HENRIQUE TAKACHI MORIYA

**AVALIAÇÃO DE TRANSDUTORES PARA
ANÁLISE METABÓLICA HUMANA**

Dissertação apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São
Paulo para obtenção do título de
Mestre em Engenharia.

São Paulo
1999

HENRIQUE TAKACHI MORIYA

**AVALIAÇÃO DE TRANSDUTORES PARA
ANÁLISE METABÓLICA HUMANA**

Dissertação apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São
Paulo para obtenção do título de
Mestre em Engenharia.

Área de Concentração:
Sistemas eletrônicos

Orientador:
José Carlos Teixeira de Barros Moraes

São Paulo
1999

Moriya, Henrique Takachi

Avaliação de transdutores para análise metabólica humana. São Paulo, 1999.
207p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Eletrônica.

1. Engenharia Biomédica - Metabolismo Humano
2. Transdutores I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Eletrônica II. t

*Aos meus pais e a minha irmã,
que me ensinaram a sonhar.*

"Se as coisas são inatingíveis...ora !

Não é motivo para não querê-las...

Que tristes os caminhos, se não fora

a mágica presença das estrelas !"

Mário Quintana

AGRADECIMENTOS:

A Deus por cada instante vivido.

Ao orientador Prof. Dr. José Carlos Teixeira de Barros Moraes pela dedicação e pelo voto de confiança.

Ao Sr. John Zorn e ao Prof. Dr. Ir. Anton F. P. Van Putten pela indispensável ajuda, sem a qual este trabalho não seria possível.

A todos da Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA e, em especial, ao Sr. José Antônio Gonçalves Fernandes pela paciência e auxílio.

Ao pessoal do Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A. e, em especial, ao colega Daniel Moraes pela imensa ajuda.

Aos professores Dr. Paulo Yasbek Jr., Dr. Carlos Eduardo Negrão, Dra. Cláudia Lúcia de Moraes Forjaz e ao Sr. Paulo Roberto Santos Silva pelo incentivo e apoio.

Aos amigos de pós graduação: José Augusto Fernandes Lopes, Liria Akie Okai, Maria Ruth Rijo Leite e Joaquim Cardoso pelo convívio inesquecível.

A todos do Laboratório de Engenharia Biomédica da EPUSP pela amizade e paciência.

A Giovana Abrahão de Araújo pelo carinho, respeito, incentivo e compreensão durante a fase final dessa jornada.

Aos amigos Luís Fernando Joaquim, Carlos Augusto Nassar, Ana Claudia Gazirola, Lara Brandani e equipe.

A todos que direta ou indiretamente, colaboraram na execução deste trabalho.

A CAPES pelo apoio financeiro.

ERRATA

AVALIAÇÃO DE TRANSDUTORES PARA ANÁLISE METABÓLICA HUMANA

Autor: Henrique Takachi Moriya

- Sumário, item 2.6: onde se lê "Os efeitos do sistema d medição sobre a respiração", leia-se "Os efeitos do sistema de medição sobre a respiração"
- Abstract, primeira linha: onde se lê "...has been a no...", leia-se "...has been a non..."
- Página 3, item 1.2, segundo parágrafo: onde se lê "...envolveu a realização uma ampla pesquisa bibliográfica...", leia-se "...envolveu a realização de uma ampla pesquisa bibliográfica..."
- Página 85, quarto parágrafo: onde se lê "...através de uma membrana não porosa de teflon...", leia-se "...através de uma membrana de teflon..."
- Página 88, primeiro parágrafo: onde se lê "...inviabiliza a utilização deste transdutor em equipamentos que realizam análise a cada respiração.", leia-se "...inviabiliza a utilização deste transdutor em equipamentos que realizam análise de gases expirados."
- Página 96, Equação 3.2: onde se lê "R: frequência respiratória;", leia-se "R: frequência respiratória, em respirações/minuto;"
- Página 118, segundo parágrafo: onde se lê "...utilizada para os ensaios com o transdutor de oxigênio - ensaios com fluxo contínuo é idêntico...", leia-se "...utilizada para os ensaios estáticos - avaliação de repetibilidade com o transdutor de fluxo em volume é idêntico..."
- Página 118, quarto parágrafo: onde se lê "...dos ensaios com fluxo contínuo - avaliação de histerese.", leia-se "... dos ensaios com fluxo contínuo - avaliação de alguns parâmetros relacionados à curva de calibração."
- Página 193, Tabela 5.2: onde se lê "A maior faixa percentual obtida foi de 1202 %...", leia-se "A maior faixa percentual obtida foi de 12,02 %..."
- Página 198, Tabela 5.7: suprimir a primeira linha

SUMÁRIO

Lista de Tabelas

Lista de Figuras

Resumo

“Abstract”

	Pág
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Campo de aplicação	2
1.2. Objetivos	3
1.3. Justificativas	5
 2. ESTUDO DOS PROCEDIMENTOS DE CALORIMETRIA INDIRETA APLICADOS À AVALIAÇÃO DO METABOLISMO HUMANO	 9
2.1. Sistema respiratório	10
2.1.1. Vias respiratórias e região alveolar	11
2.1.2. Estruturas acessórias	14
2.1.3. Espaço morto	15
2.1.4. Trocas gasosas	16
2.2. Espirometria	18
2.3. Metabolismo humano e calorimetria	24
2.3.1. Calorimetria indireta	26
2.3.1.1. Gasto energético durante o repouso (REE)	28

2.3.1.2. Contribuição calórica dos substratos	30
2.3.1.3. Quociente respiratório e taxa de troca respiratória	31
2.3.1.4. Utilização da calorimetria indireta durante o exercício ..	34
2.3.1.5. Transição do metabolismo aeróbio para o anaeróbio	35
2.3.1.6. Calorimetria indireta com circuito fechado	38
2.3.1.6.1. Técnica de redução de oxigênio ou perda volumétrica	39
2.3.1.6.2. Técnica de reabastecimento de oxigênio	42
2.3.1.7 Calorimetria indireta com circuito aberto	43
2.3.1.7.1. Técnica de câmara de mistura	45
2.3.1.7.2. Técnica de respiração a respiração	47
2.3.1.7.3. Técnica de diluição	50
2.4. Transdutores	52
2.4.1. Transdutores de oxigênio	53
2.4.1.1. Transdutores paramagnéticos de oxigênio	54
2.4.1.2. Transdutores de oxigênio por condutividade térmica	57
2.4.1.3. Transdutores eletroquímicos de oxigênio	59
2.4.2. Transdutores de dióxido de carbono	61
2.4.3. Transdutores de fluxo em volume	66
2.4.3.1. Transdutores de fluxo em volume tipo turbina	67
2.4.3.2. Transdutores de fluxo em volume tipo ultra-sônico	69
2.4.3.3. Transdutores de fluxo em volume tipo convecção térmica	71
2.4.3.4. Transdutores de fluxo em volume tipo pressão diferencial	72

2.5. Válvulas respiratórias direcionais	75
2.6. Os efeitos do sistema de medição sobre a respiração	77
3. MATERIAIS E MÉTODOS	81
3.1. Sistema de medição utilizado	81
3.1.1. Transdutor de oxigênio utilizado	85
3.1.2. Transdutor de dióxido de carbono utilizado	90
3.1.3. Transdutor de fluxo em volume utilizado	93
3.1.4. Válvulas respiratórias direcionais utilizadas	99
3.1.5. Amostras padrão dos gases utilizados	102
3.2. Metodologia de ensaios	105
3.2.1. Ensaios com transdutor de oxigênio	105
3.2.2. Ensaios com transdutor de dióxido de carbono	109
3.2.3. Ensaios com transdutor de fluxo em volume	113
3.2.3.1. Ensaios estáticos - avaliação de alguns parâmetros relacionados à curva de calibração	113
3.2.3.2. Ensaios estáticos - avaliação de repetibilidade	118
3.2.3.3. Ensaios dinâmicos	119
3.2.3.4. Ensaios com sistema de medição completo	122
4. RESULTADOS	126
4.1. Resultados dos ensaios com o transdutor de oxigênio	126
4.1.1. "Offset" de entrada	130
4.1.2. Curva de calibração	130

4.1.3. Linearidade	135
4.1.4. Histerese	137
4.1.5. Imprecisão e erro sistemático	138
4.1.6. Sensibilidade estática	140
4.1.7. Repetibilidade	140
4.2. Resultados dos ensaios com o transdutor de dióxido de carbono	141
4.2.1. "Offset" de entrada	145
4.2.2. Curva de calibração	145
4.2.3. Linearidade	148
4.2.4. Histerese	148
4.2.5. Imprecisão e erro sistemático	149
4.2.6. Sensibilidade estática	149
4.2.7. Repetibilidade	150
4.3. Resultados dos ensaios com o transdutor de fluxo em volume	151
4.3.1. Ensaios estáticos	151
4.3.1.1. Desvios percentuais em relação ao fluxo indicado pelo medidor padrão	158
4.3.1.2. Curva de calibração	160
4.3.1.3. Linearidade	165
4.3.1.4. Histerese	166
4.3.1.5. Imprecisão e erros sistemático	166
4.3.1.6. Sensibilidade estática	167

4.3.1.7. Repetibilidade	167
4.3.2. Ensaio dinâmico	174
4.3.2.1. Desvios percentuais em relação ao volume corrente indicado pelo medidor padrão	178
4.3.2.2. Curva de calibração	180
4.3.2.3. Repetibilidade	180
4.3.3. Ensaio com sistema de medição completo	181
5. CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS	186
5.1. Estudo dos procedimentos de calorimetria indireta	187
5.2. Avaliação e caracterização de transdutores utilizados em equipamentos para análise metabólica humana	188
5.2.1. Transdutor de oxigênio	193
5.2.2. Transdutor de dióxido de carbono	195
5.2.3. Transdutor de fluxo em volume	197
5.2.4. Sistema de medição	199
5.3. Perspectivas	200
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	203

LISTA DE TABELAS

	Pág.
Tabela 2.1 Condições de temperatura, pressão e saturação de vapor d'água (JOHNSON, 1991)	24
Tabela 2.2 Denominações mais freqüentes para as transições entre as fases I, II e III	35
Tabela 2.3 Susceptibilidades magnéticas dos gases respiratórios (GEDDES et al., 1989)	57
Tabela 2.4 Dados ventilatórios obtidos com 6 pacientes utilizando um clipe nasal. (WEISSMAN et al., 1984)	78
Tabela 2.5 Dados ventilatórios obtidos com 10 pacientes utilizando bucal ($\varnothing = 17\text{mm}$) e clipe nasal. (WEISSMAN et al., 1984)	79
Tabela 2.6 Dados ventilatórios obtidos com 6 pacientes utilizando bucal ($\varnothing = 9\text{mm}$) e clipe nasal. (WEISSMAN et al., 1984)	80
Tabela 3.1 Algumas especificações do transdutor modelo KE-25 fornecidas pelo fabricante	86
Tabela 3.2 Algumas especificações do transdutor modelo 4210 fornecidas pelo fabricante	93
Tabela 3.3 Alguns dados do respirômetro de Wright obtidos por BYLES (1960)	95
Tabela 3.4 Algumas especificações do sensor de fluxo Magtrak Flow Sensor Lightweight JL fornecidas pelo fabricante	98
Tabela 3.5 Algumas especificações do monitor respiratório Magtrak II fornecidas pelo fabricante	99
Tabela 3.6 Dados da válvula respiratória direcional de uma via, modelo 5610 da Hans Rudolph	100
Tabela 3.7 Dados da válvula respiratória direcional de duas vias, modelo 2600 da Hans Rudolph	101
Tabela 3.8 Características das quatro amostras gasosas classificadas pelo fabricante como "Padrão Calibração"	102
Tabela 3.9 Dados referentes ao multímetro digital utilizado	109
Tabela 3.10 Combinações de volume corrente e freqüência respiratória adotados durante os ensaios dinâmicos	121
Tabela 4.1 Dados referentes à identificação do transdutor de oxigênio ensaiado ..	127
Tabela 4.2 Planilha utilizada durante uma das baterias de ensaios com o transdutor de oxigênio, mostrando medidas típicas	127
Tabela 4.3 Dados referentes às baterias de ensaios 01, 02, 03 e 04 do transdutor de oxigênio	128

Tabela 4.4	Dados referentes à bateria de ensaios 05 do transdutor de oxigênio ...	129
Tabela 4.5	Resultados principais e conclusivos das baterias de ensaios realizadas com o transdutor de oxigênio	129
Tabela 4.6	Valores das faixas em valor absoluto e percentual para as baterias de ensaios realizadas com o transdutor de oxigênio	141
Tabela 4.7	Dados referentes à identificação do transdutor de dióxido de carbono ensaiado	142
Tabela 4.8	Planilha utilizada durante um dos ensaios com o transdutor de dióxido de carbono, mostrando medidas típicas	143
Tabela 4.9	Dados referentes às baterias de ensaios 01, 02, 03 e 04 do transdutor de dióxido de carbono	143
Tabela 4.10	Dados referentes à bateria de ensaios 05 do transdutor de dióxido de carbono	144
Tabela 4.11	Resultados principais e conclusivos das baterias de ensaios realizadas com o transdutor de dióxido de carbono	144
Tabela 4.12	Valores das faixas em valor absoluto e percentual para as baterias de ensaios realizadas com o transdutor de dióxido de carbono	150
Tabela 4.13	Dados referentes à identificação do transdutor de fluxo em volume ensaiado	151
Tabela 4.14	Planilha utilizada durante uma das baterias de ensaios estáticos (curva de calibração) com o transdutor de fluxo em volume realizada no Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A., mostrando medidas típicas	153
Tabela 4.15	Dados referentes às baterias de ensaios estáticos 01, 02, 03 e 04 do transdutor de fluxo em volume	154
Tabela 4.16	Planilha utilizada durante uma das baterias de ensaios estáticos (curva de calibração) com o transdutor de fluxo em volume realizada na empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA, mostrando medidas típicas	155
Tabela 4.17	Dados referentes às baterias de ensaios estáticos 05, 06, 07 e 08 do transdutor de fluxo em volume	156
Tabela 4.18	Número de medições realizadas nas baterias de ensaio estático 01 a 08 do transdutor de fluxo em volume	156
Tabela 4.19	Coeficientes angulares e lineares das retas de calibração das baterias de ensaios estáticos 01 a 08	162

Tabela 4.20	Planilha utilizada durante uma das baterias de ensaios estáticos (repetibilidade) com o transdutor de fluxo em volume realizada no Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A., mostrando medidas típicas	169
Tabela 4.21	Dados referentes às baterias de ensaios estáticos 09 a 18 do transdutor de fluxo em volume	169
Tabela 4.22	Resultados principais e conclusivos das baterias de ensaios estáticos (repetibilidade) realizadas com o transdutor de fluxo em volume no Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A	170
Tabela 4.23	Planilha utilizada durante uma das baterias de ensaios estáticos (repetibilidade) com o transdutor de fluxo em volume realizada na Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA., mostrando medidas típicas	171
Tabela 4.24	Dados referentes às baterias de ensaios estáticos 19 a 28 do transdutor de fluxo em volume	172
Tabela 4.25	Resultados principais e conclusivos das baterias de ensaios estáticos (repetibilidade) com o transdutor de fluxo em volume realizadas na Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA	173
Tabela 4.26	Combinações de volume corrente, frequência respiratória e intervalo de tempo de expiração adotados durante os ensaios dinâmicos	174
Tabela 4.27	Dados referentes às baterias de ensaios dinâmicos 01 a 32 do transdutor de fluxo em volume	174
Tabela 4.28	Planilha utilizada durante uma das baterias de ensaios dinâmicos com o transdutor de fluxo em volume, mostrando medidas típicas	175
Tabela 4.29	Ensaos dinâmicos - repetibilidade - volume corrente – resultados	181
Tabela 4.30	Dados referentes às baterias de ensaios 01, 02, 03, 04 e 05 com o sistema completo	182
Tabela 4.31	Planilha utilizada durante uma das baterias de ensaios com o sistema de medição, mostrando medidas típicas	183
Tabela 4.32	Quadro comparativo para o transdutor de oxigênio: sistema de medição x transdutor isolado	184
Tabela 4.33	Quadro comparativo para o transdutor de dióxido de carbono: sistema de medição x transdutor isolado	185
Tabela 5.1	Alguns fabricantes contatados durante a elaboração da dissertação de mestrado	190
Tabela 5.2	Características do transdutor de oxigênio obtidas durante os ensaios de avaliação	193

Tabela 5.3	Algumas especificações do transdutor de oxigênio model 1111D fornecidas pelo fabricante	194
Tabela 5.4	Características do transdutor de dióxido de carbono obtidas durante os ensaios de avaliação	195
Tabela 5.5	Algumas especificações do transdutor de dióxido de carbono modelo Ir1507 fornecidas pelo fabricante	197
Tabela 5.6	Características do transdutor de fluxo em volume obtidas durante os ensaios estáticos de avaliação	197
Tabela 5.7	Características do transdutor de fluxo em volume obtidas durante os ensaios dinâmicos de avaliação	198
Tabela 5.8	Especificações de um transdutor de fluxo em volume utilizado no analisador metabólico K4 fabricado pela COSMED	199

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 2.1 As vias respiratórias (GUYTON, 1992, modificada)	11
Figura 2.2 Região alveolar e bronquíolos (GUYTON, 1992, modificada)	12
Figura 2.3 Região alveolar (MCARDLE et al., 1996, modificada)	13
Figura 2.4 Alvéolos e capilares (GUYTON, 1992)	13
Figura 2.5 Estruturas acessórias na inspiração e expiração (GUYTON, 1992)	14
Figura 2.6 As trocas gasosas de oxigênio e dióxido de carbono através da região alveolar (THOMAS, 1974, modificada)	17
Figura 2.7 As trocas gasosas de oxigênio e dióxido de carbono através dos capilares presentes nos tecidos (THOMAS, 1974, modificada)	18
Figura 2.8 Volumes e capacidades pulmonares (GUYTON, 1992, modificada)	20
Figura 2.9 Calorimetria direta - experimento de Lavoisier (BROOKS et al., 1996, modificada)	25
Figura 2.10 Comportamento do volume minuto durante o exercício progressivo desde o repouso até o consumo máximo de oxigênio (SKINNER et al., 1980, modificada)	36
Figura 2.11 Comportamento da produção de dióxido de carbono durante o exercício progressivo desde o repouso até o consumo máximo de oxigênio (SKINNER et al., 1980, modificada)	36
Figura 2.12 Comportamento das frações expiradas de dióxido de carbono e oxigênio durante o exercício progressivo desde o repouso até o consumo máximo de oxigênio (SKINNER et al., 1980, modificada)	37
Figura 2.13 Representação esquemática das mudanças típicas na taxa de troca respiratória (R) durante um exercício com incremento de carga a cada minuto (WALSH et al., 1988, modificada)	37
Figura 2.14 Calorímetro genérico - técnica de redução de oxigênio (BRANSON, 1990, modificada)	40
Figura 2.15 Sistema com "canopy" ou capuz (BRANSON, 1990, modificada)	41
Figura 2.16 Calorímetro - técnica de reabastecimento de oxigênio (BRANSON, 1990, modificada)	42
Figura 2.17 Calorímetro - técnica de câmara de mistura (BRANSON, 1990, modificada)	46
Figura 2.18 Calorímetro - técnica de respiração-a-respiração com ventilação espontânea (BRANSON, 1990, modificada)	48

Figura 2.19	Calorímetro - modificação para uso de capuz - técnica de respiração-a-respiração com ventilação espontânea (BRANSON, 1990, modificada)	49
Figura 2.20	Calorímetro - técnica de diluição, ventilação mecânica (BRANSON, 1990, modificada)	50
Figura 2.21	Calorímetro - técnica de diluição, ventilação espontânea (BRANSON, 1990, modificada)	52
Figura 2.22	Transdutor paramagnético descrito por REIN (GEDDES et al., 1989, modificada)	55
Figura 2.23	Transdutor paramagnético descrito por PAULING et al. (GEDDES et al., 1989, modificada)	56
Figura 2.24	Esquema de um transdutor de oxigênio por condutividade térmica (MADAMA, 1993, modificada)	58
Figura 2.25	Diagrama de um transdutor polarográfico de O ₂ (ELETROVAC, 1996, modificada)	60
Figura 2.26	Absorção de radiação infravermelha pelo dióxido de carbono (ANDROS, 1994, modificada)	62
Figura 2.27	Esquema de um transdutor de dióxido de carbono em uma amostra gasosa com apenas uma câmara (ANDROS, 1994, modificada)	63
Figura 2.28	Esquema de um transdutor de dióxido de carbono em uma amostra gasosa com duas câmaras (MADAMA, 1993, modificada)	65
Figura 2.29	Representação esquemática de um anemômetro de turbina	68
Figura 2.30	Anemômetros de turbina (BYLES, 1960, modificada)	68
Figura 2.31	Representação esquemática de um anemômetro ultra-sônico, configuração A	70
Figura 2.32	Diagrama do transdutor ultra-sônico, configuração B (MADAMA, 1993, modificado)	70
Figura 2.33	Representação esquemática de um anemômetro por convecção térmica (MADAMA, 1993, modificada)	72
Figura 2.34	Procedimento para obtenção de um fluxo laminar através de um Venturi (NORMANN, 1988, modificada)	73
Figura 2.35	Transdutor de fluxo em volume tipo Fleish (MADAMA, 1993, modificado)	74
Figura 2.36	Esquema de uma válvula respiratória direcional de uma via desmontada (HANS RUDOLPH, 1995, modificada)	75
Figura 2.37	Esquema de uma válvula respiratória direcional tipo T desmontada (HANS RUDOLPH, 1995, modificada)	76
Figura 2.38	Esquema de uma válvula respiratória direcional tipo Y desmontada (HANS RUDOLPH, 1995, modificada)	76

Figura 3.1	Representação esquemática do sistema de medição proposto	82
Figura 3.2	Foto do sistema implementado sem o subsistema de aquisição e tratamento de sinais	83
Figura 3.3	Foto dos conectores pneumáticos e da câmara de contenção	83
Figura 3.4	Foto do bocal de borracha utilizado	84
Figura 3.5	Esquema de um transdutor eletrolítico de oxigênio tipo célula galvânica (FIGARO, 1994, modificada)	85
Figura 3.6	Foto do transdutor modelo KE-25	86
Figura 3.7	Dimensões físicas do transdutor de oxigênio modelo KE-25 (Figaro, Inc., 1994, modificada)	87
Figura 3.8	Curvas de calibração dos modelos KE-25 e KE-50 da Figaro (FIGARO, 1994, modificada)	87
Figura 3.9	Tempos de resposta dos modelos KE-25 e KE-50 da Figaro (FIGARO, 1994, modificada)	88
Figura 3.10	Representação esquemática da câmara de contenção inserida no sistema implementado	88
Figura 3.11	A dependência da temperatura do transdutor modelo KE-25 (FIGARO, 1994, modificada)	89
Figura 3.12	Foto do transdutor de dióxido de carbono modelo 4210 fabricado pela Andros	90
Figura 3.13	Representação esquemática dos módulos de potência e de processamento de sinais (Andros, 1994, modificada)	91
Figura 3.14	Diagrama de blocos do sensor de dióxido de carbono (Andros, 1994, modificada)	92
Figura 3.15	Representação esquemática do sensor e do adaptador de vias aéreas (Andros, 1994, modificada)	93
Figura 3.16	Representação esquemática de um respirômetro de Wright puramente mecânico (NUNN et al., 1962, modificada)	94
Figura 3.17	Movimento do rotor causado pelo fluxo de ar expirado no respirômetro de Wright (MADAMA, 1993, modificada)	94
Figura 3.18	Resposta do respirômetro de Wright para fluxos senoidais em diferentes frequências respiratórias (NUNN et al., 1962, modificada) ..	96
Figura 3.19	Foto do monitor respiratório Magtrak II e do sensor de fluxo Magtrak Flow Sensor Lightweight JL	97
Figura 3.20	Comportamento da válvula modelo 5610 em relação à resistência ao fluxo (HANS RUDOLPH, 1995, modificada)	100
Figura 3.21	Comportamento da válvula modelo 2600 em relação à resistência ao fluxo (HANS RUDOLPH, 1995, modificada)	101

Figura 3.22	Foto das válvulas respiratórias direcionais modelos 2600 e 5610 da Hans Rudolph	101
Figura 3.23	Cilindro para gases não liquefeitos (WHITE MARTINS, modificada, sem data)	103
Figura 3.24	Representação do regulador de pressão com dois manômetros	104
Figura 3.25	Foto do conjunto constituído pelo cilindro para gases não liqüefeitos e o regulador de pressão com dois manômetros	104
Figura 3.26	Diagrama de blocos da montagem utilizada nos ensaios com o transdutor de oxigênio	105
Figura 3.27	Representação da peça plástica utilizada para conectar o transdutor de oxigênio e o transdutor de fluxo em volume	106
Figura 3.28	Circuito amplificador de sinais implementado	107
Figura 3.29	Foto da fonte de tensão de alimentação (+12 V, + 5V, 0, -5 V, -12 V) .	108
Figura 3.30	Diagrama de blocos da montagem utilizada nos ensaios com o transdutor de dióxido de carbono	110
Figura 3.31	Representação da peça plástica utilizada para conectar o transdutor de oxigênio e o transdutor de fluxo em volume	111
Figura 3.32	Tela principal do software utilizado para controle e monitoração do transdutor de dióxido de carbono	112
Figura 3.33	Diagrama de blocos da montagem utilizada nos ensaios com o transdutor de fluxo em volume	114
Figura 3.34	Medidor de vazão de gás do tipo rotor semi-submerso da Schlumberger	114
Figura 3.35	Foto do RT-200 Calibration Analyzer da Timeter	116
Figura 3.36	Foto da conexão da entrada de gás do Sensor Magtrak Lightweight JL	116
Figura 3.37	Diagrama de blocos da montagem utilizada nos ensaios com o transdutor de fluxo em volume e um ventilador mecânico	119
Figura 3.38	Representação esquemática do ventilador mecânico modelo 9200 da Calgimed (CALGIMED, sem data)	120
Figura 3.39	Foto do sistema de medição completo	122
Figura 3.40	Diagrama de blocos da montagem utilizada para a realização dos ensaios com o sistema de medição	123
Figura 4.1	Baterias de ensaios com o transdutor de oxigênio - resultados	131
Figura 4.2	Gráfico saída versus entrada de um sistema genérico, $y = f(x)$. (2) é a função de transferência real do transdutor, (1) é a função de transferência linearizada (VAN PUTTEN, 1988, modificada)	136
Figura 4.3	Baterias de ensaios com o transdutor de dióxido de carbono - resultados	146

Figura 4.4	Ensaio estático - baterias de ensaios 01 a 08 - resultados	157
Figura 4.5	Ensaio estático - baterias de ensaios 01 a 08 - desvios	159
Figura 4.6	Ensaio estático - desvios - regressão polinomial	160
Figura 4.7	Ensaio estático - baterias de ensaios 01 a 08 - regressão linear	161
Figura 4.8	Coeficientes angulares e respectivas incertezas obtidos com as baterias de ensaios estáticos 01 a 08	162
Figura 4.9	Coeficientes lineares e respectivas incertezas obtidos nas baterias de ensaios estáticos 01 a 08	163
Figura 4.10	Ensaio estático - curva de calibração - regressão linear	164
Figura 4.11	Ensaio dinâmico - baterias de ensaios 01 a 32 - resultados	177
Figura 4.12	Ensaio dinâmico - desvios em relação ao volume corrente	178
Figura 4.13	Ensaio dinâmico - compensação em relação à frequência respiratória	179

RESUMO

A calorimetria indireta para análise do metabolismo humano tem se mostrado um método não invasivo de crescente importância no estudo mais preciso das respostas metabólicas e cardio-respiratórias. Entretanto, o alto custo dos equipamentos aliado à falta de conhecimento das técnicas tem impedido a disseminação do uso de analisadores metabólicos no Brasil.

Este trabalho foi desenvolvido com o intuito de oferecer uma visão global dos procedimentos de calorimetria indireta aplicados à avaliação do metabolismo humano sob a abordagem de Engenharia Biomédica.

Foram avaliados três transdutores tipicamente utilizados em equipamentos de calorimetria indireta para análise metabólica humana: um transdutor eletroquímico de oxigênio, um transdutor de dióxido de carbono por radiação infravermelha e um transdutor de fluxo em volume tipo turbina.

O transdutor de oxigênio mostrou-se bastante confiável, mas com um tempo de resposta bastante elevado para aplicações em análises de respiração a respiração. A principal deficiência do transdutor de dióxido de carbono está no fato de sua configuração proporcionar um aumento significativo na resistência à respiração do indivíduo. Verificou-se que o transdutor de fluxo em volume apresenta um melhor comportamento para um fluxo em torno de 20 litros/minuto.

Apesar das limitações apresentadas pelos transdutores, os resultados dos ensaios foram úteis e representativos para a compreensão do funcionamento de um analisador metabólico humano por calorimetria indireta, evidenciando quais deficiências devem ser sanadas em pesquisas futuras e os cuidados a serem considerados na implantação do laboratório para análise metabólica/respiratória sendo instalado no Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

The indirect calorimetry for analysis of the human metabolism has been a no invasive method of increasing importance in the study of metabolic and cardiorespiratory responses. However, the high cost of the equipment ally to the lack of knowledge of the techniques have been obstacles to the use of metabolic analysers in Brazil.

This research was developed with the intention to offer a global vision of the applied procedures of indirect calorimetry to the evaluation of the human metabolism under the prism of the Biomedical Engineering.

Three transducers typically used in equipment of indirect calorimetry for metabolic analysis had been evaluated: an electrochemical transducer of oxygen, a carbon dioxide transducer by infrared absorption and a turbine flowmeter.

The oxygen transducer revealed sufficiently trustworthy, but with a too high response time for applications in breath by breath analyses. The main deficiency of the transducer of carbon dioxide is to provide a significant increase in the flow resistance. It was verified that the flowmeter presents one better behaviour for a stream around 20 litres/minute.

Despite the limitations presented for the transducers, the results of the assays had been useful and representative for the understanding of the functioning of a human metabolic analyser for indirect calorimetry, evidencing which points have to be improved in future researches and to be considered in the implantation of the laboratory for metabolic and respiratory analysis being installed in the Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

O metabolismo pode ser definido como o conjunto de todas as reações químicas que ocorrem, a cada instante, dentro de um organismo vivo (VANDER et al., 1994). Assim sendo, realizar uma medição direta do metabolismo humano é inviável no atual estado da tecnologia.

De acordo com BROOKS et al. (1995), consegue-se estimar a taxa metabólica humana através da medição do calor produzido pelo corpo humano, pois assume-se que todas as reações químicas envolvidas no metabolismo forneçam calor como um dos seus produtos finais.

Uma das formas de realizar a medição do calor produzido pelo corpo humano durante um determinado intervalo de tempo é através da análise do oxigênio consumido e do dióxido de carbono produzido pelo corpo humano durante este intervalo de tempo (MCARDLE et al, 1996).

Medindo-se o oxigênio consumido e o dióxido de carbono produzido pelo corpo humano durante uma determinada atividade física, é possível estimar-se o gasto energético envolvido nessa atividade.

Além da avaliação do gasto energético, segundo SILVA et al. (1997), com o auxílio da medição do oxigênio consumido e do dióxido de carbono produzido pelo corpo humano pode-se determinar vários outros fatores correlacionados. Por exemplo, indicadores preditores de desempenho, identificação de intolerância ao exercício, determinantes de transição metabólica, avaliação clínica e terapêutica de diversas patologias, prescrição de intensidade de exercício e indicadores de eficiência cardiorrespiratória.

Segundo BRANSON (1990), para a realização da medição do consumo de oxigênio e produção de dióxido de carbono pelo corpo humano, geralmente é necessária a utilização de transdutores de fluxo em volume, além de transdutores de concentração de oxigênio e concentração de dióxido de carbono.

Esta pesquisa visou avaliar transdutores utilizados em equipamentos para análise metabólica humana por calorimetria indireta, isolada e conjuntamente, com maior ênfase na caracterização de transdutores para análise de gases respiratórios.

1.1. CAMPO DE APLICAÇÃO

Esta pesquisa pertence basicamente à área da Engenharia Biomédica, tendo sua aplicação mais direta na análise de gases expirados durante a respiração humana.

Segundo BRONZINO (1995), a Engenharia Biomédica é um ramo interdisciplinar da Engenharia que realiza pesquisa, desenvolvimento, implementação e operação de métodos teóricos e experimentais no campo da Medicina e da Biologia. A divisão da Engenharia Biomédica em sub-áreas é bastante polêmica e existem várias alternativas conflitantes. Adotando-se a divisão em quatro sub-áreas básicas segundo a diretriz do IEEE¹, define-se:

- Bioengenharia: orientada para a pesquisa básica, por exemplo, relacionada com a biotecnologia e a engenharia genética.

^{1.1} do inglês "The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc.".

- Instrumentação Biomédica: relacionada com a monitoração e a medição de eventos fisiológicos, por exemplo, envolvendo o desenvolvimento de biosensores.
- Engenharia Clínica: envolvida com projeto e desenvolvimento de facilidades, aparelhos, sistemas e procedimentos clínicos.
- Engenharia de Reabilitação: trata-se de uma sub-área relativamente nova que engloba o projeto e desenvolvimento de aparatos e procedimentos terapêuticos e de reabilitação.

Devido às características deste trabalho, pode-se dizer que a sub-área de sua aplicação dentro da área de Engenharia Biomédica é a Instrumentação Biomédica, com ênfase na análise de gases expirados durante a respiração humana, por exemplo em espirometria, capnografia e calorimetria indireta.

1.2. OBJETIVOS

Esta pesquisa apresentou dois objetivos básicos: o estudo dos procedimentos de calorimetria indireta aplicados à avaliação do metabolismo humano e a avaliação e caracterização de três transdutores utilizados em equipamentos que realizam análise metabólica humana.

O estudo dos procedimentos de calorimetria indireta em seres humanos envolveu a realização uma ampla pesquisa bibliográfica em diversos tópicos, tais como:

- Anatomia e fisiologia do sistema respiratório humano;
- Espirometria;
- Metabolismo humano;

- Calorimetria indireta e formas de aplicação;
- Transdutores e válvulas respiratórias utilizadas em calorimetria indireta;
- Sistemas de medição para análise gasométrica durante a respiração humana.

Um sucinto resumo do amplo estudo realizado é apresentado no Capítulo 2. Observe-se que uma descrição mais abrangente e minuciosa dos procedimentos de calorimetria indireta fugiria ao escopo desta pesquisa. Caso o leitor se interesse por maiores detalhes, são apresentadas diversas referências bibliográficas ao final deste texto.

A avaliação de três transdutores utilizados em equipamentos que realizam análise metabólica humana, exigiu inicialmente um abrangente estudo sobre transdutores para análise dos gases presentes no ar inspirado e no ar expirado, incluindo uma pesquisa mercadológica de dispositivos existentes nos mercados nacional e internacional. Após uma criteriosa análise de uma variedade desses dispositivos, foram adquiridos os transdutores que melhor satisfizeram os requisitos propostos para uma adequada avaliação metabólica e de acordo com os recursos financeiros disponíveis.

Finalmente, foram ensaiados, caracterizados e avaliados os transdutores de oxigênio, dióxido de carbono e fluxo em volume, isolada e conjuntamente.

1.3. JUSTIFICATIVAS

As atividades iniciais deste trabalho consistiram em uma minuciosa pesquisa bibliográfica realizada para se conhecer os aspectos anatômicos/fisiológicos, bem como as reais necessidades e especificações de instrumento, na análise metabólica/respiratória humana considerando indivíduos em repouso ou em exercício.

Várias visitas a profissionais ligados à área da fisiologia do exercício foram realizadas, destacando-se a contínua e fundamental interação com a equipe médica do Laboratório de Ergometria (LE) da Divisão de Medicina de Reabilitação (DMR) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina (HCFM) da Universidade de São Paulo (USP) durante todo o desenvolvimento desta pesquisa, a intermitente interação com a equipe do Laboratório de Fisiologia do Exercício da Associação Portuguesa de Desportos e a importante interação com pesquisadores e médicos da Escola de Educação Física e Esporte (EEFE) da Universidade de São Paulo (USP) e do Instituto do Coração (INCOR) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina (HCFM) da Universidade de São Paulo (USP).

Deve-se também destacar os vários contatos estabelecidos com o Prof. Dr. Ir. Anton F. P. Van Putten do AnMar Research Laboratories B.V. situado em Eindhoven, Holanda, e com indústrias nacionais e internacionais, com o intuito de se pesquisar e adquirir transdutores para análise de amostras gasosas, com especial destaque para a empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA^{1,2}.

^{1,2} Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA. Rua do Arraial, 52. CEP: 04122-030. São Paulo - S.P.

Estas interações foram fundamentais e utilíssimas para o bom termo e a formação dos recursos humanos envolvidos nesta pesquisa.

As atividades anteriormente mencionadas e a produção de um texto referente aos procedimentos de calorimetria indireta para avaliação metabólica humana foi considerado um dos objetivos deste trabalho, pois poucos profissionais ligados à Engenharia Biomédica no Brasil realizam pesquisa ou atividades de desenvolvimento na área de calorimetria indireta. Os resultados deste estudo publicados nesta Dissertação visam constituir um pequeno auxílio para a formação de recursos humanos nesta área carente em nosso país.

A pretensão inicial desta pesquisa incluía implementar um analisador metabólico por telemetria pois, além de não existirem, atualmente, fabricantes nacionais de equipamentos para análise metabólica humana, o custo da ordem de algumas dezenas de milhares de dólares dessa classe de equipamento médico inviabiliza a disseminação da utilização deste tipo de instrumento no Brasil.

Propôs-se então a utilização de um subsistema de aquisição e tratamento de sinais o qual incorporaria um circuito microcontrolado capaz de realizar todo o processamento necessário dos sinais provenientes dos transdutores e apresentaria os correspondentes resultados da medição ao usuário. Um circuito eletrônico baseado no microcontrolador 80C552 chegou a ser parcialmente implementado.

Diversos percalços, incluindo-se problemas na importação de transdutores, fizeram com que o projeto inicial fosse postergado e considerado excessivamente ambicioso para nível de mestrado. A simplificação da proposta inicial, resultando apenas na pesquisa para avaliação de transdutores utilizados

em equipamentos para calorimetria indireta, foi imperativa. Esta avaliação consistiu então no outro objetivo deste trabalho, pois os procedimentos necessários para realizá-la permitiriam um aprendizado de quase todos os procedimentos necessários para a futura implementação de um analisador metabólico, além da caracterização e avaliação metrológica dos principais e mais críticos componentes utilizados neste tipo de equipamento médico.

Os transdutores avaliados e caracterizados neste trabalho devem ser utilizados em futuras pesquisas e desenvolvimentos do Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP) nas áreas relacionadas ao estudo do metabolismo humano.

Finalmente, deve-se enfatizar que poucas são as Instituições de pesquisas nacionais atuantes em Engenharia Biomédica na área de análise do metabolismo humano, tendo-se conhecimento apenas da realização de pesquisas no Laboratório de Engenharia Pulmonar (LEP) do Programa de Engenharia Biomédica (PEB) da Coordenação dos Programas de Pós-Graduação de Engenharia (COPPE) da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ). No cenário internacional, tem-se conhecimento de diversas pesquisas realizadas na área médica sobre a análise do metabolismo humano (ASKANAZI et al., 1980; BRADLEY et al., 1980; FERRANNINI, 1988; GILBERT et al., 1972; HIRSCH et al., 1982; NOGUSHI et al., 1982; SACKNER et al., 1980; SKINNER et al., 1980; WALSH et al., 1988; WASSERMAN et al., 1973; WEISSMAN et al., 1984). Entretanto, na área de Engenharia Biomédica, as pesquisas realizadas também são escassas (BRANSON, 1990; DAMASK et al., 1982; JONES, 1984; MADAMA, 1993; RAURICH et al., 1988; SPENCER et al., 1972). Este fato também motivou o desenvolvimento desta pesquisa que

representa o início da realização de pesquisas em Engenharia Biomédica na área de análise e avaliação do metabolismo e do sistema respiratório humanos no Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP), sendo que este trabalho pioneiro possibilitou a implementação do início de uma infra-estrutura adequada a possibilitar muitas atividades de pesquisa e desenvolvimento neste campo, induzindo futuramente o desenvolvimento de um analisador metabólico por telemetria.

CAPÍTULO 2 - ESTUDO DOS PROCEDIMENTOS DE CALORIMETRIA INDIRETA APLICADOS À AVALIAÇÃO DO METABOLISMO HUMANO

Um dos objetivos desta pesquisa é apresentar um panorama geral da área de medição e análise do metabolismo humano com enfoque em Engenharia Biomédica. Para isto foi elaborado, após ampla pesquisa bibliográfica, um resumo dos principais tópicos relacionados ao estudo dos procedimentos de calorimetria indireta em seres humanos. A abordagem dos assuntos foi desenvolvida de forma sucinta e as referências bibliográficas apresentadas no final deste texto permitem um eventual aprofundamento.

Foi adotada a seguinte ordem na apresentação dos assuntos neste Capítulo:

- Descrição anatômica do sistema respiratório humano, com o intuito de localizar a área respiratória pertinente a esta pesquisa. Noções das trocas gasosas são apresentadas e a espirometria descrita.
- Conceito de metabolismo humano, definindo-o e descrevendo as formas de mensurá-lo por calorimetria indireta.
- Transição entre os metabolismo aeróbio e o anaeróbio, incluindo-se as formas de obtenção dos limiares ventilatórios.
- Transdutores de oxigênio, dióxido de carbono e fluxo em volume.
- Válvulas respiratórias direcionais utilizadas para realizar a conexão do paciente com o sistema de medição.
- Estudo sobre os efeitos do sistema de medição em relação à respiração externa.

2.1. SISTEMA RESPIRATÓRIO

A respiração pode ser considerada como o conjunto de fenômenos e processos que fornecem oxigênio ao metabolismo intracelular e que eliminam um dos produtos finais decorrente deste metabolismo, o gás carbônico (HAEBISCH, 1973).

De acordo com NETTER (1980), é necessário fazer-se uma distinção entre respiração interna e respiração externa. A respiração externa consiste na troca de oxigênio e dióxido de carbono entre o sangue e a atmosfera. Já na respiração interna está envolvida a troca de gases entre o sangue, nos capilares da circulação sistêmica, e os tecidos, nos quais estão localizados estes capilares. A ênfase nesta pesquisa será a respiração externa.

De acordo com VANDER et al. (1994), além de prover o oxigênio e eliminar o dióxido de carbono, o sistema respiratório também é responsável por um conjunto de outras funções, tais como: regulação ácido/base do sangue, fonação, defesa contra micróbios, influência na concentração arterial dos mensageiros químicos e bloqueio/dissolução de coágulos sangüíneos.

Foge ao escopo deste trabalho uma descrição detalhada do sistema respiratório humano (GUYTON, 1992; HAEBISCH, 1973; JACQUEZ, 1979), sendo apresentado apenas o mínimo necessário à compreensão deste texto.

O sistema respiratório é composto anatomicamente pelas vias respiratórias, pela região alveolar e por estruturas acessórias, descritas a seguir.

2.1.1. VIAS RESPIRATÓRIAS E REGIÃO ALVEOLAR

As vias respiratórias e a região alveolar, indicadas na Figura 2.1, são compostas pelo nariz externo, nariz interno, sinos paranasais, faringe, laringe, traquéia, brônquios direito e esquerdo, árvore brônquica, bronquíolos terminais, bronquíolos alveolares, dutos alveolares e alvéolos.

Figura 2.1 - As vias respiratórias (GUYTON, 1992, modificada).

O ar ventilado pode passar pelos orifícios nasais e/ou pela boca. Entretanto, a via fisiológica é o nariz, uma vez que o ar inspirado pelo orifícios nasais é mais umedecido, aquecido e purificado de partículas grandes do que quando inspirado pela cavidade bucal.

Os pulmões são duas estruturas localizadas dentro da caixa torácica e são compostos pela árvore brônquica, bronquíolos terminais, bronquíolos alveolares, dutos alveolares e alvéolos. Os pulmões apresentam diversas

funções, podendo-se destacar dentre elas os auxílios na manutenção do equilíbrio térmico, na regulação do equilíbrio ácido-base e na fonação. Entretanto, a função principal dos pulmões é a troca gasosa, transferindo oxigênio do ar para o sangue venoso e movendo dióxido de carbono deste sangue para os alvéolos, sendo esse gás carbônico posteriormente expelido para o ar ambiente.

De acordo com MCARDLE et al. (1996), os pulmões contêm mais de 300 milhões de alvéolos, sacos membranosos elásticos que propiciam a superfície vital para a troca gasosa entre o tecido pulmonar e o sangue. Em relação a outros tecidos, o tecido alveolar é o que apresenta o maior suprimento de sangue em todo corpo.

A Figura 2.2 apresenta a região alveolar e sua interface com os bronquíolos.

Figura 2.2 - Região alveolar e bronquíolos (GUYTON, 1992, modificada).

A Figura 2.3 apresenta em destaque a região alveolar em relação aos brônquios, bronquíolos e pulmões.

Figura 2.3 - Região alveolar (MCARDLE et al., 1996, modificada).

Milhões de alvéolos e finos capilares sangüíneos são dispostos lado a lado na região alveolar. A difusão gasosa ocorre através de uma barreira extremamente fina, chegando a aproximadamente 3 μm em algumas áreas, entre os alvéolos e os capilares sangüíneos. Existem também os chamados poros de Kohn, que são pequenos poros que interligam alvéolos adjacentes e permitem a troca gasosa entre eles (MCARDLE et al., 1996).

A Figura 2.4 fornece um exemplo de distribuição dos capilares entre os alvéolos.

Figura 2.4 - Alvéolos e capilares (GUYTON, 1992).

Segundo VANDER et al. (1994), aproximadamente 4 litros de ar entram e deixam os alvéolos por minuto e 5 litros de sangue fluem através dos capilares pulmonares em um indivíduo adulto normal, em repouso.

2.1.2. ESTRUTURAS ACESSÓRIAS

As estruturas acessórias necessárias para a operação do sistema respiratório são a pleura, o diafragma, a caixa torácica e os músculos que levantam e abaixam as costelas nos movimentos inspiratório e expiratório (NETTER, 1980).

Estas estruturas são responsáveis pela ventilação pulmonar, pois os pulmões não apresentam nenhuma capacidade muscular (TRAISTER, 1981). De acordo com GUYTON (1992), os pulmões podem sofrer expansão e retração por duas maneiras: pelos movimentos do diafragma para baixo e para cima, a fim de aumentar ou diminuir a altura da cavidade torácica, e pela elevação e abaixamento das costelas, para aumentar e diminuir o diâmetro ântero-posterior da cavidade torácica. Os elementos necessários à geração desses movimentos podem ser observados na Figura 2.5.

Figura 2.5 - Estruturas acessórias na inspiração e expiração (GUYTON, 1992).

2.1.3. ESPAÇO MORTO

O espaço morto é definido como a região do sistema respiratório onde não ocorrem trocas gasosas (GUYTON, 1992). Como as trocas gasosas só ocorrem nos alvéolos, o espaço morto é constituído pela vias aéreas e por alvéolos deficientes que não realizam trocas gasosas.

De acordo com MADAMA (1993), existem três definições para o espaço morto:

1. Espaço morto anatômico: região da vias aéreas desde a boca/nariz até os bronquíolos terminais.
2. Espaço morto fisiológico: região total do espaço morto no sistema respiratório, também denominado espaço morto funcional.

De acordo com BRADLEY et al. (1980), o espaço morto fisiológico pode ser determinado através da seguinte equação:

$$V_D = [(P_{aCO_2} - P_{ECO_2}) / P_{aCO_2}] \times VC - V_{Deq} \quad (2.1)$$

onde,

V_D : espaço morto fisiológico;

P_{aCO_2} : pressão parcial de dióxido de carbono no sangue arterial;

P_{ECO_2} : pressão parcial de dióxido de carbono no ar expirado;

VC: volume corrente, ou seja, volume de ar inspirado ou expirado por incursão respiratória;

V_{Deq} : espaço morto do equipamento utilizado para medir a P_{ECO_2} e o VC.

3. Espaço morto alveolar: região correspondente aos alvéolos que apresentam mau funcionamento e não realizam trocas gasosas. O

espaço morto alveolar é a diferença entre os espaços mortos fisiológico e anatômico (JACQUEZ, 1979).

O volume do espaço morto anatômico é de aproximadamente 150 ml para um adulto jovem (GUYTON, 1992).

Segundo VANDER et al. (1994), pode haver um aumento bastante significativo do volume do espaço morto alveolar como consequência de diversos tipos de doenças pulmonares.

2.1.4. TROCAS GASOSAS

O transporte e as trocas gasosas de oxigênio e dióxido de carbono entre o sangue, pulmões e tecidos são fenômenos coordenados nos sistemas cardíaco e pulmonar, sendo baseados em um processo químico relativamente complicado (THOMAS, 1974).

Foge ao escopo desta Dissertação apresentar uma descrição detalhada do mecanismo de trocas gasosas (GUYTON, 1992; HAEBISCH, 1973; JACQUEZ, 1979; THOMAS, 1974), sendo incluída somente uma narrativa simples baseada nas Figuras 2.6 e 2.7.

Segundo CROMWELL et al. (1973), o sangue passa por perfusão através dos capilares pulmonares, onde o oxigênio é difundido dos alvéolos para o sangue pulmonar e, posteriormente, transportado em combinação com a hemoglobina, sendo o composto resultante chamado de oxi-hemoglobina. Ao mesmo tempo, ocorre a remoção do dióxido de carbono do sangue para os alvéolos. A oxi-hemoglobina libera seu oxigênio nos tecidos, enquanto o

dióxido de carbono proveniente desses tecidos e dos fluídos vizinhos se difunde através do sangue.

De acordo com THOMAS (1974), além do transporte realizado por moléculas de hemoglobina, algumas reações ocorrem imediatamente após o dióxido de carbono se combinar com um eritrócito, estas reações sendo devidas à presença da enzima anidrase carbônica e produzindo carbonatos e bicarbonatos. Também ocorrem mudanças iônicas e geração de íons H^+ e ácido carbônico (H_2CO_3).

A Figura 2.6 representa as trocas gasosas de oxigênio e dióxido de carbono através da região alveolar.

Figura 2.6 - As trocas gasosas de oxigênio e dióxido de carbono através da região alveolar (THOMAS, 1974, modificada).

A Figura 2.7 ilustra as trocas gasosas de oxigênio e dióxido de carbono através dos capilares presentes nos tecidos.

Figura 2.7 - As trocas gasosas de oxigênio e dióxido de carbono através dos capilares presentes nos tecidos (THOMAS, 1974, modificada).

2.2. ESPIROMETRIA

Ventilação pulmonar é o fenômeno correspondente à entrada e à saída de ar entre a atmosfera e os alvéolos pulmonares (GUYTON, 1992). Um indivíduo em condições normais realiza respiração ou ventilação espontânea. Um suporte ventilatório mecânico artificial, normalmente denominado ventilador mecânico por propiciar uma ventilação mecânica, é utilizado ou quando o "mecanismo" natural da respiração estiver deprimido ou quando o paciente apresentar incapacidade neuromuscular para respirar.

Ainda segundo GUYTON (1992), a espirometria se refere aos métodos e processos de medição da ventilação pulmonar, através do registro do volume de ar que se movimenta para dentro e para fora dos pulmões.

O dispositivo tradicionalmente utilizado para realizar a medição do volume de ar que se movimenta durante a respiração é denominado espirômetro (GEDDES et al., 1989).

De acordo com MADAMA (1993), o volume total dos pulmões pode ser descrito e subdividido em oito elementos de volume constituintes, definidos como sendo 4 volumes e 4 capacidades pulmonares. Uma capacidade é um elemento composto que inclui dois ou mais volumes pulmonares.

A seguir são definidos esses quatro volumes e as quatro capacidades pulmonares, ilustrados na Figura 2.8:

Volume corrente (VC): volume de ar inspirado ou expirado em cada incursão respiratória normal, sendo aproximadamente 500 ml em um adulto normal.

Volume de reserva inspiratório (VRI): máximo volume de ar que pode ser inspirado além do volume corrente (VC).

Volume de reserva expiratório (VRE): volume adicional de ar que pode ser expirado, por expiração forçada, após o final da expiração do volume corrente (VC).

Volume residual (VR): volume de ar que permanece nos pulmões após uma expiração forçada.

Capacidade inspiratória (CI): volume máximo de ar que pode ser inspirado a partir do nível expiratório normal, sendo quantificado pela seguinte expressão:

$$CI = VC + VRI$$

(2.2)

Capacidade residual funcional (CRF): volume de ar que permanece nos pulmões no nível expiratório normal, sendo matematicamente descrito por:

$$CRF = VRE + VR \quad (2.3)$$

Capacidade vital (CV): volume máximo de ar que pode ser expirado após uma inspiração máxima ou inspirado após uma expiração máxima, ou seja,

$$CV = VRI + VC + VRE \quad (2.4)$$

Capacidade pulmonar total (CPT): volume máximo de ar contido nos pulmões após uma inspiração máxima, sendo dado pela seguinte relação:

$$CPT = VRI + VC + VE + VR \quad (2.5)$$

Figura 2.8 - Volumes e capacidades pulmonares (GUYTON, 1992, modificada).

Existem dois tipos de espirometria, a direta e a indireta (MADAMA, 1993).

A espirometria direta utiliza um espirômetro para medir diretamente todos os volumes e capacidades pulmonares com exceção do volume residual (VR), capacidade residual funcional (CRF) e capacidade pulmonar total (CPT).

O volume residual (VR), a capacidade residual funcional (CRF) e a capacidade pulmonar total (CPT) são determinados através da espirometria indireta, que utiliza duas técnicas distintas: o método de diluição de gases e a pletismografia.

Maiores detalhes sobre as espirometrias direta e indireta, bem como as respectivas técnicas aplicadas podem ser obtidos nas referências bibliográficas apresentadas no final deste texto.

Equipamentos que realizam análise metabólica através de calorimetria indireta, a serem apresentados em próximos itens deste Capítulo, geralmente, utilizam transdutores de fluxo em volume capazes de realizar parcial ou completamente o conjunto de medições relacionado à espirometria direta.

Segundo a Norma NBR 13931 (ABNT, 1997), existem outros termos, símbolos e definições importantes para a espirometria, listados a seguir:

Capacidade vital forçada (CVF): volume máximo de ar exalado com esforço máximo, a partir do ponto de máxima inspiração.

Volume expiratório forçado no intervalo de tempo t (VEF_t): volume de ar exalado em um intervalo de tempo especificado t , durante a manobra de capacidade vital forçada (CVF).

Fluxo expiratório forçado máximo (FEF_{max}): fluxo máximo de ar durante a manobra de CVF, também denominado de PFE (pico de fluxo expiratório).

Fluxo expiratório forçado instantâneo (FEF_x): fluxo expiratório forçado instantâneo relacionado a um determinado volume medido na manobra de capacidade vital forçada (CVF).

Fluxo inspiratório forçado instantâneo (FIF_x): fluxo inspiratório forçado instantâneo relacionado a um determinado volume medido na manobra de capacidade vital forçada (CVF).

Fluxo expiratório forçado médio ($FEF_{x-y} \%$): fluxo expiratório forçado médio de um segmento compreendido entre $x \%$ e $y \%$ da capacidade vital forçada (CVF).

Tempo de expiração forçada (TEF): intervalo de tempo decorrido entre os instantes escolhidos para “início” e “término” da manobra de CVF.

Tempo expiratório forçado médio ($TEF_{x-y} \%$): tempo expiratório forçado médio de um segmento compreendido entre $x \%$ e $y \%$ da capacidade vital forçada (CVF).

Ventilação voluntária máxima (VVM): volume máximo de ar ventilado obtido através de sucessivas manobras respiratórias forçadas em um dado intervalo de tempo, também denominado de CVM (capacidade ventilatória máxima).

Em linhas gerais, durante um procedimento de calorimetria indireta, deseja-se correlacionar os volumes respiratórios medidos com os volumes gasosos presentes no sangue. Para que esta correlação possa ser feita, correções devem ser aplicadas nas medições de volumes respiratórios realizadas por espirômetros (GEDDES et al., 1989).

Uma correção bastante utilizada é a do volume medido por um espirômetro para se estimar o volume corresponde nos pulmões do indivíduo.

As medições dos volumes respiratórios são realizadas em temperatura ambiente, pressão atmosférica e a mistura gasosa está saturada com vapor d'água, sendo este conjunto de condições conhecido pela sigla ATPS (do inglês “ambient temperature-pressure saturated”). Já o volume de gás nos pulmões está nas condições de temperatura corporal, pressão atmosférica e saturado com vapor d'água, sendo este conjunto de condições conhecido pela sigla BTPS (do inglês “body temperature-pressure saturated”). Para se corrigir os volumes medidos pelo espirômetro para a temperatura corporal (37°C) e pressão saturada de vapor d'água de 47 mmHg deve-se utilizar a seguinte equação, deduzida diretamente das leis dos gases:

$$\text{volume (BTPS)} = (\text{volume coletado a } T^{\circ}\text{C}) \times \left(\frac{273 + 37}{273 + T} \right) \left(\frac{P_B - P_{H_2O}}{P_B - 47} \right) \quad (2.6)$$

onde,

T: temperatura da mistura gasosa no espirômetro (°C);

P_B: pressão barométrica (mmHg);

P_{H₂O}: pressão de vapor d'água (mmHg) na mistura gasosa presente no espirômetro a T °C.

Existem outras condições de temperatura, pressão e saturação de vapor d'água, conforme a Tabela 2.1, sendo que outras equações derivadas da leis dos gases são utilizadas para as necessárias conversões.

Tabela 2.1 - Condições de temperatura, pressão e saturação de vapor d'água (JOHNSON, 1991).

SIGLA	CONJUNTO DE CONDIÇÕES
BTPS (do inglês “body temperature-pressure saturated”)	Condições corporais, temperatura corporal (37°C), pressão ambiente, saturada com vapor d'água
ATPS (do inglês “ambient temperature-pressure saturated”)	Temperatura e pressão ambientais, saturada com vapor d'água
ATPD (do inglês “ambient temperature-pressure dry”)	Temperatura e pressão ambientais, a seco
STPD (do inglês “standard temperature-pressure dry”)	Temperatura de 0 °C, pressão de 760 mmHg, a seco

2.3. METABOLISMO HUMANO E CALORIMETRIA

Segundo BROOKS et al. (1995), existem duas definições de metabolismo, uma funcional e uma operacional. A definição funcional estabelece que o metabolismo é a composição de todas as transformações de energia e matéria que ocorrem dentro de um organismo vivo, sendo impossível de ser mensurada. Já a definição operacional relaciona o metabolismo com a taxa de produção de calor. Esta definição considera o fato de que todos eventos celulares resultam em produção de calor e pela determinação desse calor produzido pode-se obter uma medida do metabolismo.

Como o calor produzido deve ser mensurado para se determinar a taxa metabólica, este procedimento é chamado de calorimetria. Existem basicamente dois tipos de calorimetria, a direta e a indireta.

A calorimetria direta envolve a medição direta da quantidade de calor perdida pelo corpo humano por evaporação, radiação e condução/convecção (FERRANNINI, 1988), sendo tecnicamente muito difícil de ser realizada. De acordo com BRANSON (1990), a calorimetria direta para estimar o metabolismo humano necessita de um dispositivo onde o paciente fique

confinado, em repouso, em um compartimento fechado por longos intervalos de tempo para que resultados confiáveis possam ser obtidos. Nenhuma assistência de enfermagem pode ser oferecida durante o exame e outras fontes de produção de calor (por exemplo, motores e compressores) devem ser eliminadas. Assim sendo, os calorímetros diretos são aparatos caros e que apresentam muitas limitações em suas aplicações.

Os próprios materiais utilizados na confecção do calorímetro direto representam uma limitação do processo, pois podem afetar nas medições desde que apresentam necessariamente características próprias de transferência de calor.

Um exemplo simples, mas bastante ilustrativo, de um calorímetro direto é apresentado na Figura 2.9. Com este dispositivo, construído por Lavoisier em 1780, é possível estimar-se o calor produzido pela cobaia através da medição da quantidade de água produzida e do conhecimento da quantidade de calor necessária para derreter uma certa quantidade de gelo (BROOKS et al., 1995).

Figura 2.9 - Calorimetria direta - experimento de Lavoisier (BROOKS et al., 1995, modificada).

Segundo BRANSON (1990), a calorimetria direta encontra grande aplicação na agropecuária, sendo utilizada no estudo do metabolismo e da nutrição animal.

A calorimetria indireta envolve a medição do oxigênio consumido e do dióxido de carbono produzido, sendo considerada um procedimento válido e tecnicamente mais confiável para se medir a taxa metabólica, razões pelas quais será adotada nesta pesquisa.

2.3.1. CALORIMETRIA INDIRETA

Segundo FERRANNINI (1988), a forma mais comum de se extrair energia de um substrato, ou nutriente, é oxidá-lo completamente, gerando dióxido de carbono e água através da seguinte reação:

O destino final de todos os combustíveis celulares (carboidratos, lipídios e proteínas) é a oxidação. A energia de um nutriente liberada pela oxidação é em parte perdida como calor, utilizado para manter a temperatura corporal, e em parte armazenada em uma variedade de compostos de alta energia, dos quais o mais importante é a ATP (adenosina tri-fosfato), sendo que a função principal desta biomolécula é a transferência de energia. A energia armazenada é transferida para utilização em diversos processos metabólicos, como as biosínteses, transportes ativos e contrações musculares. Consequentemente, todas as reações que liberam energia no corpo dependem em última instância da utilização do oxigênio (MCARDLE et al., 1996).

A calorimetria indireta é um método pelo qual a taxa metabólica é estimada através da medição do consumo de oxigênio ($\dot{V}_{O_2}$) e da produção de dióxido de carbono ($\dot{V}_{CO_2}$). Apesar das reações bioquímicas *in vivo* ocorrerem através de intrincadas redes de estados dinâmicos, as leis básicas do equilíbrio termodinâmico evidentemente continuam valendo para o metabolismo energético em seres vivos (FERRANNINI, 1988). Logo, a termodinâmica é utilizada para estudar o metabolismo, sendo que a calorimetria indireta foi desenvolvida na virada do século como uma aplicação das leis da termodinâmica na biologia. Foge ao escopo desta pesquisa realizar um minucioso estudo sobre o metabolismo humano, sendo que o leitor interessado em maiores detalhes deve recorrer às referências bibliográficas existentes no final deste texto (FERRANNINI, 1988; BROOKS et al., 1995; MCARDLE et al., 1996). Ainda de acordo com FERRANNINI (1988), a calorimetria indireta também fornece informações sobre o tipo e a taxa de utilização de substratos *in vivo*. Estas informações estão relacionadas a parâmetros como o quociente respiratório, entre outros, que serão apresentados a posteriori.

Segundo MADAMA (1993), a calorimetria indireta é capaz de estimar alguns dados metabólicos e nutricionais de um paciente, dentre estes destacando-se o gasto energético durante o repouso (REE) e a contribuição calórica dos substratos, apresentados a seguir.

2.3.1.1. GASTO ENERGÉTICO DURANTE O REPOUSO (REE)

REE é a sigla utilizada para representar o gasto energético durante o repouso, do inglês "resting energy expenditure". Trata-se da quantidade de calor produzida pelo corpo e gerada pelos processos metabólicos, em um intervalo de tempo de 24 horas, com o indivíduo em um estado estável e de repouso.

Este parâmetro pode ser estimado através de cálculos ou medido indiretamente através da calorimetria indireta. Para um indivíduo normal, o REE representa aproximadamente dois terços de sua necessidade calórica diária (MADAMA, 1993). Assim, a obtenção do parâmetro REE possibilita, entre outras coisas, a redução no custo do suporte nutricional de um paciente.

Segundo MADAMA (1993), é possível se estimar o gasto energético durante o repouso (REE) utilizando as equações seguintes:

$$REE_{\text{Homem}} = 66,47 + (13,75 \times Wt) + (5,00 \times Ht) - (6,75 \times A) \quad (2.8)$$

$$REE_{\text{Mulher}} = 655,10 + (9,56 \times Wt) + (1,85 \times Ht) - (4,68 \times A) \quad (2.9)$$

onde,

REE: obtido em Kcal/dia;

Wt: massa do homem/mulher, em kg;

Ht: altura do homem/mulher, em cm;

A: idade do homem/mulher, em anos.

A partir de uma equação proposta por WEIR (1949), MADAMA (1993) descreve o cálculo do REE através da seguinte equação:

$$REE = (1,44 \times ((3,941 \times \dot{V}O_2) + (1,106 \times \dot{V}CO_2))) - (2,17 \times UN) \quad (2.10)$$

onde,

REE: obtido em Kcal/dia;

$\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$: dados em ml/min;

UN: quantidade de nitrogênio presente na urina do paciente coletada durante 24 horas, a sua unidade é g/24 h. Caso o termo UN seja desprezado, haverá um erro de, no máximo, 2% no cálculo de REE (MADAMA, 1993).

De acordo com BRANSON (1990), encontra-se na literatura uma forte tendência a se valorizar muito mais a medição indireta do REE através da calorimetria indireta do que a sua estimativa, por tratar-se de uma forma mais precisa de se obter este parâmetro metabólico.

WEISSMAN et al. (1984) apud BRANSON (1990) demonstraram que durante os procedimentos de rotina (cuidados de enfermagem, exames, etc.) ocorrem alterações significativas no $\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e, portanto, no REE. Assim, é importante evitar-se a interação com o paciente durante a medição do REE.

Segundo BRANSON (1990), para se realizar a medição do REE é necessário que o estado de repouso seja mantido de 10 a 15 minutos. Isto pode fazer com que alguns testes durem mais do que 2 horas, sendo que o ideal é que sejam observados dois intervalos de repouso com valores similares de REE durante o teste. Alguns calorímetros definem um estado estável quando a mudança no $\dot{V}O_2$ é menor do que 5% entre um minuto e outro.

Entretanto, somente a observação do paciente e a subsequente comparação dos dados pode revelar que o REE foi corretamente estimado.

O REE deve ser medido de 2 a 3 vezes por semana nos pacientes considerados instáveis, ou seja, aqueles que apresentam picos de febre, instabilidade hemodinâmica ou estão em estado pós-operatório. Já para os pacientes considerados estáveis, a medição do REE deve ocorrer com uma periodicidade semanal.

Observe-se que a disponibilidade de dados metabólicos e nutricionais pode melhorar muito o gerenciamento nutricional de indivíduos, doentes ou não. Dentre as áreas de atuação desta técnica destacam-se os estudos da assimilação nutricional, da termogênese, do gasto energético com exercícios físicos e da patogênese da obesidade e do diabetes.

2.3.1.2. CONTRIBUIÇÃO CALÓRICA DOS SUBSTRATOS

Segundo MADAMA (1993), é possível calcular-se a contribuição calórica dos substratos, ou seja, pode-se estimar a quantidade de kilocalorias geradas pelo indivíduo, através do metabolismo de cada um dos três principais substratos nutricionais: carboidratos, lipídios e proteínas. A seguir são apresentadas as fórmulas propostas pelo autor supra citado:

- *Carboidratos*

$$\text{Contribuição Calórica dos Carboidratos} = 4,18 \times \text{ECC} \text{ [Kcal]} \quad (2.11)$$

onde ECC é equivalente calórico dos carboidratos, dado por:

$$\text{ECC} = (4,12 \times \dot{V}\text{O}_2) - (2,91 \times \dot{V}\text{CO}_2) - (1,94 \times \text{UN}) \text{ [g]} \quad (2.12)$$

- *Lipídios*

$$\text{Contribuição Calórica dos Lipídios} = 9,46 \times \text{ECL} \text{ [Kcal]} \quad (2.13)$$

onde ECL é o equivalente calórico dos lipídios, dado por:

$$\text{ECL} = (1,69 \times \dot{V}_{\text{O}_2}) - (1,69 \times \dot{V}_{\text{CO}_2}) - (2,54 \times \text{UN}) \text{ [g]} \quad (2.14)$$

- *Proteínas*

$$\text{Contribuição Calórica das Proteínas} = 4,32 \times \text{ECP} \text{ [Kcal]} \quad (2.15)$$

onde ECP é o equivalente calórico das proteínas, dado por:

$$\text{ECP} = (6,25 \times \text{UN}) \text{ [g]} \quad (2.16)$$

2.3.1.3. QUOCIENTE RESPIRATÓRIO E TAXA DE TROCA RESPIRATÓRIA

De acordo com MCARDLE et al. (1996), por causa das diferenças inerentes às composições químicas de carboidratos, lipídios e proteínas, diferentes quantidades de oxigênio são necessárias para oxidar completamente as moléculas de carbono e os átomos de hidrogênio presentes no alimento, resultando em dióxido de carbono e água. Consequentemente, a quantidade de dióxido de carbono produzida em relação ao oxigênio consumido varia de acordo com o substrato metabolizado. Esta taxa de troca metabólica de gases na combustão do alimento é chamada de quociente respiratório (QR ou, em inglês, RQ) e é definida como:

$$\text{QR} = \frac{\text{Fluxo de eliminação do dióxido de carbono}}{\text{Fluxo de captação do oxigênio}} \quad (2.17)$$

A determinação do Quociente Respiratório (QR) é útil para avaliação de pacientes em repouso ou em exercícios aeróbios, pois serve como um

indicador conveniente da mistura de macronutrientes que é utilizada para produção de energia (MCARDLE et al., 1996).

Observe-se que a oxidação completa de uma molécula de glicose é dada pela seguinte reação:

Calculando o Quociente Respiratório (QR), obtém-se:

$$\text{QR} = 6 \text{CO}_2 / 6 \text{O}_2 = 1,0 \quad (2.19)$$

Logo, o Quociente Respiratório (QR) para oxidação de carboidratos é igual a 1,0.

Realizando procedimentos semelhantes para lipídios e proteínas tem-se que o Quociente Respiratório (QR) para oxidação de lipídio é 0,7 e para oxidação de proteínas é 0,82.

O Quociente Respiratório (QR) é calculado considerando-se os processos celulares, não levando em conta a produção não-metabólica de dióxido de carbono, como a que ocorre no tamponamento do ácido láctico (BROOKS et al., 1995).

De acordo com BROOKS et al. (1995), o ácido láctico (HLA) é um ácido forte cuja concentração aumenta nos músculos e no sangue durante o exercício físico. Também é conhecido como um ácido forte em sistemas fisiológicos, pois apresenta a capacidade de dissociar rapidamente um íon H^+ . Para diminuir os efeitos dos prótons gerados pelo ácido láctico durante o exercício físico, o corpo possui um sistema químico que realiza o tamponamento do ácido láctico diminuindo seus efeitos. O sistema bicarbonato (HCO_3^-) - ácido carbônico (H_2CO_3) é o principal responsável, no sangue, pelo

tamponamento do ácido láctico, sendo que o CO_2 é um dos produtos finais deste processo, como pode ser observado nas reações a seguir:

Uma outra definição importante nos fenômenos envolvidos nesta análise é a taxa de troca respiratória (R), este parâmetro sendo muitas vezes erroneamente confundido com o quociente respiratório (QR).

Segundo MCARDLE et al. (1996), a taxa de troca respiratória (R) reflete a troca pulmonar de dióxido de carbono e oxigênio sob várias condições fisiológicas e metabólicas que não refletem completamente a mistura de macronutrientes que está sendo metabolizada.

O cálculo do Quociente Respiratório (QR) e o cálculo da taxa de troca respiratória (R) utilizam a mesma fórmula.

$$R = \frac{\text{Fluxo de eliminação do dióxido de carbono}}{\text{Fluxo de captação do oxigênio}} \quad (2.20)$$

ou seja,

$$R = \frac{\dot{V}_{\text{CO}_2}}{\dot{V}_{\text{O}_2}} \quad (2.21)$$

Entretanto, a taxa de troca respiratória é calculada utilizando as medidas de troca de oxigênio e gás carbônico nos pulmões.

Observe-se que o cálculo da taxa de troca respiratória (R) inclui a produção não-metabólica de dióxido de carbono.

2.3.1.4. UTILIZAÇÃO DA CALORIMETRIA INDIRETA DURANTE O EXERCÍCIO

A calorimetria indireta pode ser utilizada para a obtenção de importantes informações sobre a resposta metabólica durante o exercício, dentre elas destacam-se a estimativa do custo calórico de uma determinada atividade física, a resposta cardio-ventilatória em relação a um exercício e a utilização dos substratos nutricionais durante o esforço físico. O grande problema da utilização da calorimetria indireta durante o exercício consiste no conjunto de condições que devem ser assumidas para que este procedimento seja considerado válido. BROOKS et al. (1995) propõem duas condições:

- os níveis de ATP e creatina fosfato são mantidos, ou seja, assume-se que a glicólise anaeróbia é insignificante e que as biomoléculas de ATP utilizadas para o exercício são fornecidas somente pela respiração;
- o catabolismo de aminoácidos e proteínas durante o exercício é desprezível. Essa condição é usualmente inválida, mas é adotada por conveniência e necessidade. Esta exigência elimina a necessidade de se estimar a excreção de nitrogênio através do suor e da urina durante o exercício já que a coleta é quase que impraticável. Existe um erro quando se assume esta condição, mas segundo BROOKS et al. (1995), pode ser desprezado.

2.3.1.5. TRANSIÇÃO DO METABOLISMO AERÓBIO PARA O ANAERÓBIO

Segundo SKINNER et al. (1980) existem três fases durante a transição progressiva do exercício de baixa para máxima intensidade com consumo máximo de oxigênio. A fase I envolve principalmente o metabolismo aeróbio. A fase II representa o metabolismo anaeróbio compensado, onde começa a existir o tamponamento do ácido láctico (HLA), e a fase III representa o metabolismo anaeróbio descompensado, onde a compensação respiratória já não é mais efetiva.

Existe uma certa confusão na denominação das transições entre as fases I, II e III (WASSERMAN et al., 1973; SKINNER et al., 1980; WALSH et al., 1988). A Tabela 2.2 apresenta os pares de denominações mais utilizados na literatura.

Tabela 2.2 - Denominações mais freqüentes para as transições entre as fases I, II e III

Fase I → Fase II	Fase II → Fase III
LA - limiar anaeróbio	PCR - ponto de compensação respiratória
LV ₁ - limiar ventilatório 1	LV ₂ - limiar ventilatório 2
LAer - limiar aeróbio	LAn - limiar anaeróbio

Adotar-se-á nesta pesquisa as denominações LA (limiar anaeróbio) e PCR (ponto de compensação respiratória) para as transições da fase I para a II e da fase II para a III, respectivamente.

As determinações dos valores do limiar anaeróbio (LA) e do ponto de compensação respiratória (PCR) auxiliam no planejamento de um treinamento físico específico para atletas de alto nível.

De acordo com WASSERMAN et al. (1973), existem quatro eventos que determinam o limiar anaeróbio (LA):

1. Final do primeiro trecho de aumento linear no volume expirado de ventilação por minuto ($\dot{V}_E$), conforme pode ser observado na Figura 2.10.

Figura 2.10 - Comportamento do volume minuto durante o exercício progressivo desde o repouso até o consumo máximo de oxigênio (SKINNER et al., 1980, modificada).

2. Final do primeiro trecho de aumento linear na produção de dióxido de carbono ($\dot{V}_{CO_2}$), conforme a Figura 2.11.

Figura 2.11 - Comportamento da produção de dióxido de carbono durante o exercício progressivo desde o repouso até o consumo máximo de oxigênio (SKINNER et al., 1980, modificada).

3. Início do aumento da fração expirada de oxigênio (F_{EO_2}) sem uma correspondente diminuição da fração expirada de dióxido de carbono (F_{ECO_2}), como pode ser verificado na Figura 2.12.

Figura 2.12 - Comportamento das frações expiradas de dióxido de carbono e oxigênio durante o exercício progressivo desde o repouso até o consumo máximo de oxigênio (SKINNER et al., 1980, modificada).

4. Final do primeiro trecho de aumento linear na taxa de troca respiratória (R), como observado na Figura 2.13. Este evento é considerado o menos confiável.

Figura 2.13 - Representação esquemática das mudanças típicas na taxa de troca respiratória (R) durante um exercício com incremento de carga a cada minuto (WALSH et al., 1988, modificada).

Segundo SKINNER et al. (1980), o ponto de compensação respiratória (PCR) é determinado por dois eventos:

1. Início da diminuição da fração expirada de dióxido de carbono (F_{ECO_2}), observável na Figura 2.12;
2. Uma notável hiperventilação, que pode ser verificada através do final do segundo trecho de aumento linear no volume expirado de ventilação por minuto ($\dot{V}_E$), conforme também pode ser observado na Figura 2.10.

O escopo desta pesquisa não contempla um aprofundamento da medição e análise da fisiologia do esporte. Consequentemente, a determinação dos limiares ventilatórios é aqui apresentada de forma bastante sucinta, apenas com o intuito de mencionar-se uma aplicação muito útil e freqüente do emprego de equipamentos capazes de determinar o $\dot{V}_E$, $\dot{V}_{\text{CO}_2}$, F_{EO_2} , F_{ECO_2} e R.

2.3.1.6. CALORIMETRIA INDIRETA COM CIRCUITO FECHADO

No método de calorimetria indireta com circuito fechado, o paciente deve respirar em um circuito fechado, ou seja, não há renovação do ar inspirado e expirado durante o teste. Como ocorre a re-respiração da mistura gasosa pelo paciente, um componente que absorva dióxido de carbono, como a soda lima (hidróxido de potássio), deve ser incluído no circuito para permitir a re-respiração sem o risco de hipercapnia (MADAMA, 1993).

Um espirômetro é incorporado ao circuito fechado de respiração para realizar as medições dos parâmetros $\dot{V}_E$, VC e FR.

O método não utiliza nenhum transdutor de oxigênio. O $\dot{V}_{O_2}$ é determinado através da mudança volumétrica que ocorre em um espirômetro durante um dado intervalo de tempo.

Segundo MCARDLE et al. (1996), é bastante difícil, durante o exercício, realizar a medição de $\dot{V}_{O_2}$, pois o espirômetro utilizado é bastante volumoso, o paciente deve permanecer próximo ao equipamento, a resistência do circuito pneumático para altos volumes respiratórios é elevada e a velocidade de remoção do dióxido de carbono pode ser inadequada. Consequentemente, este método é utilizado primordialmente com indivíduos durante o repouso.

Existem duas técnicas que são utilizadas na calorimetria indireta com circuito fechado: a de redução de oxigênio ou perda volumétrica e a de reabastecimento de oxigênio.

2.3.1.6.1. TÉCNICA DE REDUÇÃO DE OXIGÊNIO OU PERDA VOLUMÉTRICA

Um sistema que utiliza a técnica de redução de oxigênio ou perda volumétrica para realizar calorimetria indireta com circuito fechado apresenta um conector para o paciente (bocal ou capuz), tubulações para realizar conexões diversas, um espirômetro e um componente que absorva dióxido de carbono, sendo usualmente utilizada a soda lima. Esta configuração é utilizada

para exame com respiração espontânea do paciente. Outros componentes devem ser incluídos no sistema, caso o paciente utilize um aparato de ventilação mecânica.

O paciente deve respirar em um circuito fechado durante um certo intervalo de tempo. Como há a re-respiração, a mistura gasosa contida no sistema terá uma parcela de oxigênio consumida e dióxido de carbono será produzido, sendo que este gás é absorvido pela soda lima. Assim sendo, haverá uma diminuição do volume da mistura gasosa que será registrada pelo espirômetro. O valor de $\dot{V}_{O_2}$ é determinado dividindo-se a quantidade relativa ao decréscimo de volume observado no espirômetro pela duração do teste (MADAMA, 1993).

A Figura 2.14 apresenta um diagrama simplificado de um calorímetro genérico que utiliza a técnica de redução de oxigênio com ventilação mecânica do paciente.

Figura 2.14 - Calorímetro genérico - técnica de redução de oxigênio (BRANSON, 1990, modificada).

O ventilador e o fole constituem o subsistema responsável pela ventilação mecânica do paciente. Na inspiração, o paciente recebe o ar

proveniente do sub-sistema de ventilação mecânica. O paciente expira em uma câmara de mistura responsável pela homogeneização das concentrações gasosas do ar expirado e pela diminuição da turbulência do fluxo gasoso. Uma amostra do ar presente na câmara de mistura é utilizada para medir a concentração de dióxido de carbono, sendo que esta medição apresenta duas finalidades: obtenção de um dos parâmetros (concentração de CO_2) utilizados nos cálculos de calorimetria indireta e monitoração para se evitar a hipercapnia do paciente. O ar proveniente da câmara de mistura recebe a amostra utilizada para a medição da concentração de dióxido de carbono e é direcionado para o compartimento que apresenta o componente responsável pela absorção do dióxido de carbono. Em seguida, a mistura gasosa passa por um espirômetro, onde é possível determinar-se o decréscimo no volume presente no sistema e, conseqüentemente, o consumo de oxigênio ($\dot{V}_{\text{O}_2}$) do paciente, através da análise de leituras sucessivas. Finalmente, a mistura gasosa retorna para o subsistema de ventilação mecânica e o processo é repetido.

Um esclarecimento deve ser feito em relação ao termo "capuz", utilizado anteriormente, tratando-se de uma tradução livre do termo em inglês "canopy". A Figura 2.15 ilustra um sistema com capuz.

Figura 2.15 - Sistema com "canopy" ou capuz (BRANSON, 1990, modificada).

2.3.1.6.2. TÉCNICA DE REABASTECIMENTO DE OXIGÊNIO

A configuração deste tipo de calorímetro é bastante semelhante à do calorímetro que utiliza a técnica de redução de oxigênio e acrescenta-se apenas um dispositivo capaz de adicionar oxigênio ao sistema. A mesma premissa em relação à ventilação mecânica do paciente utilizada na técnica de redução de oxigênio vale para este tipo de calorímetro.

Neste dispositivo deve-se ajustar o fluxo de oxigênio adicionado ao sistema de tal forma a se manter o espirômetro com um nível constante de volume. Este fluxo de oxigênio adicionado pode ser considerado como o $\dot{V}_{O_2}$ do paciente (RAURICH et al., 1989).

A Figura 2.16 apresenta um diagrama de um calorímetro que utiliza a técnica de reabastecimento de oxigênio.

Figura 2.16 - Calorímetro - técnica de reabastecimento de oxigênio (BRANSON, 1990, modificada).

O dióxido de carbono produzido pelo paciente é removido pelo absorvente de CO_2 e como o paciente consome oxigênio, o volume do ar contido no circuito fechado diminui, sendo que este decréscimo é detectado pelos transdutores ultrasônicos que acionam um subsistema que gera pulsos constantes e calibrados de oxigênio, provenientes de um suprimento externo e

que são acrescentados ao circuito até que o volume da mistura gasosa retorne ao seu valor original. A quantidade de oxigênio por unidade de tempo acrescentada ao circuito fechado para compensar o oxigênio consumido pelo paciente é considerada correspondente ao $\dot{V}_{O_2}$. Este aparato pode ser utilizado com pacientes em respiração espontânea e com aqueles que necessitam de ventilação mecânica, sendo que o equipamento é utilizado para respiração espontânea quando a válvula de circuito aberto/fechado está na posição fechada.

2.3.1.7. CALORIMETRIA INDIRETA COM CIRCUITO ABERTO

Os calorímetros de circuito aberto realizam a determinação de $\dot{V}_{O_2}$ e $\dot{V}_{CO_2}$ através da medição do $\dot{V}_E$ (volume minuto ou volume expirado de ventilação por minuto) e da diferença entre as concentrações gasosas no ar inspirado (F_{IO_2} - fração inspirada de oxigênio, F_{ICO_2} - fração inspirada de dióxido de carbono) e no ar expirado (F_{EO_2} - fração expirada de oxigênio, F_{ECO_2} - fração expirada de dióxido de carbono) (BRANSON, 1990).

O consumo de oxigênio pode ser calculado através da seguinte equação:

$$\dot{V}_{O_2} = \dot{V}_I \cdot (F_{IO_2}) - \dot{V}_E \cdot (F_{EO_2}) \quad (2.22)$$

onde $\dot{V}_I$ é o volume inspirado de ventilação por minuto.

Já a produção de dióxido de carbono é calculada através da equação:

$$\dot{V}_{CO_2} = \dot{V}_I \cdot (F_{ICO_2}) - \dot{V}_E \cdot (F_{ECO_2}) \quad (2.23)$$

Geralmente o parâmetro F_{ICO_2} é desprezado, pois no ar ambiente a concentração de dióxido de carbono é usualmente menor que 0,03%.

Muitas vezes os equipamentos de calorimetria indireta não realizam a medição direta do volume inspirado de ventilação por minuto ($\dot{V}_I$), sendo utilizada a transformação de Haldane para calcular este parâmetro:

$$\dot{V}_I = \frac{F_{EN_2}}{F_{IN_2}} \cdot \dot{V}_E \quad (2.24)$$

onde,

F_{EN_2} : fração expirada de nitrogênio;

F_{IN_2} : fração inspirada de nitrogênio.

Segundo BRANSON (1990), caso a mistura gasosa a ser analisada contenha somente nitrogênio, oxigênio e dióxido de carbono, os valores de F_{EN_2} e F_{IN_2} podem ser estimados através das seguintes fórmulas:

$$F_{IN_2} = 1 - F_{IO_2} - F_{ICO_2} \quad (2.25)$$

$$F_{EN_2} = 1 - F_{EO_2} - F_{ECO_2} \quad (2.26)$$

Neste caso específico, obtém-se:

$$\dot{V}_I = \frac{1 - F_{EO_2} - F_{ECO_2}}{1 - F_{IO_2} - F_{ICO_2}} \cdot \dot{V}_E \quad (2.27)$$

Os componentes fundamentais de todos os calorímetros de circuito aberto são os transdutores de O_2 , de CO_2 e de fluxo em volume (BRANSON, 1990). Caso o transdutor de O_2 ou o de CO_2 realizem apenas a medição da pressão parcial do gás, será necessária a inclusão de um transdutor de

pressão ambiente e de um transdutor de pressão para medição da pressão total da mistura gasosa expirada, sendo dessa forma possível obter-se as frações inspiradas e expiradas de oxigênio e dióxido de carbono. Fazendo uso das leis gerais dos gases, um transdutor de temperatura pode ser utilizado para propiciar a compensação térmica em relação aos volumes medidos.

Três técnicas são atualmente utilizadas em calorimetria indireta com circuito aberto, normalmente denominadas de câmara de mistura, de respiração a respiração e de diluição.

Uma quarta técnica que utiliza uma grande bolsa coletora (bolsa de Douglas ou balão meteorológico) para analisar todos os gases expirados durante um particular intervalo de tempo foi muito utilizada no passado, mas tem caído em desuso devido à dificuldade de operação e à não adaptação a medições rápidas e repetitivas (BROOKS et al., 1995).

2.3.1.7.1. TÉCNICA DE CÂMARA DE MISTURA

Nesta técnica o paciente expira diretamente em uma câmara de mistura. Esta câmara tem por finalidade minimizar os efeitos do fluxo turbulento da mistura gasosa expirada e realizar uma uniformização das concentrações gasosas no ar expirado (BRANSON, 1990). Basicamente, são necessários transdutores de O_2 , CO_2 e fluxo em volume. Dependendo do sistema, transdutores de pressão e temperatura também podem ser empregados. Os transdutores de O_2 e CO_2 podem ser de linha secundária, ou seja a transdução não ocorre no fluxo principal, sendo necessária uma bomba de vácuo para colher as amostras utilizadas por estes transdutores. Quando a transdução

ocorre diretamente no fluxo principal, o transdutor é denominado de linha principal.

De acordo com BRANSON (1990), em intervalos determinados de tempo são realizadas medições das concentrações de O_2 , CO_2 na mistura gasosa contida na câmara de mistura. Estas medidas são a fração média expirada de oxigênio ($F_{E_{O_2}}$) e a fração média expirada de dióxido de carbono ($F_{E_{CO_2}}$). Estas frações médias expiradas substituem F_{EO_2} e F_{ECO_2} nas Equações 2.22 e 2.23 . Também são realizadas medições das concentrações inspiradas dos gases, ou seja, são determinadas a fração inspirada de oxigênio (F_{IO_2}) e a fração inspirada de dióxido de carbono (F_{ICO_2}). Um sistema microprocessado realiza os cálculos necessários para a calorimetria indireta com circuito aberto, apresentados em seção anterior deste texto através das Equações 2.22 e 2.23.

A Figura 2.17 ilustra um calorímetro indireto de circuito fechado que utiliza a técnica de câmara de mistura.

Figura 2.17 - Calorímetro - técnica de câmara de mistura (BRANSON, 1990, modificada).

Neste calorímetro, o paciente expira na câmara de mistura que diminui a turbulência do fluxo gasoso e homogeneiza as concentrações gasosas. No extremo oposto da câmara são coletadas amostras gasosas, por meio de uma bomba de vácuo, que passam por transdutores de dióxido de carbono, pressão e oxigênio, obtendo-se as concentrações de oxigênio e dióxido de carbono no ar expirado pelo paciente. Posteriormente as amostras são devolvidas à câmara de mistura. Um transdutor de fluxo em volume é instalado na saída da câmara juntamente com um termistor, sendo que estes dispositivos fornecem informações para o circuito eletrônico microprocessado realizar os necessários cálculos pertinentes à calorimetria indireta com circuito aberto apresentados no item anterior. O ar inspirado pelo paciente também pode ser analisado, trocando-se a posição do seletor existente no sistema.

2.3.1.7.2. TÉCNICA DE RESPIRAÇÃO A RESPIRAÇÃO

Na técnica de respiração a respiração não há utilização de uma câmara de mistura e as medições são realizadas em cada respiração, decorrendo que os transdutores utilizados devem ser bastante rápidos.

Um problema sério nesta técnica está relacionado ao sincronismo dos transdutores utilizados. NOGUSHI et al. (1982) realizaram um estudo que mostra ser necessária a compensação tanto do atraso entre as leituras dos transdutores bem como do tempo de resposta dos transdutores. Se um transdutor apresentar um tempo de resposta superior a 25 ms, pode acarretar em um erro superior a 5% nos valores obtidos com esta técnica, se não houver a devida compensação.

A Figura 2.18 ilustra um exemplo de calorímetro de circuito aberto que utiliza a técnica de respiração a respiração.

Figura 2.18 - Calorímetro - técnica de respiração-a-respiração com ventilação espontânea (BRANSON, 1990, modificada).

O indivíduo, normalmente, respira em um bocal. O ar inspirado pelo indivíduo é separado do ar expirado através de válvulas unidirecionais. Os transdutores de gases utilizados no calorímetro da Figura 2.18 são de linha secundária, pois é necessário colher-se uma amostra da mistura gasosa, através de uma bomba de vácuo, para se realizar as transduções. O transdutor de fluxo em volume é de linha principal, pois sua transdução é realizada diretamente no fluxo principal. Também é possível utilizar-se transdutores de gases de linha principal.

Um calorímetro de circuito aberto que utiliza a técnica de respiração a respiração pode também utilizar um capuz, conforme pode ser observado na Figura 2.19. O funcionamento é bastante semelhante ao calorímetro apresentado anteriormente, a diferença estando no fato de o indivíduo não utilizar um bocal, mas um capuz como o apresentado na Figura 2.15.

Figura 2.19 - Calorímetro - modificação para uso de capuz - técnica de respiração-a-respiração com ventilação espontânea (BRANSON, 1990, modificada).

As equações utilizadas para a técnica de respiração a respiração na i -ésima respiração são as seguintes (NOGUSHI et al., 1982):

$$\dot{V}_{E_i} = \int_{t_{is}}^{t_{ie}} \dot{V}(t).dt \times \frac{1}{t_{ie} - t_{is}} \quad (\text{para } \dot{V}(t) > 0) \quad (2.28)$$

$$\dot{V}_{I_i} = \int_{t_{is}}^{t_{ie}} \dot{V}(t).dt \times \frac{1}{t_{ie} - t_{is}} \quad (\text{para } \dot{V}(t) < 0) \quad (2.29)$$

$$\dot{V}_{CO_{2i}} = \int_{t_{is}}^{t_{ie}} \dot{V}(t).F_{CO_2}(t).dt \times \frac{1}{t_{ie} - t_{is}} \quad (2.30)$$

$$\dot{V}_{O_{2i}} = \int_{t_{is}}^{t_{ie}} \dot{V}(t).F_{O_2}(t).dt \times \frac{1}{t_{ie} - t_{is}} \quad (2.31)$$

onde,

t_{is} : instante de início da i -ésima expiração;

t_{ie} : instante de término da i -ésima inspiração;

$\dot{V}(t)$: saída do transdutor de fluxo em volume, corrigida para BTPS. O

transdutor de fluxo em volume é suposto bidirecional, com

$\dot{V}(t) > 0$ durante a expiração e $\dot{V}(t) < 0$ durante a inspiração.

2.3.1.7.3. TÉCNICA DE DILUIÇÃO

Esta técnica se assemelha à técnica de câmara de mistura, a diferença estando no fato de o transdutor de fluxo em volume ser substituído por um preciso sistema de geração de fluxo que dilui a mistura gasosa expirada com o ar ambiente. Este gerador é geralmente constituído por uma bomba de sucção de ar e o fluxo gerado é denotado por Q . A técnica de diluição pode ser usada tanto para ventilação espontânea como para ventilação mecânica, praticamente não existindo diferença nos conceitos utilizados.

Um diagrama de um calorímetro indireto de circuito fechado que utiliza técnica de diluição com ventilação mecânica é apresentado na Figura 2.20.

Figura 2.20 - Calorímetro - técnica de diluição, ventilação mecânica (BRANSON, 1990, modificada).

Neste calorímetro, um gerador de fluxo constante é responsável pela diluição da mistura gasosa expirada do ventilador com o ar ambiente, sendo que esta diluição ocorre na câmara de mistura. Da mistura gasosa expirada do ventilador é colhida uma amostra gasosa para se realizar a transdução das

frações F_{ECO_2} e F_{EO_2} . Outra amostra gasosa é colhida do ramo inspiratório do ventilador, sendo utilizada para determinar a fração F_{IO_2} . Assume-se que F_{ICO_2} é desprezível. Da câmara de mistura é retirada uma amostra gasosa utilizada para se determinar a concentração de dióxido de carbono na mistura gasosa diluída (F_{CO_2}). Os cálculos utilizados para determinação da produção de dióxido de carbono e consumo de oxigênio são diferentes dos apresentados anteriormente e são descritos a seguir.

A produção de dióxido de carbono é calculada através da seguinte fórmula:

$$\dot{V}_{\text{CO}_2} = Q \times F_{\text{CO}_2} \quad (2.32)$$

onde Q é o fluxo gerado pelo sistema de geração de fluxo.

O consumo de oxigênio é calculado através das seguintes fórmulas, assumindo-se que a mistura gasosa analisada contém apenas nitrogênio, oxigênio e dióxido de carbono:

$$\dot{V}_{\text{O}_2} = \dot{V}_I \cdot (F_{\text{IO}_2}) - Q \cdot (F_{\text{EO}_2}) \quad (2.33)$$

onde,

$$\dot{V}_I = \frac{1 - F_{\text{EO}_2} - F_{\text{ECO}_2}}{1 - F_{\text{IO}_2}} \cdot Q \quad (2.34)$$

Para realizar a calorimetria indireta com a técnica de diluição para ventilação espontânea, pode-se utilizar um calorímetro com a configuração apresentada na Figura 2.21.

Figura 2.21 - Calorímetro - técnica de diluição, ventilação espontânea (BRANSON, 1990, modificada).

2.4. TRANSDUTORES

Uma pesquisa etimológica do termo transdutor leva à conclusão que sua origem remonta da palavra latina *transducere* que significa converter.

De modo genérico, o termo transdutor é utilizado para designar um dispositivo capaz de converter uma forma de energia em outra forma de energia. Pode-se citar, como exemplo, um alto-falante que transforma energia elétrica em energia mecânica.

Segundo NORTON (1969), a linguagem relacionada aos transdutores era bastante confusa e somente alguns poucos engenheiros e cientistas tinham uma clara compreensão da vasta variedade de seus princípios de operação e seus comportamentos sob diferentes condições operacionais e ambientais. Ainda hoje existe muita controvérsia em relação à linguagem relacionada aos transdutores (DOEBELIN, 1990; VAN PUTTEN, 1988; JONES et al., 1990; WEBSTER et al., 1998; DIEFENDERFER et al., 1994). Entretanto, ainda segundo NORTON (1969), a importância da utilização de palavras apropriadas

para descrever transdutores, suas operações e suas características não deve ser enfatizada de forma exagerada.

As maiores dúvidas em relação à linguagem relacionada aos transdutores pairam sobre os termos sensor e atuador, uma vez que a definição genérica do termo transdutor é amplamente aceita. Adotar-se-á neste texto as definições utilizadas por VAN PUTTEN (1988) que se mostraram as mais abrangentes. Segundo este autor, transdutores podem ser encontrados tanto no estágio de saída como no estágio de entrada de um sistema de medição. O transdutor de entrada é chamado de sensor porque ele responde a um estímulo físico desejado e a ser medido e o converte em outra forma de energia. O transdutor de saída é chamado de atuador porque ele converte a energia em uma forma na qual outro sistema independente pode reagir.

A presente pesquisa irá utilizar-se de pelo menos três tipos de transdutores na entrada do sistema de medição e que serão analisados a seguir.

2.4.1. TRANSDUTORES DE OXIGÊNIO

Inicialmente deve ser feita uma distinção entre os transdutores de oxigênio, pois se dividem basicamente em duas categorias distintas. Uma das categorias engloba os transdutores do oxigênio existente em misturas gasosas. A outra contempla os dispositivos que detectam o oxigênio diluído em um líquido.

Os transdutores que analisam a presença do oxigênio diluído em um líquido utilizam reações eletroquímicas que consomem oxigênio para realizar a

transdução. Em geral, apresentam estrutura e construção mais simples do que a dos transdutores de oxigênio para misturas gasosas.

Como a presente pesquisa está relacionada ao estudo do ar expirado durante a respiração humana, considerar-se-á apenas transdutores utilizados em misturas gasosas.

Segundo MADAMA (1993), existem três tipos de transdutores de oxigênio que são utilizados para a análise de misturas gasosas: os paramagnéticos, os termicamente condutivos e os eletroquímicos. Nos itens seguintes detalhar-se-á um pouco cada um dos transdutores mencionados.

Vale ressaltar que existem outros princípios de transdução que são utilizados para mensurar a concentração de oxigênio em uma mistura gasosa, dentre eles destacam-se os transdutores baseados na extinção de tempo de vida de fosforescência do oxigênio (SCHNEIDER et al., 1997; BRANCO et al., 1998; JAKUBIAK et al., 1998) e os que utilizam a propriedade do oxigênio de absorver radiação ultravioleta (GEDDES et al., 1989). Entretanto estes transdutores ainda não estão disponíveis no mercado.

2.4.1.1. TRANSDUTORES PARAMAGNÉTICOS DE OXIGÊNIO

Faraday foi o primeiro a demonstrar que o oxigênio apresenta uma propriedade que não é geralmente observada em outros gases: o efeito paramagnético. A concentração de oxigênio é afetada pela existência de campos magnéticos (CROMWELL et al., 1973). Os transdutores paramagnéticos de oxigênio fazem uso do efeito paramagnético do oxigênio para determinar sua concentração em uma dada amostra.

REIN (1944) apud GEDDES et al. (1989) descreve a invenção de um dispositivo para realizar a medição da concentração de oxigênio em um fluxo gasoso que utiliza a propriedade paramagnética do oxigênio em aumentar a concentração de oxigênio em um tubo exposto a um forte campo magnético, causando uma resistência maior à passagem do fluxo pelo tubo. Trata-se de um análogo pneumático da ponte de Wheatstone, apresentado na Figura 2.22.

Figura 2.22 - Transdutor paramagnético descrito por REIN (GEDDES et al., 1989, modificada).

O fluxo gasoso é dividido em dois tubos (A e B) com um manômetro (M) localizado entre seus pontos médios. Um forte campo magnético é estabelecido no tubo A em uma posição anterior ao ponto médio do tubo. Outro forte campo magnético é estabelecido no tubo B em uma posição posterior ao ponto médio do tubo. O oxigênio se concentra nas regiões de campo magnético mais intenso e altera a resistência à passagem do fluxo nos tubos, consequentemente produzindo uma diferença de pressão P no manômetro M , proporcional à concentração de oxigênio no fluxo gasoso.

PAULING et al. (1949) apud GEDDES et al. (1989), descrevem outro aparato para realizar a medição da concentração de oxigênio que pode ser observado na Figura 2.23.

Figura 2.23 - Transdutor paramagnético descrito por PAULING et al. (GEDDES et al., 1989, modificada).

Trata-se de duas esferas de vidro preenchidas com nitrogênio e dispostas em uma formação que lembra um haltere suspenso por uma fibra de quartzo em campo magnético não uniforme. A presença de oxigênio faz com que o haltere sofra uma torção, pois ambas as esferas são forçadas para fora do campo magnético. Um espelho colocado na fibra de quartzo reflete um feixe de luz em uma escala, indicando a concentração de oxigênio correspondente.

Existe um outro tipo de transdutor paramagnético que mede a concentração de oxigênio devido à alteração no fluxo magnético através da amostra gasosa (transdutor ParaO fabricado pela JRA^{2.1}).

Segundo CROMWELL et al. (1973), a exatidão das medições realizadas por um transdutor paramagnético de oxigênio depende das propriedades magnéticas dos outros gases presentes na amostra gasosa. Geralmente os gases envolvidos na respiração são diamagnéticos (vide Tabela 2.3) e uma boa exatidão pode ser obtida com o emprego deste tipo de transdutor.

Tabela 2.3 - Susceptibilidades magnéticas dos gases respiratórios (GEDDES et al., 1989).

Tipo de gás	Susceptibilidade $\times 10^{-6}$ (CGS)
Oxigênio (O ₂)	+ 106,2
Nitrogênio (N ₂)	- 0,342
Dióxido de carbono (CO ₂)	- 0,423

No mercado internacional, tem-se conhecimento da existência de transdutores paramagnéticos de oxigênio fabricados pela Servomex^{2.2} (modelos 1111D e 1155B).

2.4.1.2. TRANSDUTORES DE OXIGÊNIO POR CONDUTIVIDADE TÉRMICA

A transdução por condutividade térmica faz uso da diferença na capacidade de dissipação de calor dos gases. Quanto maior for o peso molecular do gás, maior será sua capacidade para dissipar calor. Quando um determinado gás apresenta uma mudança em sua concentração em uma mistura gasosa, ocorrerá de forma concomitante uma mudança nas propriedades de dissipação de calor desta mistura (MADAMA, 1993).

^{2.1} JRA Technology. CED House. Taylors Close. Marlow. Bucks. SL7 1PR. UK

^{2.2} Servomex Company, Inc. 90 Kerry Place. Norwood, MA 02062. USA.

O transdutor de oxigênio por condutividade térmica pode realizar a transdução através da utilização de uma ponte de Wheatstone, conforme a Figura 2.24.

Figura 2.24 - Esquema de um transdutor de oxigênio por condutividade térmica (MADAMA, 1993, modificada).

Dois sensores são utilizados, normalmente termistores. Um destes sensores é constantemente exposto a uma mistura de gases que é similar em composição química à amostra em teste. O outro sensor é exposto a uma mistura gasosa com a concentração conhecida de oxigênio, sendo esta mistura gasosa conhecida como mistura de referência.

A operação deste transdutor está baseada na simples comparação das condutividades térmicas da mistura de referência e da amostra gasosa sendo medida (THOMAS, 1974). Quando a concentração de oxigênio na amostra analisada difere da concentração na mistura de referência, existirá uma diferença entre as temperaturas das amostras analisada e de referência. Como

os elementos sensores são termistores, haverá também uma desigualdade nas resistências elétricas dos sensores. Diferentes intensidades de corrente elétrica circularão através dos sensores e este desequilíbrio será medido pelo galvanômetro. A concentração do oxigênio na amostra analisada estará relacionada à medição feita pelo galvanômetro.

Este tipo de transdutor apresenta algumas restrições. A amostra gasosa deve ser estática, pois correntes de ar na câmara de medição podem resfriar os sensores. Outra limitação se refere à necessidade de ausência de gases com pesos moleculares semelhantes ao do oxigênio na amostra a ser analisada.

2.4.1.3. TRANSDUTORES ELETROQUÍMICOS DE OXIGÊNIO

As reações eletroquímicas que consomem oxigênio constituem a base da operação destes transdutores.

Este tipo de transdutor se divide em duas categorias, apesar de ambas utilizarem o mesmo princípio de transdução: transdutores eletroquímicos de oxigênio que são células galvânicas e transdutores eletroquímicos de oxigênio que são células polarográficas.

As células galvânicas não utilizam corrente elétrica externa na reação química. As reações de consumo de oxigênio geram uma corrente mensurável e relacionada à concentração do gás na amostra. Este tipo de transdutor deve apresentar uma grande área de contato com a amostra gasosa, refletindo em uma melhora no tempo de resposta do dispositivo.

Nos transdutores com células polarográficas, uma corrente elétrica é adicionada para polarizar a célula eletroquímica, fazendo com que a reação de consumo de oxigênio ocorra em uma forma mais eficiente e diminuindo em muito o tempo de resposta relativamente às células galvânicas. O esquema de um transdutor eletrolítico tipo célula galvânica é apresentado na Figura 3.5 do Capítulo 3.

A Figura 2.25 apresenta o diagrama simplificado de um transdutor eletrolítico tipo célula polarográfica.

Figura 2.25 – Diagrama de um transdutor polarográfico de O_2 (ELETROVAC, 1996, modificada).

Quando uma tensão é aplicada em uma célula eletrolítica de óxido de zircônio, uma corrente flui através desta célula, sendo que os portadores de carga são os íons de oxigênio. Colocando-se uma barreira de difusão junto ao cátodo e aumentando-se a tensão aplicada na célula, a corrente tende à saturação, sendo que a corrente de saturação é proporcional à concentração de oxigênio presente no ambiente (ELETROVAC, 1996). O sensor apresentado na Figura 2.25 deve ser aquecido a temperaturas maiores que $400\text{ }^{\circ}\text{C}$ para que os íons de oxigênio comecem a constituir uma corrente elétrica mensurável.

A expectativa de vida de um transdutor eletroquímico de oxigênio é baseada no seu consumo de oxigênio. Quando o transdutor é exposto a altas concentrações de oxigênio sua vida útil diminui. A expectativa de vida destes transdutores podem variar desde 6 meses até 5 anos, aproximadamente, dependendo do processo de fabricação e das condições de utilização.

No mercado, tem-se conhecimento da existência de transdutores eletroquímicos de oxigênio fabricados pela Figaro^{2.3} (modelos KE-25 e KE-50) e Teledyne^{2.4} (modelo Class R - 17 Med).

2.4.2. TRANSDUTORES DE DIÓXIDO DE CARBÔNO

Assim como os transdutores de oxigênio, os transdutores de gás carbônico também apresentam duas categorias distintas: o conjunto dos dispositivos para análise do dióxido de carbono dissolvido em um líquido e a classe dos transdutores para análise do gás carbônico presente em uma mistura gasosa.

Novamente dar-se-á ênfase aos transdutores que realizam a medição da concentração do gás em uma amostra gasosa.

Os transdutores de gás carbônico utilizados para a análise de misturas gasosas se valem do fato de que o dióxido de carbono absorve radiação infravermelha em maior intensidade do que outros gases. Assim, ao incidir uma radiação infravermelha em uma amostra gasosa, quanto maior for a concentração de gás carbônico nesta amostra, menor será a quantidade detectável de radiação infravermelha após a incidência na amostra.

^{2.3} Figaro USA, Inc.. 1000 Skokie Blvd. Room 160. Wilmette, Illinois 60091. USA

^{2.4} Teledyne Analytical Instruments. 16830 Chestnut ST. CA 91749. USA.

A Figura 2.26 apresenta uma curva de absorção de radiação infravermelha pelo dióxido de carbono na faixa de 4,26 μm .

Figura 2.26 - Absorção de radiação infravermelha pelo dióxido de carbono (ANDROS, 1994, modificada).

O dióxido de carbono absorve radiação infravermelha de forma bastante acentuada nos comprimentos de onda de 15,4 μm , 4,26 μm , 2,77 μm e 2,69 μm . Como os outros gases respiratórios são transparentes em relação à energia na faixa do infravermelho, pode-se utilizar a emissão e a detecção de radiação infravermelha em um ou mais comprimentos de onda acima citados para realizar a medição da concentração de dióxido de carbono em uma dada amostra gasosa (GEDDES et al., 1989).

Pode-se dividir um transdutor de dióxido de carbono para análise de misturas gasosas em quatro partes distintas: fonte de radiação infravermelha, câmara de amostra, sub-sistema de filtragem de radiações e detetor, conforme pode-se observar na Figura 2.27.

Figura 2.27 - Esquema de um transdutor de dióxido de carbono em uma amostra gasosa com apenas uma câmara (ANDROS, 1994, modificada).

A fonte de radiação infravermelha irá emitir radiação na faixa do infravermelho e esta radiação irá incidir sobre o sub-sistema de filtragem. Tal sub-sistema é um filtro passa-banda que irá selecionar um comprimento de onda específico, o mais absorvido pelo dióxido de carbono.

Dependendo do tipo de transdutor de gás carbônico pode-se ter uma ou duas câmaras de amostra gasosa. Dependendo do número de câmaras de amostra, o transdutor irá apresentar um determinado tipo de detetor.

O transdutor com uma câmara irá apresentar neste compartimento a amostra gasosa a ser testada. A radiação proveniente do sistema de filtragem irá incidir sobre a amostra e a radiação transmitida pela câmara irá incidir sobre o detetor. O detetor, por sua vez, é sensível ao comprimento de onda absorvido pelo gás carbônico e irá converter a quantidade de radiação que nele incide em uma tensão elétrica que estará relacionada com a concentração do dióxido de carbono na amostra analisada.

Segundo MADAMA (1993), o transdutor que utiliza duas câmaras de amostra apresenta em uma das câmaras uma amostra gasosa com uma concentração nula de gás carbônico, sendo esta amostra chamada de referência. A outra câmara é preenchida com uma amostra da mistura gasosa a ser medida. A radiação proveniente do sistema de filtragem irá incidir sobre as duas câmaras. Uma lâmina rotativa faz com que a radiação seja transmitida alternadamente através de cada câmara a uma taxa de 50 vezes por minuto. Quanto maior for a diferença na quantidade de radiação transmitida pelas duas câmaras, maior será a quantidade de gás carbônico na amostra analisada. O sistema detetor consiste de uma câmara dividida por um diafragma flexível de metal. Uma placa de metal com carga elétrica oposta ao diafragma é situada no lado com a amostra gasosa a ser medida. O movimento do diafragma, em relação à placa de metal, altera a diferença de potencial elétrico entre eles. Ambos os lados da câmara do detetor contém a mesma quantidade de gás carbônico. Como o gás em um dos lados do detetor recebe e absorve mais radiação, ele se torna mais quente e aumenta o volume, fazendo com que o diafragma se mova em relação à placa, mudando o potencial elétrico do sistema. Isto causa acréscimos e decréscimos alternados no potencial do detetor. Quanto maior for a mudança cíclica no potencial do detetor, maior será a concentração de dióxido de carbono na amostra.

A Figura 2.28 apresenta um esquema de um transdutor de dióxido de carbono em uma amostra gasosa com duas câmaras.

Figura 2.28 - Esquema de um transdutor de dióxido de carbono em uma amostra gasosa com duas câmaras (MADAMA, 1993, modificada).

A fonte de radiação infravermelha deve ser bastante estável, pois uma mudança na intensidade da radiação emitida pode causar erros na transdução.

Outra fonte de erro é a mudança na pressão da amostra gasosa. Por isso, deve haver um sistema de compensação de pressão.

Todo transdutor deve passar por um tempo de aquecimento para atingir o equilíbrio térmico antes do início efetivo de sua operação, pois assim o calor proveniente da radiação transmitida será o único fator que afetará a temperatura e o volume das amostras gasosas.

Segundo GEDDES et al. (1989), existem dois outros tipos de transdutores de dióxido de carbono, os por condutividade térmica e os denominados analisadores críticos de orifício. Transdutores dos dois tipos utilizam duas amostras gasosas, uma a ser analisada e outra composta pela amostra a ser analisada desprovida de dióxido de carbono. Os transdutores por condutividade térmica realizam a transdução comparando a perda de calor nas

duas amostras. Já os analisadores críticos de orifício baseiam-se na comparação das densidades das duas amostras. Estes transdutores apresentam um desempenho pior em relação ao transdutor por absorção de radiação infravermelha e são dificilmente encontrados em aplicações clínicas.

No mercado, tem-se conhecimento da existência de transdutores de gás carbônico por absorção de radiação infravermelha fabricados pela Servomex (modelos Ir1507 e Ir1520) e pela Andros^{2.5} (modelo 4210).

2.4.3. TRANSDUTORES DE FLUXO EM VOLUME

O transdutor de fluxo em volume é também conhecido como fluxímetro ou fluxômetro. Como o dispositivo será utilizado para análise do ar expirado por um indivíduo, outra denominação possível é anemômetro. No caso particular desta pesquisa e de acordo com a terminologia existente na literatura, alguns dos transdutores de fluxo em volume estudados são também denominados espirômetros, pois realizam a medição do fluxo de forma indireta a partir de um sinal primário de volume.

Segundo a Norma NBR-13931 (ABNT, 1997), um espirômetro deve apresentar medições na faixa de fluxo situada entre 0 a 12 litros por segundo, sendo recomendável apresentar medições entre 0 e 14 litros por segundo. A exatidão requerida deve ser no mínimo $\pm 5 \%$ da escala ou $\pm 0,2$ litros por segundo, a que for maior.

Segundo WEBSTER et al. (1998), existem basicamente quatro categorias de transdutores de fluxo em volume para misturas gasosas que são

^{2.5} Andros Incorporated. 2332 Fourth Street. Berkeley, CA 94710-2402. USA.

utilizados em aplicações de Engenharia Biomédica: do tipo turbina, ultra-sônicos, de convecção térmica e de pressão diferencial.

Deve-se classificar os transdutores de fluxo em volume de acordo com seus princípios de operação, pois existem aqueles que medem volumes e fluxos a partir de um sinal primário de volume e outros que realizam as medições através de um sinal primário de fluxo.

Os transdutores que realizam a medição do fluxo de forma indireta são aqueles que primariamente medem o volume que entra e/ou sai dos pulmões do paciente. Um exemplo deste tipo de transdutor é o de turbina. A determinação do fluxo é realizada através da seguinte equação:

$$\text{fluxo (l/s)} = \frac{\text{volume medido (l)}}{\text{intervalo de tempo de medição do volume (s)}} \quad (2.35)$$

Quando o transdutor realiza a medição direta do fluxo, o volume é estimado de forma indireta através da seguinte equação:

$$\text{volume (l)} = \text{fluxo medido (l/s)} \times \text{intervalo de tempo de medição do fluxo (s)} \quad (2.36)$$

Os transdutores ultra-sônicos, de convecção térmica e de pressão diferencial são exemplos deste último tipo de transdutor.

2.4.3.1. TRANSDUTORES DE FLUXO EM VOLUME TIPO TURBINA

Este transdutor é constituído por uma pequena turbina colocada junto à região de escoamento do fluxo. As rotações da turbina são relacionadas ao fluxo e ao volume da mistura gasosa que flui através do aparato. As fórmulas

que norteiam o funcionamento deste tipo de transdutor podem ser encontradas na Referência (MACINTYRE, 1982) apresentada no final deste texto.

Na Figura 2.29 tem-se a representação esquemática de um anemômetro de turbina.

Figura 2.29 - Representação esquemática de um anemômetro de turbina.

Existem vários modelos de anemômetros de turbina. A Figura 2.30 apresenta três deles, conhecidos como espirômetro de Monaghan, respirômetro de Wright e medidor volumétrico de Dräger.

Figura 2.30 - Anemômetros de turbina (BYLES, 1960, modificada).

A inércia dos componentes mecânicos do transdutor é uma das fontes de erro nas medições, sendo que as situações críticas são relacionadas com fluxos muito baixos ou muito altos e mudanças bruscas no fluxo. De acordo com WEBSTER et al. (1998), a inércia dos componentes móveis e o atrito

entre eles formam uma combinação que não permite rotações em alta frequência da turbina em resposta a fluxos acelerados. Também é difícil a utilização deste tipo de transdutor na medição de fluxos bidirecionais.

Este tipo de transdutor, geralmente, apresenta uma boa exatidão na faixa de fluxo que vai de 3 l/min até 200 a 300 l/min. Quando o fluxo excede 300 l/min podem inclusive ocorrer danos à turbina (MADAMA, 1993)

Segundo NORMANN (1988), este tipo de dispositivo não deve ser utilizado para análise de manobras de expiração forçada.

2.4.3.2. TRANSDUTORES DE FLUXO EM VOLUME TIPO ULTRA-SÔNICO

Uma das configurações possíveis para este tipo de transdutor, aqui denominada configuração A, apresenta um par de cristais, sendo um deles transmissor e outro receptor, montados de forma oblíqua em relação ao eixo do duto onde há o fluxo da mistura gasosa. O tempo gasto entre a emissão do ultra-som e sua recepção é uma função do fluxo da mistura gasosa entre os cristais emissor e o receptor. De acordo com WEBSTER et al. (1998), outros fatores como composição e temperatura da mistura gasosa influem na velocidade de propagação do ultra-som.

A Figura 2.31 apresenta uma representação esquemática deste tipo anemômetro ultra-sônico.

Figura 2.31 - Representação esquemática de um anemômetro ultra-sônico, configuração A.

Outra configuração possível, aqui denominada configuração B, consiste no uso de um feixe de ultra-som para medir o fluxo de uma mistura gasosa, a função do feixe sendo detectar um tipo especial de turbulência gasosa denominada vórtice (MADAMA, 1993). Os vórtices são causados por um bastão inserido de forma perpendicular ao sentido do fluxo. Um transmissor e um receptor de ultra-som são montados, cada um, em uma das extremidades do bastão. Segundo WEBSTER et al. (1998), a intensidade do sinais ultra-sônicos que passam perpendicularmente ao fluxo é modulada pelos vórtices, sendo que a frequência de modulação é detectada e calibrada para se estimar o fluxo da mistura gasosa.

A Figura 2.32 apresenta um diagrama deste tipo transdutor ultra-sônico.

Figura 2.32 - Diagrama do transdutor ultra-sônico, configuração B (MADAMA, 1993, modificado).

2.4.3.3. TRANSDUTORES DE FLUXO EM VOLUME TIPO CONVECÇÃO TÉRMICA

O princípio de transdução está baseado no comportamento térmico de um sensor quando exposto a um fluxo de mistura gasosa. O sensor, também denominado elemento aquecido, consiste, geralmente, de fios metálicos, fios de filme ou termistores que apresentam resistência variável com a temperatura. Os fios utilizados como elementos aquecidos devem ser bastante pequenos (da ordem de 5 μm de diâmetro e 1 a 2 mm de comprimento) para satisfazer as necessidades de transferência de calor e resposta em frequência (WEBSTER et al., 1998).

Aplicando-se uma corrente elétrica ao sensor, haverá uma diferença de potencial elétrico resultante e dada pela seguinte equação:

$$V_{\text{sensor}} = i_{\text{aplicada ao sensor}} \cdot R_{\text{sensor}} \quad (2.37)$$

De acordo com NORMANN (1988), quando houver fluxo de uma mistura gasosa através do sensor, haverá uma perda de calor no elemento aquecido, diminuindo sua resistência (R_{sensor}) e a diferença de potencial elétrico sobre o sensor (V_{sensor}). Desse modo, a tensão elétrica sobre o sensor será função do resfriamento do elemento aquecido e, conseqüentemente, do fluxo da mistura gasosa. Infelizmente esta função não é linear e processos complexos de linearização são utilizados.

Segundo WEBSTER et al. (1998), a perda de calor no elemento aquecido depende do fluxo e de mais algumas variáveis da mistura gasosa, tais como: temperatura, calor específico, viscosidade e condutividade térmica. Um segundo elemento sensor, este não aquecido, muitas vezes, é utilizado

para realizar compensações devido às perdas de calor resultantes de mudanças de temperatura do ambiente.

Apresenta-se na Figura 2.33 uma representação esquemática de um anemômetro por convecção térmica.

Figura 2.33 - Representação esquemática de um anemômetro por convecção térmica (MADAMA, 1993, modificada).

Podem ser utilizados vários elementos sensores para realizar a medição de fluxo bidirecional. Entretanto, esta prática não é muito adequada neste caso pois a perda de calor nos sensores pode ser afetada pela diferença nas concentrações gasosas existentes no ar expirado e no inspirado.

Este transdutor apresenta duas vantagens para utilização em aplicações respiratórias: boa resposta em frequência e baixíssima resistência à passagem do fluxo gasoso. Como desvantagens, destacam-se: complexo processo de linearização da relação tensão/fluxo e medição de fluxo apenas unidirecional.

2.4.3.4. TRANSDUTORES DE FLUXO EM VOLUME TIPO PRESSÃO DIFERENCIAL

O princípio de funcionamento deste tipo de transdutor se baseia no fato de que uma mistura gasosa ao fluir através de um duto com uma restrição,

produz uma diferença de pressão através do duto que é função da velocidade de escoamento da mistura gasosa. Este tipo de transdutor é conhecido como transdutor tipo Fleish.

Segundo NORMANN (1988), para um fluxo laminar através de um Venturi, conforme ilustrado na Figura 2.34, a diferença de pressão produzida pela velocidade de escoamento da mistura gasosa é dada pela seguinte relação:

$$\Delta P = \frac{8.\eta.L.Q}{\pi.r^4} \quad (2.38)$$

onde,

η : viscosidade da mistura gasosa,

L : comprimento da restrição,

Q: velocidade da mistura gasosa se movendo através do Venturi,

r : raio da restrição.

Ou seja,

$$Q = \frac{\Delta P.\pi.r^4}{8.\eta.L} \quad (2.39)$$

Figura 2.34 - Procedimento para obtenção de um fluxo laminar através de um Venturi (NORMANN, 1988, modificada).

O transdutor tipo Fleish utiliza como restrição uma rede de capilares para que o fluxo turbulento encontrado nas expirações seja transformado em fluxo laminar, podendo assim aplicar-se a relação anterior. Normalmente a rede de capilares é aquecida até, no mínimo, a temperatura corporal para que não haja condensação de vapor d'água nos capilares, o que acarretaria em um aumento da restrição. Um anemômetro tipo Fleish pode ser observado na Figura 2.35.

Figura 2.35 - Transdutor de fluxo em volume tipo Fleish (MADAMA, 1993, modificado).

De acordo com MADAMA (1993), os elementos utilizados e a forma que estes compõem a restrição podem variar nos transdutores de fluxo em volume tipo pressão diferencial.

2.5. VÁLVULAS RESPIRATÓRIAS DIRECIONAIS

Basicamente, a válvula respiratória direcional de uma via é constituída por uma peça plástica cilíndrica oca contendo em seu interior uma membrana de borracha que funciona como uma válvula unidirecional que permite a passagem do fluxo gasoso em apenas um sentido. Este tipo de válvula está representado na Figura 2.36.

Figura 2.36 - Esquema de uma válvula respiratória direcional de uma via desmontada (HANS RUDOLPH, 1995, modificada).

A válvula respiratória direcional de uma via será utilizada para permitir que parte da mistura gasosa fique confinada na câmara de contenção, conforme apresentado no Capítulo 3.

Para realizar a conexão entre o paciente e o circuito para análise dos gases expirados são geralmente utilizadas válvulas respiratórias direcionais de duas vias. Estas válvulas normalmente apresentam duas configurações distintas: as válvulas respiratórias direcionais de duas vias tipo T e tipo Y, indicadas nas Figuras 2.37 e 2.38.

Figura 2.37 - Esquema de uma válvula respiratória direcional tipo T desmontada (HANS RUDOLPH, 1995, modificada).

Figura 2.38 - Esquema de uma válvula respiratória direcional tipo Y desmontada (HANS RUDOLPH, 1995, modificada).

Independentemente do tipo, as válvulas respiratórias direcionais de duas vias são constituídas por 3 acessos que direcionam a passagem do fluxo gasoso. Em um destes acessos é colocado um bocal para o paciente. Os outros dois acessos apresentam válvulas que permitem a passagem de fluxo gasoso em somente um sentido. Um dos acessos irá permitir a entrada de ar inspirado no sistema e o outro irá permitir a saída de ar expirado do sistema, possibilitando separar o ar inspirado do ar expirado pelo indivíduo.

O paciente deve somente realizar respiração bucal. Para tanto, seu nariz é obstruído por um prendedor.

Segundo MADAMA (1993), as válvulas respiratórias direcionais devem apresentar uma baixa resistência aos fluxos de ar inspiratório e ar expiratório e devem ter um pequeno volume de espaço morto para minimizar a re-respiração de ar previamente exalado.

No mercado, tem-se conhecimento da existência de uma vasta coleção de válvulas respiratórias direcionais produzidas pela Hans Rudolph^{2.6}.

2.6. OS EFEITOS DO SISTEMA DE MEDIÇÃO SOBRE A RESPIRAÇÃO

Grande parte dos equipamentos que realizam calorimetria indireta utilizam um bocal para realizar a conexão do paciente com o calorímetro, sendo necessário, também, o uso de um clipe nasal para realizar a oclusão das narinas.

Como a via fisiológica para a respiração é o nariz e não a boca, é de se esperar que tanto a respiração bucal como o conjunto composto por bocal e clipe nasal interfiram no processo normal de respiração.

WEISSMAN et al. (1984) realizaram algumas medições que se mostraram bastante ilustrativas para se entender os efeitos de um sistema de medição sobre a respiração, sendo que os dados obtidos por estes autores serão apresentados e discutidos a seguir.

Foi utilizado um sistema de medição composto por um capuz e um espirômetro capaz de realizar medições a cada respiração do paciente. Cada

^{2.6} Hans Rudolph, Inc. 7200 Wyandotte. Kansas City, Mo 64114. USA.

paciente foi submetido a dois testes, um somente com o capuz e outro com o capuz e mais um aparato respiratório (bocal e/ou clipe nasal), sendo que os testes foram realizados com ar ambiente, mistura gasosa com 2% de dióxido de carbono e mistura gasosa com 4% de dióxido de carbono. As misturas gasosas contendo uma concentração maior de dióxido de carbono do que a contida no ar ambiente foram utilizadas para estimular a respiração dos pacientes. Para cada condição, medições contínuas foram realizadas após níveis estáveis de $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$ serem atingidos. Estas medições ocorreram durante um intervalo de 5 minutos, com uma quantidade de 85 a 100 respirações sendo analisadas. Foram analisados pacientes que não apresentavam nenhuma patologia e tinham uma idade média de 25 anos.

A Tabela 2.4 apresenta os dados obtidos com seis pacientes utilizando um clipe nasal.

Tabela 2.4 - Dados ventilatórios obtidos com 6 pacientes utilizando um clipe nasal. (WEISSMAN et al., 1984).

	CAPUZ			CLIQUE NASAL		
	AR AMBIENTE	2% CO ₂	4% CO ₂	AR AMBIENTE	2% CO ₂	4% CO ₂
$\dot{V}_E$ (l/min)	6,51 ± 1,29	7,99 ± 1,92	13,50 ± 4,4	6,40 ± 1,12	7,99 ± 1,13	13,10 ± 3,5
VC (ml)	414 ± 32	511 ± 116	846 ± 336	495 ± 99	581 ± 74	816 ± 192
FR (resp./min)	17 ± 3	16 ± 2	17 ± 2	14 ± 2	15 ± 1	16 ± 2
TI (s)	1,61 ± 0,2	1,59 ± 0,2	1,66 ± 0,2	1,89 ± 0,4	1,72 ± 0,9	1,59 ± 0,2
TE (s)	2,44 ± 0,4	2,30 ± 0,4	2,22 ± 0,5	3,12 ± 0,7	2,68 ± 0,3	2,26 ± 0,2

Com a utilização do clipe nasal e durante o a respiração do ar ambiente, observou-se uma diminuição na frequência respiratória (FR) e um aumento no volume corrente (VC). Estimulando a respiração através da utilização de misturas com 2% e 4% de dióxido de carbono, houve uma diminuição nos efeitos causados pelo clipe nasal.

Os dados ventilatórios obtidos com um bocal de 17mm de diâmetro (espaço morto de 13ml) e um clipe nasal são apresentados na Tabela 2.5.

Tabela 2.5 - Dados ventilatórios obtidos com 10 pacientes utilizando bocal ($\varnothing = 17\text{mm}$) e clipe nasal. (WEISSMAN et al., 1984).

	CAPUZ			BOCAL ($\varnothing = 17\text{mm}$) + CLIPE NASAL		
	AR AMBIENTE	2% CO ₂	4% CO ₂	AR AMBIENTE	2% CO ₂	4% CO ₂
$\dot{V}_E$ (l/min)	5,3 ± 1,1	6,7 ± 1,8	12,8 ± 5,7	6,6 ± 1,0	7,9 ± 1,9	14,1 ± 6,3
VC (ml)	359 ± 96	461 ± 116	749 ± 275	440 ± 146	501 ± 135	792 ± 296
FR (resp./min)	16 ± 4	16 ± 4	18 ± 4	17 ± 5	17 ± 5	18 ± 4
TI (s)	1,58 ± 0,43	1,54 ± 0,28	1,49 ± 0,28	1,51 ± 0,35	1,52 ± 0,22	1,46 ± 0,30
TE (s)	2,64 ± 0,73	2,46 ± 0,62	2,12 ± 0,52	2,48 ± 0,86	2,45 ± 0,64	2,09 ± 0,73

Ocorreram aumentos no volume minuto ($\dot{V}_E$) e no volume corrente (VC) durante o uso do bocal de 17mm de diâmetro e do clipe nasal, e este comportamento foi observado tanto na respiração do ar ambiente como na respiração das misturas gasosas com 2% e 4% de dióxido de carbono.

Na Tabela 2.6 estão listados os dados ventilatórios obtidos com um bocal de 9mm de diâmetro (espaço morto de 10ml) e um clipe nasal.

Tabela 2.6 - Dados ventilatórios obtidos com 6 pacientes utilizando bocal ($\varnothing = 9\text{mm}$) e clipe nasal. (WEISSMAN et al., 1984).

	CAPUZ			BOCAL ($\varnothing = 9\text{mm}$) + CLIPE NASAL		
	AR AMBIENTE	2% CO ₂	4% CO ₂	AR AMBIENTE	2% CO ₂	4% CO ₂
$\dot{V}_E$ (l/min)	5,43 $\pm$ 0,78	7,06 $\pm$ 1,09	14,45 $\pm$ 14,5	5,52 $\pm$ 0,93	6,92 $\pm$ 0,42	11,52 $\pm$ 1,78
VC (ml)	362 $\pm$ 86	437 $\pm$ 90	799 $\pm$ 368	409 $\pm$ 124	464 $\pm$ 70	736 $\pm$ 164
FR (resp./min)	16 $\pm$ 3	17 $\pm$ 3	18 $\pm$ 4	15 $\pm$ 4	16 $\pm$ 3	17 $\pm$ 4
TI (s)	1,87 $\pm$ 0,44	1,69 $\pm$ 0,29	1,65 $\pm$ 0,21	2,01 $\pm$ 0,64	1,80 $\pm$ 0,34	1,93 $\pm$ 0,53
TE (s)	2,31 $\pm$ 0,66	2,05 $\pm$ 0,50	1,89 $\pm$ 0,53	2,44 $\pm$ 0,57	2,27 $\pm$ 0,52	2,01 $\pm$ 0,57

A utilização de um bocal com um diâmetro de 9mm e um clipe nasal não apresentou mudanças significativas em relação ao uso exclusivo do capuz em nenhuma das condições.

Resultados similares são apresentados em outras referências (SACKNER et al., 1980; ASKANAZI et al., 1980; HIRSCH et al., 1982; GILBERT et al., 1972; BRADLEY et al., 1980) presentes no final deste texto.

CAPÍTULO 3 - MATERIAIS E MÉTODOS

Neste Capítulo é apresentada a constituição do sistema de medição ensaiado visando um adequado estudo do comportamento dos transdutores durante uma simulação de um exame para análise metabólica humana.

Foram importados transdutores de oxigênio e de dióxido de carbono. As principais características destes componentes do sistema de medição são apresentadas nos itens subseqüentes.

O transdutor de fluxo em volume foi disponibilizado mediante um acordo de cooperação firmado com a empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA. Uma descrição mais detalhada deste transdutor também é apresentada subseqüentemente.

As válvulas respiratórias direcionais foram adquiridas junto à empresa Hans Rudolph, Inc. A utilização destas válvulas e suas descrições técnicas encontram-se detalhadas no final deste Capítulo.

Cada transdutor escolhido foi submetido à uma série de ensaios com o intuito de caracterizá-lo e avaliar suas especificações e limitações. As montagens e os procedimentos adotados para a realização destes ensaios também são descritos neste Capítulo.

3.1. SISTEMA DE MEDIÇÃO UTILIZADO

O sistema de medição proposto é constituído pelas seguintes partes indicadas numericamente na representação esquemática da Figura 3.1:

- válvulas respiratórias direcionais de uma via e de duas vias (Nº. 1 e Nº. 6);

- transdutor de concentração de dióxido de carbono (Nº. 2);
- bocal (Nº. 3);
- câmara de contenção (Nº. 4);
- transdutor de concentração de oxigênio (Nº. 5);
- transdutor de fluxo em volume (Nº. 7);
- subsistema de aquisição e tratamento de sinais (Nº. 8);
- conectores pneumáticos;

Figura 3.1 - Representação esquemática do sistema de medição proposto.

Uma foto do sistema de medição implementado, sem o subsistema de aquisição e tratamento de sinais, é apresentada na Figura 3.2.

A câmara de contenção é uma peça metálica cilíndrica onde estará inserido o transdutor de oxigênio. Esta câmara retém parte da mistura gasosa expirada pelo paciente, tratando-se de um recurso utilizado para tentar minimizar o efeito do tempo de resposta do transdutor de oxigênio escolhido.

Figura 3.2 - Foto do sistema implementado sem o subsistema de aquisição e tratamento de sinais.

Os conectores pneumáticos são peças metálicas usinadas, evidentemente possibilitando a conexão entre partes constituintes do sistema de medição.

A Figura 3.3 apresenta uma foto dos conectores pneumáticos e da câmara de contenção.

Figura 3.3 - Foto dos conectores pneumáticos e da câmara de contenção.

Tanto a câmara de contenção como os conectores pneumáticos foram usinados na empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA. Estas peças foram usinadas em material metálico devido à disponibilidade de material e maior rapidez no processo de usinagem. Posteriormente novas peças podem ser fabricadas em material plástico, se necessário ou mais adequado.

O indivíduo respira através de um bocal de borracha, cuja foto é apresentada na Figura 3.4.

Figura 3.4 - Foto do bocal de borracha utilizado.

Os transdutores e as válvulas respiratórias direcionais serão descritos com mais detalhes em itens subseqüentes.

O subsistema de aquisição e tratamento de sinais foi composto por circuito amplificador de sinais, multímetro digital, microcomputador tipo PC e subsistemas próprios dos transdutores que realizavam o processamento e a apresentação dos sinais provenientes dos transdutores.

3.1.1. TRANSDUTOR DE OXIGÊNIO UTILIZADO

Este projeto utilizou os transdutores eletroquímicos de oxigênio, tipo célula galvânica, fabricados pela Figaro, mais especificamente o modelo KE-25.

Os principais motivos que levaram à escolha do modelo KE-25 foram seu baixo custo e a facilidade de obtenção no mercado.

Um esquema deste transdutor é apresentado na Figura 3.5.

Figura 3.5 - Esquema de um transdutor eletrolítico de oxigênio tipo célula galvânica (FIGARO, 1994, modificada).

Este transdutor é constituído por um ânodo de chumbo, um cátodo de ouro e um ácido fraco ($\text{pH} \approx 6$) como eletrólito. As moléculas de oxigênio entram na célula eletroquímica através de uma membrana não porosa de teflon, difundem através do eletrólito ácido e são reduzidas no eletrodo de ouro (FIGARO, 1994).

A corrente que flui entre os dois eletrodos nos modelos KE-25 e KE-50 é proporcional à concentração de oxigênio na mistura gasosa analisada.

A diferença básica entre os dois modelos, KE-25 e KE-50, está na espessura da membrana utilizada para separar a mistura gasosa da célula eletroquímica. O modelo KE-50 apresenta uma membrana mais grossa. Esta diferença se reflete no tempo de resposta e na vida útil deste modelo, que são mais longos do que as apresentadas no modelo KE-25. Foi utilizado nesta pesquisa um transdutor modelo KE-25.

A Figura 3.6 apresenta uma foto de um transdutor modelo KE-25 e a Tabela 3.1 apresenta algumas especificações desse transdutor, fornecidas pelo fabricante.

Figura 3.6 - Foto do transdutor modelo KE-25.

Tabela 3.1 - Algumas especificações do transdutor modelo KE-25 fornecidas pelo fabricante

Faixa de medição	0 - 100% O ₂
Exatidão	± 1 %
Tempo de resposta (90%)	aproximadamente 12 s
Temperatura de operação	5 ~ 40 °C
Pressão atmosférica de operação	0,5 ~ 1,5 atm
Expectativa de vida	aproximadamente 5 anos (21% O ₂ e 20 °C)
Consumo da amostra gasosa necessária para a transdução	aproximadamente 2-3ml/min
Gases que não influenciam nas medições	CO ₂ , SO ₂ , H ₂ S, H ₂ , CO, NO _x , Cl ₂ , N ₂ , CFC's, fumaça de cigarro
Gases que influenciam nas medições	O ₃ , altas concentrações de NH ₃ e CH ₄ em concentrações maiores que 50 %

As dimensões físicas do transdutor de oxigênio modelo KE-25 são apresentadas na Figura 3.7.

Figura 3.7 - Dimensões físicas do transdutor de oxigênio modelo KE-25 (Figaro, Inc., 1994, modificada).

As curvas de calibração dos transdutores modelos KE-25 e KE-50, fornecidas pelo fabricante, são apresentadas na Figura 3.8.

Figura 3.8 - Curvas de calibração dos modelos KE-25 e KE-50 da Figaro (FIGARO, 1994, modificada).

O tempo de resposta do transdutor escolhido é de aproximadamente 12 segundos, conforme pode ser observado na Figura 3.9.

Figura 3.9 - Tempos de resposta dos modelos KE-25 e KE-50 da Figaro (FIGARO, 1994, modificada).

Este tempo de resposta inviabiliza a utilização deste transdutor em equipamentos que realizam análise a cada respiração. Para tentar minimizar o efeito do tempo de resposta do modelo KE-25, será utilizada uma câmara de contenção que irá reter parte do ar expirado pelo paciente. A Figura 3.10 apresenta uma representação esquemática da câmara de contenção inserida no sistema implementado.

Figura 3.10 - Representação esquemática da câmara de contenção inserida no sistema implementado.

Durante a expiração, uma das válvulas unidirecionais da válvula respiratória direcional de duas vias e a válvula unidirecional da válvula respiratória direcional de uma via se abrem, permitindo a passagem do fluxo de ar expirado. Durante a inspiração, estas válvulas unidirecionais se fecham e

parte do ar expirado é retido na câmara de contenção. Este intervalo de tempo no qual o ar expirado fica retido na câmara de contenção não alcança os 12 segundos de tempo de resposta do transdutor de oxigênio utilizado. Dessa forma, supondo que não existam variações bruscas na concentração de oxigênio expirado, o sistema de medição irá apenas apresentar um valor aproximado do consumo de oxigênio e com um atraso de, no mínimo, 12 segundos. Devido ao tempo de resposta bastante elevado para o transdutor de oxigênio avaliado, não será possível obter-se uma estimativa imediata do consumo de oxigênio e o sistema de medição irá apenas apresentar uma média do consumo de oxigênio.

Segundo o fabricante, um termistor está incluso no sistema de transdução para realizar a compensação térmica. A relação entre a tensão de saída do transdutor modelo KE-25 e a temperatura da mistura gasosa pode ser observada na Figura 3.11, permitindo concluir-se que a tensão de saída do transdutor é praticamente independente da temperatura para a provável faixa de utilização de 15 °C a 30 °C.

Figura 3.11 - A dependência da temperatura do transdutor modelo KE-25 (FIGARO, 1994, modificada).

O transdutor de oxigênio modelo KE-25 é influenciado pela pressão atmosférica. Esta dependência é expressa pela seguinte equação:

$$V_{saída} = V_{saída(padrão)} \times \frac{P}{1,013} \quad (3.1)$$

onde,

$V_{saída}$: tensão de saída;

$V_{saída(padrão)}$: tensão de saída correspondente a 1,013 bar ;

P: pressão atmosférica (bar).

3.1.2. TRANSDUTOR DE DIÓXIDO DE CARBONO UTILIZADO

Após criteriosa pesquisa bibliográfica e de catálogos de fabricantes, foi adquirido um exemplar do modelo 4210 fabricado pela Andros.

A Figura 3.12 apresenta uma foto do transdutor de dióxido de carbono modelo 4210.

Figura 3.12 - Foto do transdutor de dióxido de carbono modelo 4210 fabricado pela Andros.

Trata-se de um transdutor de linha principal, ou seja, o paciente respira através de um adaptador de vias aéreas e a mistura gasosa que flui através deste dispositivo é analisada, não sendo separada uma amostra para análise.

O transdutor de dióxido de carbono modelo 4210 é composto por:

- um módulo de processamento de sinais, composto por um microcontrolador Motorola 68332;
- um módulo isolado de potência, responsável pelo condicionamento da alimentação elétrica do transdutor. A Figura 3.13 apresenta uma representação esquemática dos módulos de potência e de processamento de sinais;

Figura 3.13 - Representação esquemática dos módulos de potência e de processamento de sinais (Andros, 1994, modificada).

- um sensor responsável pela emissão e recepção da radiação infravermelha. Um diagrama de blocos do sensor é apresentado na Figura 3.14;

Figura 3.14 - Diagrama de blocos do sensor de dióxido de carbono (Andros, 1994, modificada).

- um adaptador de vias aéreas. O sensor e o adaptador de vias aéreas estão esquematizados na Figura 3.15.

Figura 3.15 - Representação esquemática do sensor e do adaptador de vias aéreas (Andros, 1994, modificada).

Este transdutor realiza a medição da frequência respiratória do paciente através da utilização de um algoritmo computacional próprio, além de realizar as medições da concentração de dióxido de carbono no ar inspirado e no ar expirado.

Algumas especificações do transdutor modelo 4210 fornecidas pelo fabricante são apresentadas na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 - Algumas especificações do transdutor modelo 4210 fornecidas pelo fabricante.

Dados de saída	concentração contínua de CO ₂ ; concentrações expirada e inspirada de CO ₂ ; frequência respiratória
Faixa de medição	0 – 100 Torr
Resolução	0,1 Torr
Exatidão	0 – 40 Torr: $\pm 2,0$ Torr 40 – 100 Torr: $\pm 5,0\%$ relativo
Tempo de resposta (10 a 90 %)	< 25ms
Frequência respiratória	até 150 respirações por minuto
Tempo de aquecimento	< 60 s (típico)
Alimentação	5,0 Vdc
Consumo	Operação normal: 4 W max. Durante aquecimento: 7,5 W max.
Condições de operação	Temperatura: 10°C a 40°C Umidade: 0 a 95% sem condensação Altitude: -305m a 2133m
Dimensões	Sensor: 5,7 × 3,2 × 1,9 cm Módulo de proc. de sinais: 9,5 × 7,6 × 1,27cm Módulo de potência :8,9 × 7,6 × 1,27cm
Massa	Sensor: 30 g

3.1.3. TRANSDUTOR DE FLUXO EM VOLUME UTILIZADO

O transdutor de fluxo em volume utilizado é do tipo turbina, sendo conhecido como respirômetro de Wright. Uma representação esquemática deste dispositivo, na sua forma puramente mecânica, é apresentada na Figura 3.16.

Corte Longitudinal do Respirômetro (Anemômetro Respiratório)

A - Entrada do Fluxo de Ar
B - Anel Cilíndrico com Ranhuras Tangenciais
C - Saída do Fluxo de Ar
D - Rotor de Duas Lâminas
E - Engrenagens
F - Mancais
G - Selamento de Mercúrio

Figura 3.16 - Representação esquemática de um respirômetro de Wright puramente mecânico (NUNN et al., 1962, modificada).

O respirômetro de Wright consiste de uma turbina em miniatura com um rotor de baixa inércia que está conectado a um conjunto de engrenagens.

Segundo WRIGHT (1955), o fluxo de ar entra no compartimento cilíndrico, através de uma série de ranhuras tangenciais, movendo o fino e leve rotor de duas lâminas, conforme mostrado na Figura 3.17, e deixando de forma axial o transdutor.

Figura 3.17 - Movimento do rotor causado pelo fluxo de ar expirado no respirômetro de Wright (MADAMA, 1993, modificada).

Através das engrenagens existentes, faz-se a transformação do número de revoluções do rotor para a quantidade de mistura gasosa que flui através do anemômetro. Em um mostrador, semelhante aos encontrados em relógios analógicos de pulso, é apresentada a quantidade em litros de ar expirado que fluiu através do aparato entre duas leituras consecutivas.

Observe-se que o rotor não se move a taxas muito baixas de fluxo, e a resposta tende a um valor fixo em taxas altas de fluxo.

BYLES (1960) realizou uma série de ensaios com um respirômetro de Wright utilizando fluxos contínuos, obtendo os dados apresentados na Tabela 3.3. Observa-se através destes dados que a resistência ao fluxo aumenta consideravelmente com o acréscimo na vazão e há um desvio bastante alto em condições de fluxos menores do que 10 l/min, sendo que a faixa ideal de operação do respirômetro está situada em torno de 20 l/min.

Tabela 3.3 - Alguns dados do respirômetro de Wright obtidos por BYLES (1960).

Fluxo (l/min)	Desvio (%)	σ	Resistência ao fluxo (mmH₂O)
4,0	- 39,19	0,269	0,05
7,0	-16,04	0,229	-
10,0	- 8,95	0,302	0,2
20,0	- 0,866	0,321	0,8
30,0	+ 5,23	0,268	1,8
40,0	+ 6,32	0,237	3,2
100,0	-	-	18,0

Um estudo mais detalhado foi realizado por NUNN et al. (1962). Além de ensaios com fluxos contínuos, foi levantada a resposta do respirômetro para fluxos senoidais em diferentes freqüências respiratórias, conforme pode ser observado na Figura 3.18. Este estudo foi o primeiro a mostrar a existência de uma relação entre a freqüência respiratória e o desvio percentual apresentado pelo respirômetro.

Figura 3.18 - Resposta do respirômetro de Wright para fluxos senoidais em diferentes frequências respiratórias (NUNN et al., 1962, modificada).

Após uma série de ensaios realizada com dois respirômetros de Wright, HALL et al. (1962) verificaram que existe uma interdependência entre o desvio percentual dos valores obtidos e a taxa respiratória, propondo a seguinte fórmula para realizar a correção dos valores medidos:

$$V_c = V_m - \frac{K_1 \times (R - K_2) \times V_m}{100} \quad (3.2)$$

onde,

V_c : volume em cm^3 , corrigido;

V_m : volume em cm^3 , medido pelo respirômetro de Wright;

R : frequência respiratória;

K_1 : erro percentual positivo por respiração (causado pela inércia do rotor) inerente à fabricação do respirômetro. Nos ensaios de HALL et al. (1962) o valor usado foi 3/4;

K_2 : limiar determinado de modo que, abaixo dele, a frequência respiratória é tão pequena que o erro causado pela inércia do rotor pode ser negligenciado.

Assim sendo, a leitura simples das medições realizadas pelo respirômetro de Wright puramente mecânico necessita de uma correção posterior para obter-se uma exatidão maior.

O transdutor de fluxo em volume utilizado é fabricado pela Ferraris^{3.1}, sendo constituído por dois componentes distintos: o monitor respiratório Magtrak II e o sensor de fluxo Magtrak Flow Sensor Lightweight JL.

A Figura 3.19 apresenta uma foto do monitor respiratório Magtrak II e do sensor de fluxo Magtrak Flow Sensor Lightweight JL.

Figura 3.19 - Foto do monitor respiratório Magtrak II e do sensor de fluxo Magtrak Flow Sensor Lightweight JL.

^{3.1} Ferraris Medical LTD (UK). 26 Lea Valley Trading Estate. London N18 3JD. UK

O sensor de fluxo Magtrak Flow Sensor Lightweight JL apresenta a mesma configuração de um respirômetro de Wright com exceção das engrenagens que são substituídas por um circuito eletrônico capaz de perceber as revoluções do rotor através de efeitos de campos eletromagnéticos e convertê-las em um trem de pulsos elétricos que está relacionado com o volume de ar que passa através do sensor. São gerados dois pulsos idênticos de tensão por revolução do rotor. A turbina responde somente ao fluxo em um dado sentido, sendo o fluxo reverso ignorado.

Algumas especificações do sensor de fluxo Magtrak Flow Sensor Lightweight JL são apresentadas na Tabela 3.4.

Tabela 3.4 - Algumas especificações do sensor de fluxo Magtrak Flow Sensor Lightweight JL fornecidas pelo fabricante.

Sensibilidade	Os pulsos eletrônicos começam a ser emitidos para um fluxo não maior que 2 litros/minuto
Trem de pulsos	2 pulsos iguais por revolução do rotor, separados por $500 \mu s \pm 90 \mu s$
Amplitude e duração do pulso	90% da tensão de alimentação, duração por pulso constante e igual a $170 \mu s \pm 30 \mu s$
Volume referente a um pulso	3,3 ml nominal por pulso, a 16 l/min em fluxo contínuo e em ATPS. Resolução: 6,6 ml
Frequência de repetição de pulsos	80 Hz $\pm 2\%$ a 16 l/min (fluxo contínuo) 322,5 Hz $\pm 2\%$ a 60 l/min (fluxo contínuo)
Alimentação	D.C. Mínimo 5 V, máximo 7,6 V, regulação $\pm 0,5$, corrente máxima 8 mA. A alimentação do sensor é fornecida pelo monitor respiratório.
Resistência à respiração	Proporcional ao quadrado da taxa de fluxo e não maior que 2,0 cmH ₂ O a 100 l/min
Espaço morto	22 ml
Máximo fluxo seguro	60 l/min (máximo de 100 l/min para curtos períodos)
Temperatura de operação	até + 50 °C
Dimensões	75mm $\times$ 42mm $\times$ 62mm
Massa	130 g

O monitor respiratório Magtrak II é composto por um circuito eletrônico microprocessado que apresenta os dados de saída referentes ao volume corrente (VC, em litros), volume expirado de ventilação por minuto ($\dot{V}_E$, em

litros/minuto) e frequência respiratória (respirações por minuto). Além disso, este medidor também apresenta um alarme de apnéia (após 15 segundos sem fluxo através do sensor). As correções necessárias, como a proposta por HALL et al. (1962), são realizadas pelo circuito microprocessado.

Na Tabela 3.5 são apresentadas algumas especificações do monitor respiratório Magtrak II.

Tabela 3.5 - Algumas especificações do monitor respiratório Magtrak II fornecidas pelo fabricante.

Alimentação	bateria alcalina, 9 V, 30 mA
Autonomia	25 horas aproximadamente
Condições de operação	Temperatura: 0 °C a 50 °C Umidade: até 95 % (25 °C, sem condensação) Pressão atmosférica: 700 hPa a 1060 hPa
Dimensões	167mm × 85mm × 41 mm
Massa (bateria inclusa)	250 g

O principal fator que levou à escolha deste tipo de transdutor de fluxo em volume foi sua disponibilidade imediata, uma vez que dois sensores de fluxo Magtrak Flow Sensor Lightweight JL e um monitor respiratório Magtrak II foram gentilmente cedidos pela empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA.

3.1.4. VÁLVULAS RESPIRATÓRIAS DIRECIONAIS UTILIZADAS

As válvulas respiratórias direcionais utilizadas nesta pesquisa foram adquiridas junto à empresa Hans Rudolph. Esta companhia detém a quase totalidade do mercado de válvulas respiratórias direcionais, competindo com a empresa Otis-McKerrow citada por BRADLEY (1980).

A válvula respiratória direcional de uma via será utilizada para permitir que parte da mistura gasosa inspirada fique confinada na câmara de contenção.

A válvula respiratória direcional de uma via modelo 5610 foi utilizada. A Tabela 3.6 apresenta alguns dados referentes a esta válvula modelo 5610.

Tabela 3.6 - Dados da válvula respiratória direcional de uma via, modelo 5610 da Hans Rudolph.

Descrição	Válvula respiratória direcional de uma via, tamanho médio.
Diâmetro externo (portas de entrada e saída)	35 mm
Diâmetro interno (portas de entrada e saída)	28.6 mm
Massa	40 g
Comprimento total (porta de entrada até porta de saída)	86,4 mm

A Figura 3.20 apresenta o comportamento da válvula modelo 5610 em relação à resistência ao fluxo.

Figura 3.20 - Comportamento da válvula modelo 5610 em relação à resistência ao fluxo (HANS RUDOLPH, 1995, modificada).

Utilizou-se o modelo 2600 para a válvula respiratória direcional de duas vias necessária ao sistema proposto. Alguns dados do modelo 2600 estão apresentados na Tabela 3.7.

Tabela 3.7 - Dados da válvula respiratória direcional de duas vias, modelo 2600 da Hans Rudolph .

Descrição	Válvula respiratória direcional média de duas vias, tipo T
Diâmetro externo (todas 3 portas: inalação, exalação e bocal)	35 mm
Diâmetro interno (todas 3 portas: inalação, exalação e bocal)	28.6 mm
Massa	92 g
Volume interno	48,9 ml
Comprimento (porta de inalação até porta de exalação)	129,3 mm

O perfil de resistência ao fluxo da válvula modelo 2600 é apresentado na Figura 3.21.

Figura 3.21 - Comportamento da válvula modelo 2600 em relação à resistência ao fluxo (HANS RUDOLPH, 1995, modificada).

A Figura 3.22 apresenta uma foto das válvulas respiratórias direcionais modelos 2600 e 5610 da Hans Rudolph.

Figura 3.22 - Foto das válvulas respiratórias direcionais modelos 2600 e 5610 da Hans Rudolph.

3.1.5. AMOSTRAS PADRÃO DOS GASES UTILIZADOS

Foram utilizadas cinco amostras padrão de gases para a realização dos ensaios com o transdutor de oxigênio, o transdutor de dióxido de carbono e o sistema de medição completo.

Quatro cilindros contendo amostras gasosas classificadas pelo fabricante como "Padrão Calibração" foram adquiridos junto à empresa White Martins Gases Industriais S/A^{3.2}. As especificações dessas amostras são apresentadas na Tabela 3.8.

Tabela 3.8 - Características das quatro amostras gasosas classificadas pelo fabricante como "Padrão Calibração"

Número da amostra	1	2	3	4
O ₂ (%)	0,0	10,0	15,9	21,0
CO ₂ (%)	2,9	5,0	4,0	10,1
N ₂ (%)	97,1	85,0	80,1	68,9
Número de identificação do cilindro	1064438	290684	256434	383204
Número do certificado de produto	33507/98	34080/98	34081/98	34082/98
Data de análise	25/08/1998	27/08/1998	27/08/1998	27/08/1998
Método de análise	cromatografia gasosa	infravermelho/paramagnetismo	infravermelho/paramagnetismo	infravermelho/paramagnetismo
Incerteza da medição	± 2% relativo	± 2% relativo	± 2% relativo	± 2% relativo
Prazo de validade	5 anos	5 anos	5 anos	5 anos

^{3.2} White Martins Gases Industriais S/A. Avenida dos Autonomistas, 4332. Osasco - SP.

Uma amostra gasosa de oxigênio medicinal fornecida pela Air Liquide Brasil S/A^{3.3} também foi utilizada. O cilindro contendo esta amostra foi gentilmente cedido pela empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA. Para efeitos de ensaios, a amostra gasosa de oxigênio medicinal foi considerada como contendo uma concentração de 100% de oxigênio. Segundo a Air Liquide Brasil S/A, a pureza mínima desta amostra é de 99,6% de oxigênio.

A Figura 3.23 apresenta uma representação do tipo de cilindro utilizado durante os ensaios.

Figura 3.23 - Cilindro para gases não liquefeitos (WHITE MARTINS, modificada, sem data).

Um regulador de pressão contendo dois manômetros foi utilizado para realizar a conexão entre o cilindro e o restante da configuração utilizada no ensaio. Um esquema do regulador de pressão é apresentado na Figura 3.24.

^{3.3} Air Liquide Brasil S/A. Av. Presidente Wilson, 5874. São Paulo - SP.

Figura 3.24 - Representação do regulador de pressão com dois manômetros.

A Figura 3.25 apresenta uma foto do conjunto constituído pelo cilindro para gases não liquefeitos e o regulador de pressão com dois manômetros.

Figura 3.25 - Foto do conjunto constituído pelo cilindro para gases não liquefeitos e o regulador de pressão com dois manômetros.

3.2. METODOLOGIA DE ENSAIOS

Os transdutores escolhidos foram avaliados através de uma série de ensaios.

Inicialmente são apresentadas as montagens e os procedimentos de ensaios utilizados para cada um dos transdutores.

Posteriormente é relatada uma série de ensaios realizada para tentar-se avaliar o comportamento do sistema de medição proposto.

3.2.1. ENSAIOS COM TRANSDUTOR DE OXIGÊNIO

A Figura 3.26 apresenta um diagrama de blocos representando a montagem utilizada para a realização dos ensaios visando a caracterização do transdutor de oxigênio modelo KE-25 da Figaro.

Figura 3.26 - Diagrama de blocos da montagem utilizada nos ensaios com o transdutor de oxigênio.

Estes ensaios foram realizados na Divisão de Ensaios e Calibração (DEC) do Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP) e na empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA.

Foram realizadas cinco baterias de ensaios, sendo utilizado um cilindro com uma amostra gasosa diferente em cada bateria.

A válvula do cilindro foi conectada ao regulador de pressão que, por sua vez, estava conectado a uma mangueira de silicone. Esta mangueira foi conectada a uma peça plástica, representada na Figura 3.27 e utilizada para conectar o transdutor de oxigênio e o transdutor de fluxo em volume.

Figura 3.27 - Representação da peça plástica utilizada para conectar o transdutor de oxigênio e o transdutor de fluxo em volume.

O fluxo da amostra gasosa entrava em contato com o transdutor de oxigênio modelo KE-25 e fluía através do transdutor de fluxo em volume.

O transdutor de fluxo em volume foi inserido no sistema de ensaio para que fosse possível a monitoração do fluxo da mistura gasosa. Entretanto, a leitura realizada no monitor respiratório Magtrak II foi utilizada somente como um indicador da ordem de grandeza do fluxo da mistura gasosa, pois o transdutor de fluxo em volume utilizado é específico para uso com ar expirado

e não apresenta possibilidade de correções decorrentes de mudanças nas densidades dos gases medidos.

Como a tensão de saída do transdutor de oxigênio modelo KE-25 está compreendida no intervalo de 0 a 50 mV, implementou-se um circuito amplificador de sinais para que as medições fossem feitas com instrumentos de medição menos sofisticados. A Figura 3.28 apresenta o circuito amplificador de sinais implementado.

Figura 3.28 - Circuito amplificador de sinais implementado.

O circuito amplificador de sinais utiliza um amplificador operacional na configuração de amplificador não inversor. Segundo MALVINO (1987), o ganho de tensão de malha fechada desse circuito é dado pela seguinte equação:

$$G = \frac{R_1}{R_2} + 1 \quad (3.3)$$

O circuito amplificador de sinais utilizou os seguintes valores:

$$R_1 = 1 \text{ M}\Omega;$$

$$R_2 = R_{2a} + R_{2b} = 9,09 \text{ K}\Omega + 1,0 \text{ K}\Omega = 10,09 \text{ K}\Omega. \quad (3.4)$$

e o ganho do circuito amplificador de sinais utilizado durante os ensaios do transdutor de oxigênio era:

$$G = \frac{1.000.000}{10.090} + 1 = 100,11 \quad (3.5)$$

Os resistores R_1 , R_{2a} e R_{2b} apresentavam uma tolerância de $\pm 1\%$. C_1 e C_2 foram utilizados como capacitores de filtro de fonte e o potenciômetro de $10\text{ K}\Omega$ foi utilizado para realizar o ajuste de "off-set" do amplificador operacional incluído no circuito integrado LF351.

Para alimentar o circuito amplificador foi utilizada uma fonte de tensão múltipla que fornecia as seguintes tensões: +12 V, +5 V, 0 V, -5 V e -12 V. Esta fonte de tensão foi implementada no Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP). A Figura 3.29 apresenta uma foto da fonte de tensão de alimentação utilizada.

Figura 3.29 - Foto da fonte de tensão de alimentação (+12 V, +5V, 0, -5 V, -12 V).

A saída do circuito amplificador de sinais foi conectada a um multímetro digital de 3 e 1/2 dígitos. A Tabela 3.9 apresenta os dados referentes ao multímetro utilizado.

Tabela 3.9 - Dados referentes ao multímetro digital utilizado.

Descrição	multímetro digital de 3 e 1/2 dígitos
Fabricante	MINIPA ^{3.4}
Modelo	ET-2060
Número de série	MD206012639
Precisão (tensão DC)	$\pm (0,5\% \text{ leitura} + 1 \text{ dígito})$
Impedância de entrada (tensão DC)	10 M Ω
Taxa de medição	2,5 vezes por segundo

Cada bateria de ensaios consistiu de 22 medições. A válvula do cilindro era aberta no início de cada bateria de ensaios e a válvula do regulador de pressão permanecia fechada. A válvula do regulador de pressão era aberta em cada medição, de maneira a ter-se uma vazão da ordem de 10 l/min. Esta válvula permanecia aberta durante aproximadamente 90 segundos. No final deste intervalo de tempo eram realizadas as leituras do multímetro e do monitor respiratório Magtrak II, obtendo-se a tensão de saída do circuito amplificador de sinais e o fluxo da mistura gasosa, respectivamente. Posteriormente, o transdutor de oxigênio era exposto ao ar ambiente durante um intervalo de tempo de aproximadamente 90 segundos. Após este intervalo, o transdutor de oxigênio era reconectado à peça plástica e outra medição era iniciada.

3.2.2. ENSAIOS COM TRANSDUTOR DE DIÓXIDO DE CARBONO

A montagem utilizada durante os ensaios com o transdutor de dióxido de carbono escolhido está representada no diagrama de blocos apresentado na Figura 3.30.

^{3.4} Minipa Indústria e Comércio LTDA. Al. dos Tupinás, 33. São Paulo - S.P.

Figura 3.30 - Diagrama de blocos da montagem utilizada nos ensaios com o transdutor de dióxido de carbono.

Novamente os ensaios foram realizados na Divisão de Ensaios e Calibração (DEC) do Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP) e na empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA.

As conexões pneumáticas utilizadas para os ensaios com o transdutor de dióxido de carbono são semelhantes às empregadas nos ensaios com o transdutor de oxigênio, sendo que ocorreu somente a troca das peças plásticas. A peça plástica utilizada para conectar o transdutor de dióxido de carbono e o transdutor de fluxo em volume está representada na Figura 3.31.

Figura 3.31 - Representação da peça plástica utilizada para conectar o transdutor de oxigênio e o transdutor de fluxo em volume.

O fluxo da amostra gasosa entrava em contato com o transdutor de dióxido de carbono modelo 4210 da Andros e fluía através do transdutor de fluxo em volume.

O transdutor de fluxo em volume apresenta a mesma função desempenhada nos ensaios com o transdutor de oxigênio.

O módulo isolado de potência foi alimentado pela mesma fonte de tensão empregada nos ensaios com o transdutor de oxigênio.

O protocolo de comunicação serial RS-232 foi utilizado para realizar o controle e a monitoração do transdutor de dióxido de carbono modelo 4210, possibilitando a realização da programação do transdutor e a coleta dos dados referentes à transdução.

Um software elaborado pelo próprio fabricante do transdutor e denominado "BreathWatch Model 4210 On-Airway CO₂ ANALYZER HOST INTERFACE PROGRAM, version 2.01" foi utilizado durante os ensaios com o transdutor de dióxido de carbono. A Figura 3.32 apresenta um exemplo da tela principal do software utilizado para controle e monitoração do transdutor de dióxido de carbono.

Figura 3.32 - Tela principal do software utilizado para controle e monitoração do transdutor de dióxido de carbono.

Este software foi executado em um microcomputador tipo PC que estava conectado via porta serial com o transdutor de dióxido de carbono modelo 4210.

Os procedimentos de ensaios utilizados para o transdutor de dióxido de carbono modelo 4210 são bastante semelhantes aos empregados com o transdutor de oxigênio.

Cinco baterias de ensaios também foram realizadas, sendo que em cada bateria utilizou-se um cilindro com uma amostra gasosa diferente.

Como nos ensaios com o transdutor de oxigênio, cada bateria de ensaios consistiu de 22 medições. No início de cada bateria de ensaios, a válvula do cilindro era aberta, sendo que a válvula do regulador de pressão permanecia fechada. Em cada medição a válvula do regulador de pressão era aberta, de maneira a ter-se uma vazão da ordem de 10 l/min. Esta válvula permanecia aberta durante aproximadamente 90 segundos e no final deste intervalo de tempo eram realizadas as leituras da concentração de dióxido de carbono, indicada no monitor do microcomputador, e o fluxo da mistura gasosa, apresentado no monitor respiratório Magtrak II. Posteriormente e durante um intervalo de tempo de aproximadamente 90 segundos, o transdutor de dióxido

de carbono era exposto ao ar ambiente. Após este tempo, o transdutor de oxigênio era reconectado à peça plástica e outra medição era iniciada.

3.2.3. ENSAIOS COM TRANSDUTOR DE FLUXO EM VOLUME

Para caracterizar o transdutor de fluxo em volume foram realizados dois tipos de ensaios distintos:

- ensaios estáticos;
- ensaios dinâmicos.

Os ensaios estáticos foram realizados sob fluxo contínuo e constante de ar. Os ensaios dinâmicos foram realizados sob fluxo pulsátil, com pulsos de volume e período dos pulsos pré-determinados.

A montagem e os procedimentos adotados nos ensaios serão descritos em detalhes nos itens subseqüentes.

3.2.3.1. ENSAIOS ESTÁTICOS - AVALIAÇÃO DE ALGUNS PARÂMETROS RELACIONADOS À CURVA DE CALIBRAÇÃO

Nestes ensaios, uma bomba de ar comprimido que gerava um fluxo contínuo e constante de ar foi conectada a uma válvula que controlava a vazão. Esta válvula estava conectada a um medidor, considerado padrão, que estava conectado ao transdutor de fluxo em volume escolhido. O diagrama de blocos apresentado na Figura 3.33 ilustra o diagrama de blocos da montagem experimental utilizada.

Figura 3.33 - Diagrama de blocos da montagem utilizada nos ensaios com o transdutor de fluxo em volume.

Estes ensaios foram realizados no Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A. e na empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA.

A Figura 3.34 apresenta uma representação esquemática do medidor padrão utilizado nos ensaios realizados no Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A..

Figura 3.34 - Medidor de vazão de gás do tipo rotor semi-submerso da Schlumberger.

Trata-se de um medidor de vazão de gás do tipo rotor semi-submerso, modelo Type 5A, fabricado pela Schlumberger^{3.5}, cuja faixa de operação situa-

^{3.5} Meterfabriek-Schlumberger B.V. Kam. Onnesweg 63 - P.O. Box 42 - 3300 AA Dordrecht (NL).

se no intervalo de 150 a 3000 l/h. Cada revolução do ponteiro indica a passagem de 5 litros de mistura gasosa pelo medidor. Este medidor foi calibrado pelo Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A. e possui o Certificado de Calibração Nº. 16199 datado de 10 de setembro de 1996. Foi utilizado o polinômio estimador de erro apresentado no certificado de calibração para realizar a correção entre o volume indicado e o volume verdadeiro. Este polinômio é descrito por:

$$\text{Erro} = A_0 + A_1 \times Q + A_2 \times Q^2 + A_3 \times Q^3 + A_4 \times Q^4 + A_5 \times Q^5 + A_6 \times Q^6 \quad (3.6)$$

onde,

$$\text{Erro} = \left(\frac{\text{Volume indicado} - \text{Volume verdadeiro}}{\text{Volume verdadeiro}} \right) \times 100 \quad (3.7)$$

$$A_0 = 4,5979\text{E} - 01 \quad (3.8)$$

$$A_1 = 3,8590\text{E} - 03 \quad (3.9)$$

$$A_2 = -8,3404\text{E} - 06 \quad (3.10)$$

$$A_3 = 9,3712\text{E} - 01 \quad (3.11)$$

$$A_4 = -5,9291\text{E} - 12 \quad (3.12)$$

$$A_5 = 1,8650\text{E} - 15 \quad (3.13)$$

$$A_6 = -2,2443\text{E} - 19 \quad (3.14)$$

Q: vazão indicada pelo medidor em litros por hora.

Uma foto do medidor padrão utilizado nos ensaios realizados na empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA é apresentada na Figura 3.35.

Figura 3.35 - Foto do RT-200 Calibration Analyzer da Timeter.

O RT-200 Calibration Analyzer é fabricado pela Timeter Instrument Corporation^{3.6}. Este equipamento é capaz de realizar medições de fluxo de ar expirado na faixa de 0 a 180 litros/min, sendo utilizados dois transdutores de fluxo em volume do tipo pressão diferencial para realizar as medições, um para fluxos situados entre 0 a 5 litros/min e outro para o restante da faixa de operação.

O sensor Magtrak Flowsensor Lightweight JL foi conectado na saída de gás do medidor padrão utilizando uma mangueira de silicone e um adaptador para entrada de gás do sensor, conforme a Figura 3.36.

Figura 3.36 – Foto da conexão da entrada de gás do Sensor Magtrak Lightweight JL.

^{3.6} Timeter Instrument Corporation. 1720 Sublette Avenue. St. Louis. MO 63110. USA.

Uma mangueira de silicone conectava a saída da bomba de ar comprimido com uma válvula que estava conectada, também por intermédio de mangueira de silicone, na entrada de gás do medidor padrão. Através da válvula era possível modificar o fluxo que passava pelo medidor padrão e pelo transdutor de fluxo em volume escolhido.

Inicialmente a válvula foi ajustada de modo a ter-se um fluxo baixo e constante, próximo ao limiar de detecção do transdutor de fluxo em volume escolhido. Com este fluxo foram realizadas as medições de fluxo indicados pelo medidor padrão e pelo transdutor de fluxo em volume escolhido. Em seguida, a válvula era aberta para que um novo fluxo constante se estabelecesse e posteriormente eram realizadas as medições de fluxo. Este procedimento foi repetido até um valor de fluxo máximo, que não ultrapassou o limite do transdutor de fluxo ensaiado especificado pelo fabricante. Após o valor máximo de fluxo ser atingido, a válvula passou a ser gradativamente fechada e as medições de fluxo foram realizadas para cada novo fluxo constante estabelecido. Este procedimento foi repetido até um valor de fluxo próximo ao limiar de detecção do transdutor de fluxo em volume escolhido.

Nos ensaios realizados no Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A., após o fluxo constante e estacionário ser estabelecido era medido o intervalo de tempo necessário para que o ponteiro do medidor padrão realizasse duas revoluções, ou seja, para que 10 litros de ar fluíssem pelo sistema. Através deste intervalo de tempo era estimado o fluxo. A medição do fluxo indicado pelo Monitor Respiratório Magtrak II era realizada após a medição do intervalo de tempo.

Nos ensaios realizados na empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA, o fluxo constante e estacionário era estabelecido e após aproximadamente 2 minutos eram realizadas as medições do fluxo indicadas pelo medidor padrão e pelo transdutor de fluxo em volume ensaiado.

3.2.3.2. ENSAIOS ESTÁTICOS - AVALIAÇÃO DE REPETIBILIDADE

O diagrama de blocos da montagem utilizada para os ensaios com o transdutor de oxigênio - ensaios com fluxo contínuo é idêntico ao apresentado na Figura 3.33.

Estes ensaios foram realizados no Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A. e na empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA.

Os equipamentos e a montagem utilizados são os mesmos dos ensaios com fluxo contínuo - avaliação de histerese.

Foram realizadas diversas baterias de ensaios com fluxos diferentes, sendo que cada bateria de ensaios consistiu de 22 medições de um mesmo fluxo constante de ar. A válvula que controlava a vazão era aberta de modo a ter-se um determinado fluxo constante de ar. Esta válvula permanecia aberta durante aproximadamente 60 segundos e no final deste intervalo de tempo, eram realizadas as medições dos fluxos indicados pelo medidor padrão e pelo monitor respiratório Magtrak II. A válvula era então fechada e o procedimento era reiniciado depois que o rotor do sensor Magtrak Flowsensor Lightweight JL parava completamente.

3.2.3.3. ENSAIOS DINÂMICOS

Estes ensaios foram realizados na empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA.

Um ventilador mecânico modelo 9200 da Calgimed foi conectado a um medidor considerado padrão que estava conectado ao transdutor de fluxo em volume a ser ensaiado. A Figura 3.37 apresenta o diagrama de blocos da montagem utilizada durante os ensaios.

Figura 3.37 - Diagrama de blocos da montagem utilizada nos ensaios com o transdutor de fluxo em volume e um ventilador mecânico.

A Figura 3.38 apresenta a representação esquemática do ventilador mecânico utilizado.

Figura 3.38 - Representação esquemática do ventilador mecânico modelo 9200 da Calgimed (CALGIMED, sem data).

Os números apresentados na Figura 3.38, correspondem, segundo o fabricante, a:

1. parafusos de fixação do fole;
2. manômetro de pressão endotraqueal;
3. botão de alarme de pressão máxima;
4. botão de pressão máxima;
5. botão de fluxo (platô inspiratório);
6. entrada da mistura;
7. pop-off do balão;
8. entrada para o balão ou escape;
9. haste de ciclagem;
10. campânula e fole;
11. controle de frequência;
12. led de bateria em uso;

13. led de alarme de fonte de gás;
14. led de alarme de pressão máxima;
15. led de alarme de pressão endotraqueal baixa;
16. relação I:E de 1:1 a 1:6;
17. chave liga/desliga;
18. saída para o paciente.

Para realizar os movimentos com o fole, o ventilador mecânico modelo 9200 utiliza ar comprimido, sendo que a pressão do ar comprimido deve ser maior do que 2 kgf/cm².

Foi utilizado ar ambiente nos ramos inspiratório e expiratório do ventilador mecânico.

O medidor padrão utilizado foi o RT-200 Calibration Analyzer da Timeter.

O ventilador mecânico foi ajustado para ciclagem a volume, ou seja, o volume corrente determinado permaneceu constante durante a bateria de ensaios. Foram realizadas várias baterias de ensaios com diferentes valores de frequência respiratória e volume corrente, conforme pode ser observado na Tabela 3.10.

Tabela 3.10 - Combinações de volume corrente e frequência respiratória adotados durante os ensaios dinâmicos.

		VOLUME CORRENTE (litros)					
		0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8
FREQÜÊNCIA RESPIRATÓRIA (respir./min)	5	-	-	-	-	-	•
	10	-	•	•	•	•	•
	15	•	•	•	•	•	•
	20	•	•	•	•	•	•
	25	•	•	•	•	•	-
	30	•	•	•	•	-	-
	35	•	•	•	-	-	-
	40	•	•	-	-	-	-

Cada bateria de ensaio consistiu de 22 medições para cada combinação de frequência respiratória e volume corrente estabelecidos.

No início da bateria de ensaios, o ventilador mecânico era ajustado para um determinado valor de frequência respiratória e de volume corrente. O ventilador era ligado e esperava-se 90 segundos para que houvesse estabilização do sistema. Após este intervalo de tempo eram medidos três parâmetros indicados pelo medidor padrão (frequência respiratória, volume corrente e intervalo de tempo de expiração) e dois parâmetros indicados pelo monitor respiratório Magtrak II (frequência respiratória e volume corrente). O ventilador era então desligado e esperava-se a completa parada do rotor do transdutor de fluxo escolhido. Em seguida o procedimento era reiniciado até que 22 medições fossem realizadas.

3.2.4. ENSAIOS COM SISTEMA DE MEDIÇÃO COMPLETO

Uma foto do sistema de medição completo está apresentada na Figura 3.39.

Figura 3.39 - Foto do sistema de medição completo.

Nos ensaios realizados, o bocal foi substituído por um conector com uma mangueira de silicone que estava conectado a um ventilador mecânico, o qual estava conectado ao regulador de pressão de um cilindro com amostra-padrão e à bomba de ar comprimido. A Figura 3.40 apresenta o diagrama de blocos da montagem utilizada para a realização dos ensaios com o sistema de medição.

Figura 3.40 - Diagrama de blocos da montagem utilizada para a realização dos ensaios com o sistema de medição.

Estes ensaios foram realizados na empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA.

O ventilador mecânico utiliza o ar comprimido para realizar os movimentos do fole. A amostra padrão do cilindro era utilizada nos ramos inspiratório e expiratório do ventilador mecânico.

O medidor padrão utilizado novamente foi o RT-200 Calibration Analyzer da Timeter.

Foram realizadas cinco baterias de ensaios, sendo que em cada bateria utilizou-se um cilindro com uma amostra gasosa diferente. Devido ao término das quantidades de gás nas amostras padrão existentes no cilindros, o número de medições em cada bateria de ensaios variou conforme o cilindro utilizado. O menor número de medições realizado em uma bateria de ensaios foi 15. Acredita-se que este fato pouco influenciou nos resultados pois utilizando-se somente as 15 primeiras amostras de todas as baterias de ensaios e comparando os resultados obtidos com das baterias de ensaios com todas as medições, observou-se que houve um desvio percentual de no máximo 0,25 % para as médias e de 50 % para os desvios padrão.

O ventilador mecânico foi ajustado para ciclagem a volume com uma frequência respiratória de 10 respirações/minuto e um volume corrente em torno de 600 ml. Não foi possível obter-se um volume corrente exato, pois tanto o medidor padrão como o transdutor de fluxo escolhido não apresentavam opções para compensação relacionada com as densidades das misturas gasosas utilizadas.

O ventilador era ligado e esperava-se 90 segundos para que houvesse estacionariedade e estabilização do sistema. Após este intervalo de tempo eram medidos três parâmetros indicados pelo medidor padrão (frequência respiratória, volume corrente e intervalo de tempo de expiração), a

concentração de dióxido de carbono, a tensão de saída do circuito amplificador de sinais ligado ao transdutor de oxigênio e dois parâmetros indicados pelo monitor respiratório Magtrak II (frequência respiratória e volume corrente). O ventilador era então desligado e esperava-se aproximadamente 90 segundos. Em seguida o procedimento era reiniciado até que ou 22 medições fossem realizadas ou a mistura gasosa contida no cilindro terminasse.

CAPÍTULO 4 - RESULTADOS

Um significativo conjunto de ensaios foi realizado para caracterização dos transdutores utilizados no sistema de medição proposto nesta pesquisa.

Os transdutores de oxigênio e de dióxido de carbono foram submetidos a ensaios utilizando as cinco amostras padrão descritas no Capítulo anterior.

O transdutor de fluxo em volume foi ensaiado estática e dinamicamente. Os ensaios estáticos foram realizados sob fluxo constante, utilizando bombas de ar comprimido. Os ensaios dinâmicos foram realizados sob fluxo pulsátil, utilizando um ventilador mecânico para suporte respiratório.

O sistema de medição implementado utilizando os três transdutores avaliados foi submetido a ensaios para verificar se houve ou não interferência da montagem utilizada no comportamento dos transdutores de gases.

Neste Capítulo serão apresentados, descritos e analisados os resultados obtidos nos diversos ensaios realizados.

4.1. RESULTADOS DOS ENSAIOS COM O TRANSDUTOR DE OXIGÊNIO

Um transdutor de oxigênio modelo KE-25 fabricado pela Figaro foi utilizado durante os ensaios. Este transdutor não apresenta um número de série, sendo que sua identificação, segundo o fabricante, é realizada através da informação do ano/mês de fabricação e do lote a que pertence o transdutor. A Tabela 4.1 apresenta os dados referentes à identificação do transdutor de oxigênio ensaiado.

Tabela 4.1 - Dados referentes à identificação do transdutor de oxigênio ensaiado.

Lote	02
Ano de fabricação	1997
Mês de fabricação	junho

Cinco baterias de ensaios foram realizadas com o transdutor de oxigênio, cada uma constituída por 22 medições.

A Tabela 4.2 apresenta a planilha utilizada durante uma bateria de ensaios com o transdutor de oxigênio, mostrando uma das coleções de resultados obtidos que pode ser considerada representativa de todo o conjunto.

Tabela 4.2 - Planilha utilizada durante uma das baterias de ensaios com o transdutor de oxigênio, mostrando medidas típicas.

BATERIA DE ENSAIOS 01 PARA O TRANSDUTOR DE OXIGÊNIO			
DATA:	06/11/98		
LOCAL:	DEC		
PARTICIPANTE:	Henrique Takachi Moriya		
CONDIÇÕES AMBIENTAIS			
	Temperatura (graus Celsius) =		22,5
	Pressão atmosférica (mbar) =		949,3
	Umidade relativa do ar (%) =		68,5
AMOSTRA PADRÃO			
	Concentração:		
	CO ₂ (%) =	2,9	
	O ₂ (%) =	0,0	
	N ₂ (%) =	97,1	
	Certificado:		
	33507/98 - White Martins S.A.		
AMOSTRAGEM:			
	Amostra: 90s		
	Ar: 90s		
INÍCIO:	11:30	TÉRMINO:	13:00
MEDIDAS	VALOR (V)	FLUXO (l/min)	
1	0,025	9,0	
2	0,026	8,9	
3	0,026	9,1	
4	0,025	9,2	
5	0,025	9,2	
6	0,025	9,2	
7	0,025	9,2	
8	0,026	9,1	
9	0,026	9,2	
10	0,025	9,2	
11	0,025	9,1	
12	0,026	9,0	
13	0,025	8,9	
14	0,025	9,0	
15	0,024	9,0	
16	0,023	9,0	
17	0,024	9,2	
18	0,025	8,7	
19	0,024	8,6	
20	0,026	8,7	
21	0,024	8,6	
22	0,024	8,6	
Média	0,025	9,0	
Desvio padrão	0,001	0,2	
Faixa	0,003	0,7	
Faixa (%)	12,02	7,57	

A média, o desvio padrão, a faixa em valor absoluto e a faixa percentual foram calculados através das seguintes equações:

$$\text{Média} = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} \quad (4.1)$$

$$\text{Desvio padrão} = \sqrt{\frac{N \times \sum_{i=1}^N x_i^2 - (\sum_{i=1}^N x_i)^2}{N^2}} \quad (4.2)$$

$$\text{Faixa} = (\text{maior valor medido} - \text{menor valor medido}) \quad (4.3)$$

$$\text{Faixa (\%)} = 100 \times \frac{(\text{maior valor medido} - \text{menor valor medido})}{\text{Média}} \quad (4.4)$$

onde,

N: número total de medições;

x_i : valor da i -ésima medição.

A Tabela 4.3 apresenta os dados referentes ao local, data e condições ambientais durante a realização das baterias de ensaios 01, 02, 03 e 04 do transdutor de oxigênio.

Tabela 4.3 - Dados referentes às baterias de ensaios 01, 02, 03 e 04 do transdutor de oxigênio.

Local	Divisão de Ensaios e Calibração (DEC) do Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP)
Data	06/11/1998
Temperatura ambiente (°C)	23,3 ± 0,8
Pressão atmosférica ambiente (mbar)	947,8 ± 1,5
Umidade relativa do ar ambiente (%)	63,6 ± 4,9

Os correspondentes dados referentes à bateria de ensaios 05 do transdutor de oxigênio estão apresentados na Tabela 4.4.

Tabela 4.4 - Dados referentes à bateria de ensaios 05 do transdutor de oxigênio.

Local	Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA
Data	13/11/1998
Temperatura ambiente (°C)	22,4
Pressão atmosférica ambiente (mbar)	não disponível
Umidade relativa do ar ambiente (%)	59,0

Os resultados principais e conclusivos obtidos com as cinco baterias de ensaios estão sintetizados na Tabela 4.5.

Tabela 4.5 - Resultados principais e conclusivos das baterias de ensaios realizadas com o transdutor de oxigênio.

	Média	Desvio padrão	Faixa (%)
Bateria de ensaios 01			
Amostra padrão - concentração de O ₂ (%)	0,0	-	-
Tensão de saída do circuito amplificador de sinais (V)	0,025	0,001	12,02
Fluxo (l/min)	9,0	0,2	7,57
Bateria de ensaios 02			
Amostra padrão - concentração de O ₂ (%)	10,0	-	-
Tensão de saída do circuito amplificador de sinais (V)	0,530	0,001	1,13
Fluxo (l/min)	9,2	0,6	19,99
Bateria de ensaios 03			
Amostra padrão - concentração de O ₂ (%)	15,9	-	-
Tensão de saída do circuito amplificador de sinais (V)	0,823	0,003	1,21
Fluxo (l/min)	10,1	0,2	11,86
Bateria de ensaios 04			
Amostra padrão - concentração de O ₂ (%)	21,0	-	-
Tensão de saída do circuito amplificador de sinais (V)	1,079	0,005	2,13
Fluxo (l/min)	10,0	0,3	6,64
Bateria de ensaios 05			
Amostra padrão - concentração de O ₂ (%)	100,0	-	-
Tensão de saída do circuito amplificador de sinais (V)	5,03	0,03	1,79
Fluxo (l/min)	10,4	0,2	5,79

Com as medidas obtidas, das quais apenas uma pequena amostra foi apresentada anteriormente, foi possível caracterizar-se o transdutor quanto a

"offset" de entrada, linearidade, sensibilidade estática e repetibilidade. Os resultados são apresentados sucintamente a seguir.

4.1.1. "OFFSET" DE ENTRADA

O "offset" de entrada pode ser definido como o valor do sinal de saída quando a entrada é nula.

Considerando os resultados da bateria de ensaios 01, conclui-se que:

$$\text{"OFFSET" DE ENTRADA} = 0,025 \pm 0,001 \text{ [V]} \quad (4.5)$$

4.1.2. CURVA DE CALIBRAÇÃO

A curva de calibração de um instrumento de medição é determinada através da aplicação de entradas padronizadas e medição das correspondentes saídas, sendo que a curva de calibração é aquela que melhor se ajusta aos pontos obtidos.

A Figura 4.1 apresenta os pontos referentes às médias das tensões de saída do circuito amplificador de sinais em relação às respectivas concentrações de oxigênio padrões utilizadas.

Foi utilizado o método de regressão linear com o programa Excel® para realizar o ajuste de uma reta aos pontos plotados obtendo-se $R^2 = 1$, conforme pode ser verificado na própria Figura 4.1.

O parâmetro R^2 é o quadrado do coeficiente de correlação do momento do produto de Pearson (SHAREL, 1993).

Figura 4.1 - Baterias de ensaios com o transdutor de oxigênio - resultados.

O valor de R para uma linha de regressão é calculado pela seguinte equação:

$$R = \frac{n \cdot (\sum x \cdot y) - (\sum x) \cdot (\sum y)}{\sqrt{[n \cdot \sum x^2 - (\sum x)^2] \cdot [n \cdot \sum y^2 - (\sum y)^2]}} \quad (4.6)$$

onde n é o número de amostras.

No caso do transdutor de oxigênio, os valores de x e y representam os pontos de calibração medidos.

Em linhas gerais, o valor de R^2 pode ser interpretado como a proporção da variância em y que pode ser atribuída à variância em x.

Quanto mais próximo da unidade for o valor de R^2 , mais o polinômio obtido pelo método de regressão polinomial se ajusta aos pontos plotados,

sendo que quando $R^2 = 1$, o polinômio se ajusta perfeitamente aos pontos plotados.

Como no caso do transdutor de oxigênio obteve-se $R^2 = 1$ utilizando o método de regressão linear com o programa Excel®, foi possível ajustar-se uma reta perfeitamente aos pontos plotados.

Os procedimentos descritos por DOEBELIN (1990) para caracterizar-se a curva de calibração do transdutor de oxigênio foram utilizados, conforme apresentado a seguir.

A relação entrada (concentração de oxigênio)/saída (tensão do circuito amplificador de sinais) para o transdutor de oxigênio é uma curva linear. Assim, para esse transdutor de oxigênio ensaiado tem-se uma reta de calibração. A equação dessa reta de calibração é dada por:

$$q_o = m \times q_i + b \quad (4.7)$$

onde,

q_o : saída (variável dependente);

q_i : entrada (variável independente);

m : coeficiente angular da reta;

b : coeficiente linear da reta.

A reta de calibração foi calculada utilizando-se o critério dos mínimos quadrados que minimiza a soma dos quadrados dos desvios verticais dos pontos plotados em relação à reta ajustada.

Os coeficientes angular (m) e linear (b) foram calculados através das seguintes equações:

$$m = \frac{N \times \sum_{i=1}^N (q_i \times q_o) - \left(\sum_{i=1}^N q_i\right) \times \left(\sum_{i=1}^N q_o\right)}{N \times \sum_{i=1}^N q_i^2 - \left(\sum_{i=1}^N q_i\right)^2} \quad (4.8)$$

$$b = \frac{\left(\sum_{i=1}^N q_o\right) \times \left(\sum_{i=1}^N q_i^2\right) - \sum_{i=1}^N (q_i \times q_o) \times \left(\sum_{i=1}^N q_i\right)}{N \times \sum_{i=1}^N q_i^2 - \left(\sum_{i=1}^N q_i\right)^2} \quad (4.9)$$

onde N é o número de pontos plotados, neste caso 5.

Para o transdutor de oxigênio ensaiado obteve-se:

$$m = 0,050027 \quad (4.10)$$

$$b = 0,027687 \quad (4.11)$$

Os desvios padrão de m e b foram calculados através das seguintes equações:

$$s_m^2 = \frac{N \times s_{q_o}^2}{N \times \sum_{i=1}^N q_i^2 - \left(\sum_{i=1}^N q_i\right)^2} \quad (4.12)$$

$$s_b^2 = \frac{s_{q_o}^2 \times \sum_{i=1}^N q_i^2}{N \times \sum_{i=1}^N q_i^2 - \left(\sum_{i=1}^N q_i\right)^2} \quad (4.13)$$

$$\text{onde } s_{q_0}^2 = \frac{1}{N} \times \sum_1^N (m \times q_i + b - q_0)^2 \quad (4.14)$$

obtendo-se:

$$s_{q_0}^2 = 2,7655\text{E}-06 \quad (4.15)$$

$$s_m^2 = 4,2691\text{E}-10 \quad (4.16)$$

$$s_b^2 = 9,2161\text{E}-07 \quad (4.17)$$

ou seja,

$$s_m = 2,0662\text{E}-05 \quad (4.18)$$

$$s_b = 9,6001\text{E}-04 \quad (4.19)$$

Assumindo uma distribuição gaussiana e utilizando limites de $\pm (3 \times \text{desvio padrão})$ resulta:

$$m = 0,050027 \pm 0,000062 \quad (4.20)$$

$$b = 0,02769 \pm 0,00288 \quad (4.21)$$

Dessa forma, a partir de uma leitura q_0 da tensão de saída do circuito amplificador de sinais é possível estimar-se o valor q_i da concentração de oxigênio existente junto ao transdutor de oxigênio através da seguinte expressão:

$$q_i = \frac{q_0 - b}{m} \quad (4.22)$$

Para o transdutor de oxigênio ensaiado obteve-se:

$$q_i = \frac{q_0 - 0,02769}{0,050027} \quad (4.23)$$

O desvio padrão de q_i foi calculado utilizando a seguinte equação:

$$s_{q_i}^2 = \frac{1}{N} \times \sum_1^N \left(\frac{q_0 - b}{m} - q_i \right)^2 = \frac{s_{q_0}^2}{m^2} \quad (4.24)$$

resultando:

$$s_{q_i}^2 = \frac{2,7655E-06}{0,050027^2} = 1,105E-03 \quad (4.25)$$

ou

$$s_{q_i} = 3,3242E-02 \quad (4.26)$$

Supondo que os valores da tensão de saída do circuito amplificador de sinais apresentem uma distribuição gaussiana, pode-se afirmar com 99,7% de probabilidade que a concentração de oxigênio presente junto ao transdutor de oxigênio está no intervalo $q_i \pm 3 \times s_{q_i}$, ou seja, $q_i \pm 0,1$, sendo q_i calculado a partir da leitura q_0 utilizando-se a Equação 4.23. Conforme será apresentado a seguir na seção 4.1.5, o valor de $3 \times s_{q_i} = 0,1$ poderia corresponder à imprecisão deste transdutor, dependendo da interpretação adotada.

4.1.3. LINEARIDADE

Suponha-se que um transdutor com uma entrada $x_1(t)$ produz uma resposta $y_1(t)$ e um segundo estímulo $x_2(t)$ produz uma resposta $y_2(t)$. Um

transdutor é linear se uma entrada $\alpha_1.x_1(t) + \alpha_2.x_2(t)$ produzir uma resposta $\alpha_1.y_1(t) + \alpha_2.y_2(t)$, onde α_1 e α_2 são constantes.

Segundo VAN PUTTEN (1988), um parâmetro utilizado para avaliar se o sistema é linear ou não é a sua não linearidade, ou desvio de linearidade, definida por:

$$\text{Não linearidade (\%)} = \frac{\Delta x_{\max}}{x_{\max}} \times 100 \quad (4.27)$$

onde,

$\Delta x_{\max}$: maior desvio em relação a reta ajustada aos pontos;

$x_{\max}$: maior valor de entrada.

A Figura 4.2. apresenta os parâmetros $\Delta x_{\max}$ e $x_{\max}$.

Figura 4.2 - Gráfico saída versus entrada de um sistema genérico, $y = f(x)$. (2) é a função de transferência real do transdutor, (1) é a função de transferência linearizada (VAN PUTTEN, 1988, modificada).

Quanto mais próxima de zero a não linearidade, mais linear é o sistema.

Para o transdutor de oxigênio ensaiado, obteve-se:

$$\Delta x_{\max} = 0,1 \text{ [\% de O}_2\text{]} \quad (4.28)$$

$$x_{\max} = 100 \text{ [\% de O}_2\text{]} \quad (4.29)$$

Utilizando a Equação 4.27, obtém-se:

$$\text{Não linearidade (\%)} = \frac{\Delta x_{\max}}{x_{\max}} \times 100 = \frac{0,1}{100} \times 100 = 0,1 \text{ \%} \quad (4.30)$$

4.1.4. HISTERESE

A histerese corresponde à propriedade de um dispositivo pela qual sua resposta para uma variação da variável independente de entrada é função tanto do valor dessa variável como do estado prévio do dispositivo, ou seja, possui memória.

Segundo FEINBERG (1986), a histerese é observada quando as características de entrada/saída para um transdutor são diferentes para entradas crescentes e para entradas decrescentes.

Devido a não disponibilidade de um medidor de concentração de oxigênio que pudesse ser tomado como padrão e de conectores pneumáticos adequados que possibilitassem medições das tensões do circuito amplificador de sinais durante um procedimento de aumento gradativo da concentração de oxigênio e posterior diminuição gradativa da mesma concentração, não foi

possível a verificação da existência de histerese na resposta do transdutor de oxigênio.

4.1.5. IMPRECISÃO E ERRO SISTEMÁTICO

Segundo VAN PUTTEN (1988), a exatidão de um sistema é uma figura de mérito que descreve a probabilidade da medida estar correta. Uma grande confusão existe em relação a esse termo, porque geralmente a exatidão especificada de um sistema está relacionado com sua inexatidão ($\text{exatidão} = 1 - \text{inexatidão}$). A inexatidão de um sistema de medição é fortemente dependente da forma com que a informação é apresentada, porque medição implica em apresentar uma quantidade em uma certa escala simbólica. É obvio que inexatidões existirão em todos os sistemas. Causas de inexatidão incluem falhas de calibração, tolerância de componentes, interferência, descasamento de estágios, aplicação de um método errado, condições ambientais, etc. A inexatidão total de um equipamento pode ser definida como a combinação da imprecisão e do erro sistemático.

O erro devido à imprecisão é chamado de erro randômico, ou aleatório, uma vez que, em geral, ele é diferente para cada leitura e pode-se apenas colocar limites neste erro mas não removê-lo. As imprecisões podem ser adotadas como sendo $\pm s$, $\pm 2.s$, $\pm 3.s$ ou $\pm e_p$, onde,

s : desvio padrão;

e_p : erro provável, definido como $0,674.s$.

Assumindo uma distribuição gaussiana das leituras obtidas junto ao equipamento, tem-se que com uma imprecisão de $\pm s$, a probabilidade do

valor verdadeiro estar nessa faixa é de 68%; com $\pm 2.s$ a probabilidade é de 95%; com $\pm 3.s$ a probabilidade é de 99,7%; e com $\pm e_p$ a probabilidade é de 50%. Nesta pesquisa foi adotada uma imprecisão de $\pm 3.s$, ou seja,

$$\text{Imprecisão} = \pm 3 \times s_{q_i} \quad (4.31)$$

O erro sistemático é também chamado de "bias" e pode ser considerado com a diferença entre a melhor estimativa do valor verdadeiro e a leitura do medidor. A melhor estimativa q_i' do valor verdadeiro é calculada através da curva de calibração. Assumindo qualquer valor de q_o' dentro da faixa compreendida pela curva de calibração tem-se:

$$\text{Erro sistemático} = q_o' - q_i' \quad (4.32)$$

No caso do transdutor de oxigênio avaliado, as variáveis de entrada e de saída são de naturezas diferentes, ou seja, concentração de oxigênio e tensão elétrica, respectivamente. Portanto, os cálculos da imprecisão e do erro sistemático do transdutor de oxigênio ensaiado com os dados referentes aos ensaios realizados necessitariam de informação sobre o processador de sinais a ser incorporado à saída do transdutor, motivo pelo qual estes parâmetros não foram estimados.

4.1.6. SENSIBILIDADE ESTÁTICA

A sensibilidade estática de sistemas de medição pode ser definida como a taxa entre a mudança na saída, causada por uma mudança na entrada:

$$\text{Sensibilidade estática} = \frac{\Delta \text{saída}}{\Delta \text{entrada}} \quad (4.33)$$

A sensibilidade estática é uma grandeza adimensional quando as variáveis de entrada e de saída são de mesma natureza.

A sensibilidade estática do transdutor de oxigênio ensaiado é igual ao coeficiente angular m da sua reta de calibração, ou seja,

$$\text{Sensibilidade estática} = m = 0,05003 \pm 0,00006 \text{ [V / \% de O}_2\text{]} \quad (4.34)$$

4.1.7. REPETIBILIDADE

A repetibilidade é uma especificação que corresponde à habilidade do transdutor em reproduzir leituras de saída quando o mesmo valor de entrada é repetido, sob as mesmas condições e sinal do gradiente da grandeza sendo medida (FEINBERG, 1986).

Segundo a NORMA NBR 13931 (ABNT, 1997), é possível avaliar-se a repetibilidade de um equipamento através da análise da faixa percentual descrita pela Equação 4.4 já fornecida anteriormente.

Observe-se que o cálculo da faixa percentual para valores da média muito próximos a zero leva este parâmetro a alcançar valores muito altos, pois o denominador está muito próximo a zero, como pode ser observado pelos resultados da bateria de ensaios 01. Uma melhor comparação com as outras

baterias de ensaios pode ser efetivada utilizando-se a faixa em valor absoluto, descrita pela Equação 4.3.

A Tabela 4.6 apresenta os valores das faixas em valor absoluto e percentual para as cinco baterias de ensaios realizadas.

Tabela 4.6 - Valores das faixas em valor absoluto e percentual para as baterias de ensaios realizadas com o transdutor de oxigênio.

Bateria de ensaios	Faixa (V)	Faixa (%)
01	0,003	12,02
02	0,006	1,13
03	0,010	1,21
04	0,019	2,13
05	0,090	1,79

Devido ao denominador próximo a zero, verifica-se que a faixa percentual de 12,02% para a bateria de ensaios 01 não ilustra bem o comportamento do transdutor de oxigênio nesta bateria de ensaios, quando comparado com outras baterias de ensaios, já que a faixa em valor absoluto para a bateria de ensaios 01 não apresenta uma discrepância tão grande frente as outras faixas em valor absoluto das baterias de ensaios.

Não existem, atualmente, critérios padronizados e universais de aceitabilidade para a repetibilidade de transdutores de oxigênio, não sendo possível, conseqüentemente, chegar-se a uma conclusão qualitativa em relação aos valores obtidos.

4.2. RESULTADOS DOS ENSAIOS COM O TRANSDUTOR DE DIÓXIDO DE CARBONO

Um transdutor de dióxido de carbono modelo 4210 da ANDROS foi ensaiado.

Os dados referentes à identificação do transdutor de dióxido de carbono caracterizado pelos ensaios são apresentados na Tabela 4.7.

Tabela 4.7 - Dados referentes à identificação do transdutor de dióxido de carbono ensaiado.

	"Part number"	Número de série
Sensor	450253-000	5362
Módulo de processamento de sinais	460246-004	5912
Módulo de potência	460256-003	2332

O transdutor de dióxido de carbono também foi submetido a cinco baterias de ensaios com 22 medições cada uma.

A Tabela 4.8 apresenta a planilha utilizada durante uma bateria de ensaios com o transdutor de dióxido de carbono, mostrando uma das coleções de resultados obtidos que pode ser considerada representativa de todo o conjunto.

A média, o desvio padrão e a faixas em valor absoluto e percentual também foram calculados através das Equações 4.1, 4.2, 4.3 e 4.4.

O desvio percentual apresentado na Tabela 4.8 foi calculado através da seguinte equação:

$$\text{Desvio (\%)} = 100 \times \frac{(\%CO_2^t - \%CO_2^A)}{\%CO_2^A} \quad (4.35)$$

onde,

$\%CO_2^t$: concentração de CO_2 indicada pelo transdutor;

$\%CO_2^A$: concentração de CO_2 na amostra padrão utilizada.

Tabela 4.8 - Planilha utilizada durante um dos ensaios com o transdutor de dióxido de carbono, mostrando medidas típicas.

BATERIA DE ENSAIOS 03 PARA O TRANSDUTOR DE DIÓXIDO DE CARBONO			
DATA:	09/11/98		
LOCAL:	DEC		
PARTICIPANTE:	Henrique Takachi Moriya		
CONDIÇÕES AMBIENTAIS			
	Temperatura (graus Celsius) =		22,0
	Pressão atmosférica (mbar) =		947,3
	Umidade relativa do ar (%) =		66,5
AMOSTRA PADRÃO			
	Concentração:		
	CO2 (%) =	4,0	
	O2 (%) =	15,9	
	N2 (%) =	80,1	
	Certificado:		
	34081/98 - White Martins S.A.		
AMOSTRAGEM:			
	Amostra: 45s		
	Ar: 45s		
INÍCIO:	9:48	TÉRMINO:	10:32
MEDIDAS	VALOR (% CO2)	DESVIO (%)	FLUXO (l/min)
1	3,56	-11,00	9,0
2	3,57	-10,75	9,2
3	3,57	-10,75	9,2
4	3,57	-10,75	9,6
5	3,55	-11,25	9,5
6	3,54	-11,50	7,6
7	3,54	-11,50	7,7
8	3,57	-10,75	10,6
9	3,56	-11,00	10,7
10	3,56	-11,00	11,1
11	3,57	-10,75	11,1
12	3,56	-11,00	11,1
13	3,57	-10,75	11,2
14	3,57	-10,75	11,2
15	3,58	-10,50	11,2
16	3,58	-10,50	11,3
17	3,59	-10,25	11,3
18	3,59	-10,25	11,4
19	3,59	-10,25	11,3
20	3,58	-10,50	11,3
21	3,58	-10,50	11,3
22	3,59	-10,25	11,4
Média	3,57	-10,75	10,4
Desvio padrão	0,01	0,36	1,2
Faixa	0,05	1,25	3,8
Faixa (%)	1,40	-11,63	36,56

A Tabela 4.9 apresenta os dados referentes ao local, data e condições ambientais durante a realização das baterias de ensaios 01, 02, 03 e 04 do transdutor de dióxido de carbono.

Tabela 4.9 - Dados referentes às baterias de ensaios 01, 02, 03 e 04 do transdutor de dióxido de carbono.

Local	Divisão de Ensaios e Calibração (DEC) do Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP)
Data	09/11/1998
Temperatura ambiente (°C)	22,0
Pressão atmosférica ambiente (mbar)	947,3
Umidade relativa do ar ambiente (%)	69,0 ± 2,5

Os correspondentes dados referentes à bateria de ensaios 05 do transdutor de dióxido de carbono estão apresentados na Tabela 4.10.

Tabela 4.10 - Dados referentes à bateria de ensaios 05 do transdutor de dióxido de carbono.

Local	Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA
Data	13/11/1998
Temperatura ambiente (°C)	23,3
Pressão atmosférica ambiente (mbar)	não disponível
Umidade relativa do ar ambiente (%)	58,0

Os resultados principais e conclusivos obtidos com as cinco baterias de ensaios estão sintetizados na Tabela 4.11.

Tabela 4.11 - Resultados principais e conclusivos das baterias de ensaios realizadas com o transdutor de dióxido de carbono.

	Média	Desvio padrão	Faixa (%)
Bateria de ensaios 01			
Amostra padrão - concentração de CO ₂ (%)	0,0	-	-
Transdutor de CO ₂ - concentração (%)	-0,09	0,01	-54,73
Desvio (%)	-	-	-
Fluxo (l/min)	10,6	0,9	31,43
Bateria de ensaios 02			
Amostra padrão - concentração de CO ₂ (%)	2,9	-	-
Transdutor de CO ₂ - concentração (%)	2,69	0,01	1,11
Desvio (%)	-7,12	0,24	-14,54
Fluxo (l/min)	11,2	0,1	3,56
Bateria de ensaios 03			
Amostra padrão - concentração de CO ₂ (%)	4,0	-	-
Transdutor de CO ₂ - concentração (%)	3,57	0,01	1,40
Desvio (%)	-10,75	0,36	-11,63
Fluxo (l/min)	10,4	1,2	36,56
Bateria de ensaios 04			
Amostra padrão - concentração de CO ₂ (%)	5,0	-	-
Transdutor de CO ₂ - concentração (%)	4,49	0,01	0,89
Desvio (%)	-10,20	0,17	-7,84
Fluxo (l/min)	10,9	0,2	7,34
Bateria de ensaios 05			
Amostra padrão - concentração de CO ₂ (%)	10,1	-	-
Transdutor de CO ₂ - concentração (%)	8,98	0,01	0,56
Desvio (%)	-11,08	0,13	-4,47
Fluxo (l/min)	10,9	0,5	13,73

O desvio percentual apresentado na Tabela 4.11 representa a média e o desvio padrão dos desvios da leitura do transdutor em relação à concentração presente na amostra padrão calculados em cada uma das 22 medições.

Com as medidas obtidas, das quais apenas uma pequena amostra foi apresentada anteriormente, foi possível caracterizar-se o transdutor quanto a "offset" de entrada, linearidade, histerese, imprecisão, erro sistemático, sensibilidade estática e repetibilidade. Os resultados são apresentados sucintamente a seguir.

4.2.1. "OFFSET" DE ENTRADA

Analisando os resultados da bateria de ensaios 01, conclui-se que:

$$\text{"OFFSET" DE ENTRADA} = -0,09 \pm 0,01 \text{ [\% de CO}_2\text{]} \quad (4.36)$$

4.2.2. CURVA DE CALIBRAÇÃO

A Figura 4.3 apresenta os pontos referentes às concentrações de dióxido de carbono indicadas pelo transdutor em relação às respectivas concentrações de dióxido de carbono presentes nas amostras padrão utilizadas.

A exemplo do transdutor de oxigênio, foi utilizado o método de regressão linear com o programa Excel® para realizar o ajuste de uma reta aos pontos plotados obtendo-se $R^2 = 0,995$, conforme pode ser verificado na própria

Figura 4.3, sendo possível ajustar-se praticamente uma reta aos pontos obtidos.

Neste caso também foram utilizados os procedimentos descritos por DOEBELIN (1990) para obter-se a curva de calibração do transdutor de dióxido de carbono.

Figura 4.3 - Baterias de ensaios com o transdutor de dióxido de carbono - resultados.

Utilizando as Equações 4.8, 4.9, 4.12, 4.13 e 4.14 e os dados obtidos nas baterias de ensaios com o transdutor de dióxido de carbono, obteve-se:

$$s_{q_0}^2 = 0,0042358 \quad (4.37)$$

$$s_m = 8,8063E - 03 \quad (4.38)$$

$$s_b = 4,8462E - 02 \quad (4.39)$$

$$m = 0,89384 \pm 0,02642 \quad (4.40)$$

$$b = -0,00415 \pm 0,14539 \quad (4.41)$$

Também neste caso, a partir de uma leitura q_0 da concentração de dióxido de carbono obtida junto ao transdutor é possível estimar-se o valor q_i da concentração real de dióxido de carbono existente junto ao transdutor de dióxido de carbono. Utilizando a Equação 4.22, obtém-se:

$$q_i = \frac{q_0 + 0,00415}{0,89384} \quad (4.42)$$

Através da utilização da Equação 4.24, obtém-se

$$s_{q_i}^2 = \frac{0,0042358}{0,89384^2} = 5,3017E - 03 \quad (4.43)$$

ou

$$s_{q_i} = 7,2813E - 02 \quad (4.44)$$

Supondo que os valores das leituras da concentração de dióxido de carbono do transdutor de dióxido de carbono apresentem uma distribuição gaussiana, pode-se afirmar com 99,7% de probabilidade que a concentração de dióxido de carbono presente junto ao transdutor de dióxido de carbono está no intervalo $q_i \pm 3 \times s_{q_i}$, ou seja, $q_i \pm 0,2$, sendo q_i calculado a partir da leitura q_0 utilizando-se a Equação 4.42. Conforme será apresentado a seguir na seção 4.2.5, o valor de $3 \times s_{q_i} = 0,2$ poderia corresponder à imprecisão deste transdutor, dependendo da interpretação adotada.

4.2.3. LINEARIDADE

Para o transdutor de dióxido de carbono, obteve-se:

$$\Delta x_{\max} = 0,1 \text{ \% de CO}_2 \quad (4.45)$$

$$x_{\max} = 10,1 \text{ \% de CO}_2 \quad (4.46)$$

Utilizando a Equação 4.27, obtém-se que:

$$\text{Não linearidade (\%)} = \frac{\Delta x_{\max}}{x_{\max}} \times 100 = \frac{0,1}{10,1} \times 100 = 0,99 \text{ \%} \quad (4.47)$$

4.2.4. HISTERESE

Não foi possível a verificação da existência de histerese no transdutor de dióxido de carbono, semelhantemente ao transdutor de oxigênio. Os fatores que impediram a realização de ensaios para avaliação de histerese do transdutor de dióxido de carbono foram a não disponibilidade de um medidor de concentração de dióxido de carbono que pudesse ser tomado como padrão e de conectores pneumáticos adequados que possibilitassem medições das concentrações indicadas pelo transdutor durante um procedimento de aumento gradativo da concentração de dióxido de carbono e posterior diminuição gradativa da mesma concentração.

4.2.5. IMPRECISÃO E ERRO SISTEMÁTICO

Para o transdutor de dióxido de carbono avaliado, utilizando a Equação 4.31, obteve-se:

$$\text{Imprecisão} = \pm 3 \times s_{q_i} = \pm 0,2 \text{ [\% de CO}_2\text{]} \quad (4.48)$$

Utilizando as Equações 4.32 e 4.42 é possível apresentar uma expressão para o cálculo dos erros sistemáticos do transdutor de dióxido de carbono para todas as leituras q_o' dentro da faixa de operação do aparelho.

$$\text{Erro sistemático} = (q_o' - \frac{q_o' + 0,00415}{0,89384}) \text{ [\% de CO}_2\text{]} \quad (4.49)$$

O módulo do erro sistemático é máximo para o valor máximo de q_o' , ou seja,

$$\text{Erro sistemático}_{\text{máximo}} = 1,1 \text{ [\% de CO}_2\text{]} \quad (4.50)$$

4.2.6. SENSIBILIDADE ESTÁTICA

A sensibilidade estática do transdutor de dióxido de carbono ensaiado é igual ao coeficiente angular m da sua reta de calibração, ou seja,

$$\text{Sensibilidade estática} = m = 0,89384 \pm 0,02642 \quad (4.51)$$

Como no caso do transdutor de dióxido de carbono avaliado as variáveis de entrada e de saída são de mesma natureza, a sensibilidade estática é uma grandeza adimensional.

4.2.7. REPETIBILIDADE

As considerações feitas em relação ao transdutor de oxigênio quanto a repetibilidade e valores de média muito próximos a zero também valem para o transdutor de dióxido de carbono, conforme resultados da bateria de ensaios 01. A Tabela 4.12 apresenta os valores das faixas em valor absoluto e percentual para as baterias de ensaios realizadas com o transdutor de dióxido de carbono.

Tabela 4.12 - Valores das faixas em valor absoluto e percentual para as baterias de ensaios realizadas com o transdutor de dióxido de carbono.

Bateria de ensaios	Faixa (% CO ₂)	Faixa (%)
01	0,05	-54,73
02	0,03	1,11
03	0,05	1,40
04	0,04	0,89
05	0,05	0,56

Devido ao denominador próximo a zero, verifica-se que a faixa percentual de -54,73% para a bateria de ensaios 01 não ilustra bem o comportamento do transdutor de dióxido de carbono nesta bateria de ensaios, quando comparado com outras baterias de ensaios, já que a faixa em valor absoluto para a bateria de ensaios 01 não apresenta uma discrepância tão grande frente as outras faixas em valor absoluto das baterias de ensaios.

Também neste caso não existem ainda critérios padronizados e universais de aceitabilidade para a repetibilidade de transdutores de dióxido de

carbono, não sendo possível, conseqüentemente, chegar-se a uma conclusão qualitativa em relação aos valores obtidos.

4.3. RESULTADOS DO ENSAIOS COM O TRANSDUTOR DE FLUXO EM VOLUME

Os ensaios realizados visaram caracterizar um transdutor de fluxo em volume fabricado pela Ferraris e constituído por dois componentes distintos, o monitor respiratório Magtrak II e o sensor de fluxo Magtrak Flow Sensor Lightweight JL. Os dados referentes à identificação das duas partes do transdutor de fluxo em volume são apresentados na Tabela 4.13.

Tabela 4.13 - Dados referentes à identificação do transdutor de fluxo em volume ensaiado.

	Número de série
Sensor de fluxo	SB.1028
Monitor respiratório	JL2519

4.3.1. ENSAIOS ESTÁTICOS

Os ensaios estáticos constituíram 28 baterias de ensaios, sendo que 8 baterias de ensaios foram utilizadas para a avaliação de alguns parâmetros relacionados à curva de calibração do transdutor de fluxo em volume e as outras 20 baterias de ensaios foram utilizadas para a avaliação da repetibilidade do transdutor de fluxo em volume.

Dentre as 8 baterias de ensaios utilizadas para a avaliação de alguns parâmetros relacionados à curva de calibração do transdutor de fluxo em volume, 4 delas foram realizadas no Laboratório de Vazão do Instituto de

Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A. e as outras 4 foram realizadas na empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA.

A Tabela 4.14 apresenta a planilha utilizada durante uma bateria de ensaios estáticos para avaliação de alguns parâmetros relacionados à curva de calibração com o transdutor de fluxo em volume realizada no Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A., mostrando uma das coleções de resultados obtidos que pode ser considerada representativa de todo o conjunto.

O parâmetro *Tempo* apresentado na Tabela 4.14 se refere ao intervalo de tempo necessário para que o ponteiro do medidor padrão realizasse duas voltas completas, significando que 10 litros fluíram pelo medidor padrão. Assim sendo, utilizando o parâmetro *Tempo* foi calculado o parâmetro *Estimado* que corresponde ao fluxo estimado não corrigido que passa pelo medidor padrão, através da seguinte expressão:

$$\text{Estimado} = \frac{10}{\text{Tempo}} \times 60 \quad (\text{l/min}) \quad (4.52)$$

Utilizando o polinômio estimador de erro do medidor padrão indicado na Equação 3.6, foi calculado o parâmetro "*Erro*" apresentado na Tabela 4.14.

O parâmetro "*Corrigido*" corresponde ao fluxo estimado corrigido que passa pelo medidor padrão, sendo calculado através da seguinte equação:

$$\text{Corrigido} = \frac{\text{Estimado}}{\text{Erro} + 100} \times 100 \quad (\text{l/min}) \quad (4.53)$$

Tabela 4.14 - Planilha utilizada durante uma das baterias de ensaios estáticos (curva de calibração) com o transdutor de fluxo em volume realizada no Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A., mostrando medidas típicas.

ENSAIOS ESTÁTICOS - BATERIA DE ENSAIOS 01 PARA O TRANSDUTOR DE FLUXO - CURVA DE CALIBRAÇÃO							
	DATA:	23/11/98					
	LOCAL:	IP					
	PARTICIPANTE:	Daniel Moraes/ Henrique Takachi Moriya					
	Temp. (graus Celsius)	24,2					
	Patm (mmHg)	704,1					
	NÚMERO DE SÉRIE:	JL2519					
	INÍCIO:	19:32	TÉRMINO:	20:13			
MEDIDAS	PADRÃO				WRIGHT		DESVIO
	Tempo (s)	Estimado (l/min)	Erro (%)	Corrigido (l/min)	(l/min)	(%)	
SUBIDA							
1	101,05	5,9	1,11	5,8	4,47	-22,93	
2	81,12	7,4	1,15	7,3	6,09	-16,58	
3	72,03	8,3	1,16	8,2	7,08	-13,66	
4	55,41	10,8	1,16	10,7	9,96	-6,92	
5	42,25	14,2	1,12	14,0	13,7	-2,14	
6	38,30	15,7	1,09	15,5	15,4	-0,65	
7	33,66	17,8	1,03	17,6	17,8	1,14	
8	29,96	20,0	0,95	19,8	20,3	2,53	
9	27,20	22,1	0,86	21,9	22,6	3,20	
10	24,41	24,6	0,72	24,4	25,6	4,92	
11	21,97	27,3	0,56	27,1	28,5	5,17	
12	20,62	29,1	0,45	29,0	30,7	5,86	
13	18,92	31,7	0,31	31,6	33,7	6,65	
14	17,33	34,6	0,19	34,5	36,8	6,67	
15	16,14	37,2	0,14	37,1	39,8	7,28	
16	15,36	39,1	0,13	39,0	42,0	7,69	
17	14,20	42,3	0,14	42,2	45,6	8,06	
18	13,46	44,6	0,11	44,6	48,5	8,74	
19	12,58	47,7	-0,15	47,8	52,4	9,62	
DESCIDA							
20	13,16	45,6	0,06	45,6	49,5	8,55	
21	14,18	42,3	0,14	42,2	45,6	8,06	
22	14,82	40,5	0,13	40,4	43,6	7,92	
23	15,65	38,3	0,13	38,3	41,2	7,57	
24	16,88	35,5	0,17	35,4	38,0	7,34	
25	18,50	32,4	0,28	32,3	34,5	6,81	
26	19,74	30,4	0,38	30,3	32,0	5,61	
27	21,23	28,3	0,50	28,2	29,7	5,32	
28	23,22	25,8	0,65	25,6	27,0	5,47	
29	25,08	23,9	0,76	23,7	24,7	4,22	
30	30,97	19,4	0,97	19,2	19,5	1,56	
31	36,23	16,6	1,06	16,4	16,3	-0,61	
32	42,88	14,0	1,12	13,8	13,4	-2,90	
33	54,35	11,0	1,16	10,9	10,1	-7,34	
34	75,25	8,0	1,16	7,9	6,66	-15,70	
35	105,85	5,7	1,11	5,6	4,14	-26,07	

O desvio percentual apresentado na Tabela 4.14 foi calculado através da seguinte equação:

$$\text{Desvio (\%)} = 100 \times \frac{(\text{Fluxo}_W - \text{Corrigido})}{\text{Corrigido}} \quad (4.54)$$

onde Fluxo_W é o fluxo indicado pelo transdutor.

A Tabela 4.15 apresenta os dados referentes ao local, data e condições ambientais durante a realização das baterias de ensaios estáticos 01, 02, 03 e 04 do transdutor de fluxo em volume.

Tabela 4.15 - Dados referentes às baterias de ensaios estáticos 01, 02, 03 e 04 do transdutor de fluxo em volume.

Local	Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A.
Data	23/11/1998 e 27/11/1998
Temperatura ambiente (°C)	24,0 ± 0,4
Pressão atmosférica ambiente (mmHg)	704,5 ± 0,8
Umidade relativa do ar ambiente (%)	não disponível

A Tabela 4.16 apresenta a planilha utilizada durante uma bateria de ensaios estáticos para avaliação de alguns parâmetros relacionados à curva de calibração com o transdutor de fluxo em volume realizada na empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA, mostrando uma das coleções de resultados obtidos que pode ser considerada representativa de todo o conjunto.

Tabela 4.16 - Planilha utilizada durante uma das baterias de ensaios estáticos (curva de calibração) com o transdutor de fluxo em volume realizada na empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA, mostrando medidas típicas.

ENSAIOS ESTÁTICOS - BATERIA DE ENSAIOS 05 PARA O TRANSDUTOR DE FLUXO						
	DATA:	02/12/98				
	LOCAL:	Calgimed				
	PARTICIPANTE:	Henrique Takachi Moriya				
	CONDIÇÕES AMBIENTAIS					
		Temperatura (graus Celsius) =		24,1		
		Pressão atmosférica (mbar) =		não disponível		
		Umidade relativa do ar (%) =		65		
	AMOSTRAGEM:					
		Amostra: 2 minutos				
	NÚMERO DE SÉRIE:	JL2519				
	INÍCIO:	10:11	TÉRMINO:	10:58		
MEDIDAS	PADRÃO (l/min)		WRIGHT (l/min)			Desvio (%)
SUBIDA						
1	5,1		3,54			-30,59
2	6,1		4,68			-23,28
3	7,1		5,79			-18,45
4	8,0		6,81			-14,88
5	9,2		8,28			-10,00
6	10,1		9,33			-7,62
7	12,6		12,1			-3,97
8	13,4		13,0			-2,99
9	14,5		14,3			-1,38
10	16,5		16,5			0,00
11	18,2		18,4			1,10
12	19,2		19,5			1,56
13	19,9		20,4			2,51
14	22,6		23,5			3,98
15	24,9		26,1			4,82
16	27,4		29,1			6,20
17	30,0		31,9			6,33
18	32,5		34,8			7,08
19	34,9		37,5			7,45
20	37,5		40,4			7,73
21	40,1		43,5			8,48
22	42,6		46,2			8,45
23	45,1		48,9			8,43
DESCIDA						
24	42,1		45,7			8,55
25	40,2		43,5			8,21
26	37,3		40,1			7,51
27	35,0		37,5			7,14
28	32,4		34,5			6,48
29	29,8		31,6			6,04
30	27,1		28,6			5,54
31	24,8		25,9			4,44
32	22,4		23,2			3,57
33	19,8		20,2			2,02
34	18,9		19,2			1,59
35	17,9		18,1			1,12
36	16,3		16,2			-0,61
37	14,3		14,0			-2,10
38	13,3		12,9			-3,01
39	12,4		11,7			-5,65
40	9,9		9,00			-9,09
41	9,2		8,16			-11,30
42	8,1		6,90			-14,81
43	7,2		5,73			-20,42
44	6,0		4,44			-26,00
45	5,1		3,51			-31,18

O desvio percentual apresentado na Tabela 4.16 foi calculado através da seguinte equação:

$$\text{Desvio (\%)} = 100 \times \frac{(\text{Fluxo}_W - \text{Fluxo}_{MP})}{\text{Fluxo}_{MP}} \quad (4.55)$$

onde,

Fluxo_W : fluxo indicado pelo transdutor;

Fluxo_{MP} : fluxo indicado pelo medidor padrão.

Os dados referentes ao local, data e condições ambientais durante a realização das baterias de ensaios 05, 06, 07 e 08 do transdutor de fluxo em volume são apresentados na Tabela 4.17.

Tabela 4.17 - Dados referentes às baterias de ensaios estáticos 05, 06, 07 e 08 do transdutor de fluxo em volume.

Local	Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA.
Data	02/12/1998
Temperatura ambiente (°C)	$24,9 \pm 1,5$
Pressão atmosférica ambiente (mmHg)	não disponível
Umidade relativa do ar ambiente (%)	62 ± 5

O número de medições realizadas em cada uma das 8 baterias de ensaios estáticos é apresentado na Tabela 4.18.

Tabela 4.18 - Número de medições realizadas nas baterias de ensaio estático 01 a 08 do transdutor de fluxo em volume.

Bateria de ensaios	Medições durante o aumento de fluxo	Medições durante a diminuição de fluxo	Número total de medições
01	19	16	35
02	19	22	41
03	44	33	77
04	32	23	55
05	23	22	45
06	23	22	45
07	23	22	45
08	23	22	45

Os resultados das medições realizadas nas baterias de ensaios estáticos 01 a 08 podem ser observados na Figura 4.4.

Figura 4.4 - Ensaio estático - baterias de ensaios 01 a 08 - resultados.

Com as medidas obtidas, das quais apenas uma pequena amostra foi apresentada anteriormente, foi possível caracterizar-se o transdutor quanto a desvio percentual em relação ao fluxo indicado pelo medidor padrão,

linearidade, histerese, imprecisão, erro sistemático e sensibilidade estática. Os resultados são apresentados sucintamente a seguir.

4.3.1.1. DESVIOS PERCENTUAIS EM RELAÇÃO AO FLUXO INDICADO PELO MEDIDOR PADRÃO

Os comportamentos dos desvios percentuais obtidos nas baterias de ensaios estáticos 01 a 08, em relação ao fluxo indicado pelo medidor padrão, podem ser observados na Figura 4.5.

O desvio percentual entre o fluxo medido pelo transdutor e o fluxo indicado pelo medidor padrão foi calculado em cada medição pelas Equações 4.54 e 4.55, dependendo do medidor padrão utilizado.

Quanto mais baixo o fluxo, mais negativo é o desvio apresentado. Isto ocorre devido à possibilidade de passagem do ar pelo transdutor sem a conseqüente movimentação do rotor. Quanto mais alto é o fluxo, mais positivo é o desvio apresentado. HALL et al. (1962) acreditavam que este comportamento era devido ao fluxo turbulento, mas não apresentaram evidências para esta conclusão.

Os desvios percentuais obtidos são semelhantes aos encontrados nos trabalhos de BYLES (1960) e HALL et al. (1962) que utilizaram respirômetros de Wright puramente mecânicos. Assim sendo, tem-se indícios que nenhuma compensação em relação a esta limitação do transdutor é realizada pelo sistema microcontrolado existente no monitor respiratório Magtrak II.

Figura 4.5 - Ensaio estáticos - baterias de ensaios 01 a 08 - desvios.

Utilizando todos os resultados obtidos nas baterias de ensaios estáticos 01 a 08 e o método de regressão polinomial com o programa Excel® foi ajustado um polinômio de grau 6 aos pontos plotados. Obteve-se $R^2 = 0,9935$, o que demonstra que o polinômio proposto apresenta um alto grau de concordância com os pontos plotados, conforme a Figura 4.6.

Figura 4.6 - Ensaio estático - desvios - regressão polinomial.

O polinômio obtido com o método de regressão polinomial com o programa Excel®, apresentado na Figura 4.6, foi o seguinte:

$$y = -2E-07.x^6 + 3E-05.x^5 - 0,0023.x^4 + 0,0861.x^3 - 1,7608.x^2 + 19,559.x - 93,933 \quad (4.56)$$

onde,

y: desvio (%);

x: fluxo indicado pelo medidor padrão.

4.3.1.2. CURVA DE CALIBRAÇÃO

O método de regressão linear com o programa Excel® foi utilizado para realizar o ajuste de uma reta aos pontos plotados provenientes de cada uma das baterias de ensaios estáticos realizadas, obtendo-se valores muito próximos da unidade para o parâmetro R^2 , conforme pode ser verificado na Figura 4.7. Dessa forma, verifica-se que o transdutor de fluxo em volume

apresenta um comportamento linear para a faixa de fluxo constante empregada.

Mais uma vez foram utilizados os procedimentos descritos por DOEBELIN (1990) para obter-se a reta de calibração do transdutor de fluxo em volume para cada uma das baterias de ensaios realizadas.

Figura 4.7 - Ensaios estáticos - baterias de ensaios 01 a 08 - regressão linear.

Utilizando as Equações 4.8, 4.9, 4.12, 4.13 e 4.14 e os dados obtidos nas baterias de ensaios estáticos 01 a 08, determinou-se os coeficientes angulares e lineares e as respectivas incertezas apresentados na Tabela 4.19.

Tabela 4.19 - Coeficientes angulares e lineares das retas de calibração das baterias de ensaios estáticos 01 a 08.

Bateria de ensaios	$m \pm 3.s_m$	$b \pm 3.s_b$
01	$1,1355 \pm 0,0039$	$-2,2311 \pm 0,1101$
02	$1,1389 \pm 0,0036$	$-2,3012 \pm 0,1032$
03	$1,1388 \pm 0,0037$	$-2,3515 \pm 0,1089$
04	$1,1364 \pm 0,0037$	$-2,2945 \pm 0,1152$
05	$1,1388 \pm 0,0027$	$-2,2952 \pm 0,0663$
06	$1,1406 \pm 0,0028$	$-2,2321 \pm 0,0664$
07	$1,1386 \pm 0,0022$	$-2,1582 \pm 0,0525$
08	$1,1409 \pm 0,0029$	$-2,1530 \pm 0,0691$

As Figuras 4.8 e 4.9 apresentam os coeficientes angulares e lineares das retas de calibração das baterias de ensaios estáticos 01 a 08 e suas respectivas incertezas. Note-se que os coeficientes angulares e as respectivas incertezas obtidas apresentam um intervalo de intersecção, significando que existe a possibilidade de se estimar um coeficiente angular para uma reta de calibração geral do transdutor para o intervalo de fluxos contínuos ensaiados.

Figura 4.8 - Coeficientes angulares e respectivas incertezas obtidos com as baterias de ensaios estáticos 01 a 08.

Apesar de os coeficientes lineares e as respectivas incertezas obtidas não apresentarem um intervalo de intersecção comum, conforme pode ser observado na Figura 4.9, não existe uma grande dispersão dos valores obtidos.

Figura 4.9 - Coeficientes lineares e respectivas incertezas obtidos nas baterias de ensaios estáticos 01 a 08.

Com o intuito de se estimar uma reta geral de calibração para o transdutor de fluxo ensaiado, foram utilizadas todas as medições realizadas na baterias de ensaios estáticos 01 a 08.

Os coeficientes angular e linear da reta geral de calibração poderiam ser estimados também através do cálculo das médias dos coeficientes referentes a cada bateria de ensaios. Entretanto, as médias calculadas deveriam ser ponderadas, pois cada bateria de ensaio apresentou um número diferentes de medições.

Novamente, o método de regressão linear com o programa Excel® foi utilizado para realizar o ajuste de uma reta aos pontos plotados, obtendo-se $R^2 = 0,9999$, conforme pode ser verificado na Figura 4.10, concluindo-se que um reta poderia ser praticamente ajustada aos pontos plotados.

Como o transdutor de fluxo em volume avaliado apresenta praticamente uma reta geral de calibração, fato confirmado pelo parâmetro R^2 obtido ser igual a 0,9999, tem-se que o transdutor apresenta um comportamento linear para fluxos constantes na faixa ensaiada.

Figura 4.10 - Ensaio estático - curva de calibração - regressão linear.

Utilizando as Equações 4.8, 4.9, 4.12, 4.13 e 4.14 e todos os dados obtidos nas baterias de ensaios estáticos de 01 a 08 obteve-se os seguintes parâmetros para a reta de calibração do transdutor de fluxo ensaiado:

$$s_{q_0}^2 = 0,017799 \quad (4.57)$$

$$s_m = 5,3167E-04 \quad (4.58)$$

$$s_b = 1,4494E-02 \quad (4.59)$$

$$m = 1,1371 \pm 0,0016 \quad (4.60)$$

$$b = -2,2295 \pm 0,0435 \quad (4.61)$$

Assim, a partir de uma leitura q_0 do fluxo obtida junto ao transdutor de fluxo em volume é possível se estimar o valor q_i do fluxo real que flui através do transdutor ensaiado. Utilizando a Equação 4.22, resulta:

$$q_i = \frac{q_0 + 2,2295}{1,1371} \quad (4.62)$$

Através da utilização da Equação 4.24, obtém-se:

$$s_{q_i}^2 = \frac{0,017799}{1,1371^2} = 1,3766E - 02 \quad (4.63)$$

ou

$$s_{q_i} = 0,11733 \quad (4.64)$$

Supondo que os valores das leituras dos fluxos obtidas junto ao transdutor de fluxo apresentem uma distribuição gaussiana, pode-se afirmar com 99,7% de probabilidade que o fluxo real que flui através do transdutor de fluxo em volume está no intervalo $q_i \pm 3 \times s_{q_i}$, ou seja, $q_i \pm 0,4$, sendo q_i calculado a partir da leitura q_0 e utilizando-se a Equação 4.62. Conforme será apresentado a seguir na seção 4.3.1.5, o valor de $3 \times s_{q_i} = 0,1$ poderia corresponder à imprecisão deste transdutor, dependendo da interpretação adotada.

4.3.1.3. LINEARIDADE

Para o transdutor de fluxo em volume, tem-se que:

$$\Delta x_{\max} = 0,4 \text{ l/min} \quad (4.65)$$

$$x_{\max} = 48,1 \text{ l/min} \quad (4.66)$$

Utilizando a Equação 4.27, tem-se que:

$$\text{Não linearidade (\%)} = \frac{\Delta x_{\max}}{x_{\max}} \times 100 = \frac{0,4}{48,1} \times 100 = 0,83 \% \quad (4.67)$$

4.3.1.4. HISTERESE

Analisando a Figura 4.4, é possível observar que o transdutor de fluxo em volume ensaiado não apresenta histerese, ou seja, a histerese é nula pois a saída fornecida pelo transdutor não é afetada pelo seu estado anterior em nenhuma das baterias de ensaios estáticos realizadas.

4.3.1.5. IMPRECISÃO E ERRO SISTEMÁTICO

Para o transdutor de fluxo em volume avaliado, utilizando a Equação 4.31, obteve-se:

$$\text{Imprecisão} = \pm 3 \times s_{q_i} = \pm 0,4 \text{ [l/min]} \quad (4.68)$$

Utilizando as Equações 4.32 e 4.62 é possível apresentar uma expressão para o cálculo dos erros sistemáticos do transdutor de fluxo em volume para todas as leituras q_0' dentro da faixa de operação do aparelho.

$$\text{Erro sistemático} = (q_0' - \frac{q_0' + 2,2295}{1,1371}) \text{ [l/min]} \quad (4.69)$$

O módulo do erro sistemático é máximo para o valor máximo de q_0' , ou seja,

$$\text{Erro sistemático}_{\text{máximo}} = 3,8 \text{ [l/min]} \quad (4.70)$$

4.3.1.6. SENSIBILIDADE ESTÁTICA

A sensibilidade estática do transdutor de fluxo em volume ensaiado é igual ao coeficiente angular m da sua reta de calibração, ou seja,

$$\text{Sensibilidade estática} = m = 1,1371 \pm 0,0016 \quad (4.71)$$

Como no caso do transdutor de fluxo em volume avaliado as variáveis de entrada e de saída são de mesma natureza, a sensibilidade estática é uma grandeza adimensional.

4.3.1.7. REPETIBILIDADE

Segundo a NORMA NBR 13931 (ABNT, 1997), um espirômetro para medição de fluxo satisfaz o critério de aceitabilidade quando:

- ou a faixa percentual (%) for menor que 5,5%;
- ou a faixa em valor absoluto for menor que 0,250 l/s, correspondendo a 15 l/min.

Foram realizadas 20 baterias de ensaios estáticos para avaliação de repetibilidade, sendo que 10 baterias de ensaios foram realizadas no Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A. e as outras 10 baterias de ensaios realizadas na empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA.

A Tabela 4.20 apresenta a planilha utilizada durante uma bateria de ensaios estáticos para avaliação de repetibilidade com o transdutor de fluxo em volume realizada no Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A., mostrando uma das coleções de resultados obtidos que pode ser considerada representativa de todo o conjunto.

A média, o desvio padrão e as faixas em valor absoluto e percentual foram calculados através das Equações 4.1, 4.2, 4.3 e 4.4.

Novamente, o parâmetro *Tempo* apresentado na Tabela 4.20 se refere ao intervalo de tempo necessário para que o ponteiro do medidor padrão realizasse duas voltas completas, sendo que isto significa que 10 litros fluíram pelo medidor padrão.

Os parâmetros *Estimado*, *Erro*, *Corrigido* e *Desvio* foram calculados pela Equações 4.52, 3.6, 4.53 e 4.54, respectivamente.

O desvio percentual apresentado na Tabela 4.20 representa a média e o desvio padrão dos desvios do fluxo indicado pelo transdutor ensaiado em relação à ao fluxo estimado corrigido indicado pelo medidor padrão calculados em cada uma das 22 medições.

Tabela 4.20 - Planilha utilizada durante uma das baterias de ensaios estáticos (repetibilidade) com o transdutor de fluxo em volume realizada no Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A., mostrando medidas típicas.

ENSAIOS ESTATÍCOS - BATERIA DE ENSAIOS 09 PARA O TRANSDUTOR DE FLUXO							
	DATA:	27/11/98					
	LOCAL:	IPT					
	PARTICIPANTE:	Daniel Moraes/Henrique Takachi Moriya					
	CONDIÇÕES AMBIENTAIS						
		Temperatura (graus Celsius) =			24,8		
		Pressão atmosférica (mmHg) =			704,6		
		Umidade relativa do ar (%) =			não disponível		
	AMOSTRAGEM:						
		Amostra: no mínimo 40s					
		Sem fluxo: até parar o rotor					
	NÚMERO DE SÉRIE:	JL2519					
	INÍCIO:	21:22		TÉRMINO:	21:45		
MEDIDAS		PADRÃO			WRIGHT		DESVIO
		Tempo	Estimado	Erro	Corrigido	Leitura	
		(s)	(l/min)	(%)	(l/min)	(l/min)	(%)
1		14,85	40,4	0,13	40,3	43,3	7,44
2		15,01	40,0	0,13	39,9	42,9	7,52
3		15,14	39,6	0,13	39,5	42,7	8,10
4		15,18	39,5	0,13	39,4	42,6	8,12
5		15,10	39,7	0,13	39,6	42,6	7,58
6		15,16	39,6	0,13	39,5	42,6	7,85
7		15,16	39,6	0,13	39,5	42,6	7,85
8		15,17	39,6	0,13	39,5	42,7	8,10
9		15,06	39,8	0,13	39,7	42,7	7,56
10		15,04	39,9	0,13	39,8	42,7	7,29
11		15,10	39,7	0,13	39,6	42,8	8,08
12		15,09	39,8	0,13	39,7	42,7	7,56
13		15,09	39,8	0,13	39,7	42,8	7,81
14		15,10	39,7	0,13	39,6	42,8	8,08
15		15,04	39,9	0,13	39,8	42,7	7,29
16		15,08	39,8	0,13	39,7	42,8	7,81
17		15,07	39,8	0,13	39,7	42,8	7,81
18		15,07	39,8	0,13	39,7	42,8	7,81
19		15,15	39,6	0,13	39,5	42,8	8,35
20		15,09	39,8	0,13	39,7	42,7	7,56
21		15,08	39,8	0,13	39,7	42,7	7,56
22		15,07	39,8	0,13	39,7	42,7	7,56
Média		15,09	39,8	0,13	39,7	42,8	7,76
Desvio padrão		0,07	0,2	0,00	0,2	0,1	0,29
Faixa		0,33	0,9	0,00	0,9	0,7	1,07
Faixa (%)		2,19	2,26	0,00	2,27	1,64	13,77

A Tabela 4.21 apresenta os dados referentes ao local, data e condições ambientais durante a realização das baterias de ensaios 09 a 18.

Tabela 4.21 - Dados referentes às baterias de ensaios estáticos 09 a 18 do transdutor de fluxo em volume.

Local	Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A.
Data	27/11/1998 e 28/11/1998
Temperatura ambiente (°C)	24,8 ± 0,4
Pressão atmosférica ambiente (mmHg)	704,6 ± 0,8
Umidade relativa do ar ambiente (%)	não disponível

Os resultados principais e conclusivos obtidos com as baterias de ensaios estáticos 09 a 18 do transdutor de fluxo em volume estão sintetizados na Tabela 4.22.

Tabela 4.22 - Resultados principais e conclusivos das baterias de ensaios estáticos (repetibilidade) realizadas com o transdutor de fluxo em volume no Laboratório de Vazão do Instituto de Pesquisas Tecnológicas do Estado de São Paulo S.A.

	Fluxo (l/min)			
	Média	Desvio padrão	Faixa	Faixa (%)
Bateria de ensaios 09				
Medidor padrão	5,5	0,0	0,1	1,82
Transdutor ensaiado	4,10	0,03	0,15	3,66
Desvio (%)	-25,59	0,44	2,14	-8,37
Bateria de ensaios 10				
Medidor padrão	10,0	0,0	0,1	1,00
Transdutor ensaiado	9,06	0,04	0,18	1,99
Desvio (%)	-9,18	0,38	1,52	-16,51
Bateria de ensaios 11				
Medidor padrão	13,9	0,0	0,1	0,72
Transdutor ensaiado	13,6	0,0	0,1	0,74
Desvio (%)	-2,68	0,32	0,72	-26,89
Bateria de ensaios 12				
Medidor padrão	17,8	0,0	0,1	0,56
Transdutor ensaiado	17,9	0,0	0,1	0,56
Desvio (%)	0,84	0,33	1,13	134,35
Bateria de ensaios 13				
Medidor padrão	21,8	0,0	0,1	0,46
Transdutor ensaiado	22,5	0,0	0,1	0,45
Desvio (%)	3,13	0,23	0,93	29,85
Bateria de ensaios 14				
Medidor padrão	23,8	0,0	0,1	0,42
Transdutor ensaiado	24,7	0,1	0,2	0,81
Desvio (%)	3,83	0,26	0,86	22,43
Bateria de ensaios 15				
Medidor padrão	27,8	0,1	0,1	0,36
Transdutor ensaiado	29,1	0,0	0,2	0,69
Desvio (%)	4,82	0,21	0,74	15,32
Bateria de ensaios 16				
Medidor padrão	29,8	0,1	0,5	1,68
Transdutor ensaiado	31,4	0,1	0,4	1,27
Desvio (%)	5,44	0,31	1,06	19,58
Bateria de ensaios 17				
Medidor padrão	34,9	0,1	0,3	0,86
Transdutor ensaiado	37,3	0,0	0,1	0,27
Desvio (%)	6,84	0,25	0,92	13,43
Bateria de ensaios 18				
Medidor padrão	39,7	0,2	0,9	2,27
Transdutor ensaiado	42,8	0,1	0,7	1,64
Desvio (%)	7,76	0,29	1,07	13,77

A Tabela 4.23 apresenta a planilha utilizada durante uma bateria de ensaios estáticos para avaliação de repetibilidade com o transdutor de fluxo em volume realizada na empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA, mostrando uma das coleções de resultados obtidos que pode ser considerada representativa de todo o conjunto.

Tabela 4.23 - Planilha utilizada durante uma das baterias de ensaios estáticos (repetibilidade) com o transdutor de fluxo em volume realizada na Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA., mostrando medidas típicas.

ENSAIOS ESTÁTICOS - BATERIA DE ENSAIOS 19 PARA O TRANSDUTOR DE FLUXO				
DATA:	01/12/98			
LOCAL:	Calgimed			
PARTICIPANTE:	Henrique Takachi Moriya			
CONDIÇÕES AMBIENTAIS				
	Temperatura (graus Celsius) =	24,0		
	Pressão atmosférica (mbar) =	não disponível		
	Umidade relativa do ar (%) =	62,0		
AMOSTRAGEM:				
	Amostra: 1 minuto			
	Sem fluxo: 30 s			
NÚMERO DE SÉRIE:	JL2519			
INÍCIO:	12:43	TÉRMINO:	13:20	
MEDIDAS	PADRÃO (l/min)	WRIGHT (l/min)	DESVIO (%)	
1	39,8	42,9	7,79	
2	40,0	43,0	7,50	
3	39,9	42,8	7,27	
4	39,8	42,8	7,54	
5	39,9	42,9	7,52	
6	40,0	43,1	7,75	
7	40,0	43,0	7,50	
8	39,9	42,9	7,52	
9	39,9	42,9	7,52	
10	40,1	43,3	7,98	
11	40,0	43,1	7,75	
12	39,9	43,0	7,77	
13	40,0	43,1	7,75	
14	39,8	42,7	7,29	
15	40,1	43,1	7,48	
16	40,0	43,1	7,75	
17	40,2	43,5	8,21	
18	39,8	42,9	7,79	
19	39,8	43,0	8,04	
20	40,1	43,3	7,98	
21	40,0	43,1	7,75	
22	39,9	43,1	8,02	
Média	40,0	43,0	7,70	
Desvio padrão	0,1	0,2	0,24	
Faixa	0,4	0,8	0,94	
Faixa (%)	1,00	1,86	12,21	

A média, o desvio padrão e as faixas em valor absoluto e percentual foram calculados através das Equações 4.1, 4.2, 4.3 e 4.4.

O desvio percentual apresentado na Tabela 4.23 foi calculado utilizando a Equação 4.54.

A Tabela 4.24 apresenta os dados referentes ao local, data e condições ambientais durante a realização das baterias de ensaios 19 a 28.

Tabela 4.24 - Dados referentes às baterias de ensaios estáticos 19 a 28 do transdutor de fluxo em volume.

Local	Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA.
Data	01/12/1998 e 02/12/1998
Temperatura ambiente (°C)	$24,0 \pm 2,1$
Pressão atmosférica ambiente (mmHg)	não disponível
Umidade relativa do ar ambiente (%)	62 ± 6

Uma síntese dos resultados obtidos com as baterias de ensaios estáticos 19 a 28 é apresentada na Tabela 4.25.

Verifica-se, através da análise dos resultados apresentados nas Tabelas 4.22 e 4.25, que o transdutor de fluxo em volume ensaiado satisfaz o critério de aceitabilidade de repetibilidade prescrito na NORMA NBR 13931 (ABNT, 1997).

Tabela 4.25 - Resultados principais e conclusivos das baterias de ensaios estáticos (repetibilidade) com o transdutor de fluxo em volume realizadas na Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA.

	Fluxo (l/min)			
	Média	Desvio padrão	Faixa	Faixa (%)
Bateria de ensaios 19				
Medidor padrão	5,5	0,0	0,0	0,00
Transdutor ensaiado	3,91	0,07	0,3	7,67
Desvio (%)	-28,84	1,19	5,45	-18,91
Bateria de ensaios 20				
Medidor padrão	10,0	0,0	0,2	2,00
Transdutor ensaiado	9,15	0,06	0,2	2,30
Desvio (%)	-8,37	0,55	1,82	-21,79
Bateria de ensaios 21				
Medidor padrão	14,0	0,1	0,3	2,14
Transdutor ensaiado	13,7	0,1	0,4	2,91
Desvio (%)	-2,01	0,46	1,46	-72,56
Bateria de ensaios 22				
Medidor padrão	18,0	0,1	0,3	1,67
Transdutor ensaiado	18,1	0,1	0,4	2,21
Desvio (%)	0,56	0,41	1,12	201,16
Bateria de ensaios 23				
Medidor padrão	22,0	0,1	0,3	1,37
Transdutor ensaiado	22,8	0,1	0,5	2,20
Desvio (%)	3,6	0,3	1,36	37,29
Bateria de ensaios 24				
Medidor padrão	24,0	0,1	0,3	1,25
Transdutor ensaiado	25,0	0,1	0,5	2,00
Desvio (%)	4,26	0,24	0,84	19,64
Bateria de ensaios 25				
Medidor padrão	28,0	0,1	0,4	1,43
Transdutor ensaiado	29,6	0,1	0,5	1,69
Desvio (%)	5,86	0,18	0,44	7,53
Bateria de ensaios 26				
Medidor padrão	30,0	0,1	0,4	1,33
Transdutor ensaiado	31,8	0,1	0,4	1,57
Desvio (%)	6,1	0,3	1,33	21,73
Bateria de ensaios 27				
Medidor padrão	35,0	0,1	0,4	1,14
Transdutor ensaiado	37,5	0,2	0,7	1,86
Desvio (%)	7,18	0,23	1,08	15,05
Bateria de ensaios 28				
Medidor padrão	40,0	0,1	0,4	1,00
Transdutor ensaiado	43,0	0,2	0,8	1,86
Desvio (%)	7,70	0,24	0,94	12,21

4.3.2. ENSAIOS DINÂMICOS

Os ensaios dinâmicos foram constituídos por 32 baterias de ensaios, sendo que cada bateria de ensaios apresentou um volume corrente, uma frequência respiratória e um intervalo de expiração característicos. As combinações de volume corrente, frequência respiratória e intervalo de tempo de expiração adotados podem ser observadas na Tabela 4.26.

Tabela 4.26 - Combinações de volume corrente, frequência respiratória e intervalo de tempo de expiração adotados durante os ensaios dinâmicos.

		VOLUME CORRENTE (litros)					
		0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8
		T _{exp} (s)	T _{exp} (s)	T _{exp} (s)	T _{exp} (s)	T _{exp} (s)	T _{exp} (s)
FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA (respir./min)	5	-	-	-	-	-	5,838
	10	-	3,023	2,656	3,022	2,907	3,027
	15	2,022	2,044	1,884	2,039	2,082	2,029
	20	1,538	1,552	1,458	1,540	1,590	1,502
	25	1,254	1,261	1,244	1,253	1,246	-
	30	1,060	1,070	1,041	1,089	-	-
	35	0,936	0,961	0,933	-	-	-
	40	0,831	0,842	-	-	-	-

Semelhante às outras baterias de ensaios apresentadas nesta pesquisa, também foram realizadas 22 medições por bateria de ensaios.

A Tabela 4.27 apresenta os dados referentes ao local, data e condições ambientais durante a realização das baterias de ensaios dinâmicos 01 a 32 do transdutor de fluxo em volume.

Tabela 4.27 - Dados referentes às baterias de ensaios dinâmicos 01 a 32 do transdutor de fluxo em volume.

Local	Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA.
Data	16/12/1998 e 17/12/1998
Temperatura ambiente (°C)	26,4 ± 1,6
Pressão atmosférica ambiente (mmHg)	não disponível
Umidade relativa do ar ambiente (%)	63 ± 8

A Tabela 4.28 apresenta a planilha utilizada durante uma bateria de ensaios dinâmicos com o transdutor de fluxo em volume, mostrando uma das coleções de resultados obtidos que pode ser considerada representativa de todo o conjunto.

Tabela 4.28 - Planilha utilizada durante uma das baterias de ensaios dinâmicos com o transdutor de fluxo em volume, mostrando medidas típicas.

ENSAIOS DINÂMICOS - BATERIA DE ENSAIOS 01 PARA O TRANSDUTOR DE FLUXO										
DATA:	16/12/98		LOCAL:	Calgimed		PARTICIPANTE:	Henrique Takachi Moriya			
Temperatura (graus Celsius) =			25,9		Umidade relativa do ar (%) =			61		
NÚMERO DE SÉRIE:			JL2519		AMOSTRAGEM:			Amostra: 1,5 minutos		
FREQ. RESPIRATÓRIA (resp/min):			10		INÍCIO:		7:10		TÉRMINO:	7:45
MEDIDAS										
	PADRÃO			WRIGHT			DESVIO			
	VC	FR	Texp	FLUXO	VC	FR	VC	FR		
	(l)	(r/min)	(s)	(l/min)	(l)	(r/min)	(%)	(%)		
1	0,60	10,1	3,031	11,88	0,58	10	-3,33	-0,99		
2	0,60	10,1	3,040	11,84	0,57	10	-5,00	-0,99		
3	0,60	10,1	3,029	11,89	0,58	11	-3,33	8,91		
4	0,60	10,1	3,028	11,89	0,58	10	-3,33	-0,99		
5	0,60	10,1	3,020	11,92	0,57	10	-5,00	-0,99		
6	0,60	10,1	3,019	11,92	0,57	10	-5,00	-0,99		
7	0,60	10,1	3,018	11,93	0,58	10	-3,33	-0,99		
8	0,60	10,1	3,020	11,92	0,58	10	-3,33	-0,99		
9	0,60	10,1	3,015	11,94	0,58	10	-3,33	-0,99		
10	0,60	10,1	3,021	11,92	0,57	10	-5,00	-0,99		
11	0,60	10,1	3,022	11,91	0,58	10	-3,33	-0,99		
12	0,60	10,1	3,021	11,92	0,58	10	-3,33	-0,99		
13	0,60	10,1	3,016	11,94	0,58	10	-3,33	-0,99		
14	0,60	10,1	3,010	11,96	0,58	10	-3,33	-0,99		
15	0,60	10,1	3,016	11,94	0,58	11	-3,33	8,91		
16	0,60	10,1	3,017	11,93	0,58	10	-3,33	-0,99		
17	0,60	10,1	3,026	11,90	0,57	11	-5,00	8,91		
18	0,60	10,1	3,025	11,90	0,58	10	-3,33	-0,99		
19	0,60	10,1	3,024	11,90	0,57	10	-5,00	-0,99		
20	0,60	10,1	3,023	11,91	0,58	10	-3,33	-0,99		
21	0,60	10,1	3,021	11,92	0,57	10	-5,00	-0,99		
22	0,60	10,1	3,025	11,90	0,58	10	-3,33	-0,99		
Média	0,60	10,1	3,022	11,91	0,58	10	-3,86	0,36		
D.P.	0,00	0,0	0,006	0,02	0,00	0	0,78	3,40		
Faixa	0,00	0,00	0,03	0,12	0,01	1,00	1,67	9,90		
Faixa (%)	0,00	0,00	0,99	1,01	1,72	10,00	-43,26	2750,00		

A média, o desvio padrão e as faixas em valor absoluto e percentual foram calculados através das Equações 4.1, 4.2, 4.3 e 4.4.

O parâmetro T_{exp} apresentado na Tabela 4.28 se refere ao intervalo de tempo necessário para que o volume corrente estabelecido seja expelido pelo ventilador mecânico. Utilizando o parâmetro T_{exp} , é calculado o parâmetro $FLUXO$ que corresponde ao fluxo médio gerado pelo ventilador mecânico:

$$FLUXO = \frac{\text{Volume corrente indicado pelo medidor padrão}}{T_{exp}} \times 60 \quad (4.72)$$

Os desvios percentuais, $DESVIO_{VC}$ e $DESVIO_{FR}$, apresentados na Tabela 4.28 foram calculados através das seguintes equações:

$$DESVIO_{VC} (\%) = 100 \times \frac{(VC_W - VC_{MP})}{VC_{MP}} \quad (4.73)$$

$$DESVIO_{FR} (\%) = 100 \times \frac{(FR_W - FR_{MP})}{FR_{MP}} \quad (4.74)$$

onde,

VC_W : volume corrente indicado pelo transdutor ensaiado;

VC_{MP} : volume corrente indicado pelo medidor padrão;

FR_W : frequência respiratória indicada pelo transdutor ensaiado;

FR_{MP} : frequência respiratória indicada pelo medidor padrão.

Os resultados decorrentes das medições realizadas nas baterias de ensaios dinâmicos 01 a 32 do transdutor de fluxo em volume podem ser observados na Figura 4.11.

Figura 4.11 - Ensaio dinâmico - baterias de ensaios 01 a 32 - resultados.

4.3.2.1. DESVIOS PERCENTUAIS EM RELAÇÃO AO VOLUME CORRENTE INDICADO PELO MEDIDOR PADRÃO

Os resultados dos desvios em relação aos volumes correntes em função das freqüência respiratórias empregadas são apresentados na Figura 4.12.

Figura 4.12 - Ensaios dinâmicos - desvios em relação ao volume corrente.

Observando a Figura 4.12 tem-se que, quanto menor o volume corrente e/ou a freqüência respiratória, mais negativo é o desvio encontrado; e quanto maior a freqüência respiratória e/ou o volume corrente, mais positivo é o desvio encontrado.

Lembrando que o fluxo de ar que flui através do transdutor é função do volume corrente e da freqüência respiratória empregadas, observa-se que o desvio em relação ao volume indicado pelo medidor padrão é basicamente uma função do fluxo que flui através do transdutor. Quanto mais baixo o fluxo, mais negativo é o desvio apresentado. Isto ocorre devido à passagem do ar pelo transdutor sem a conseqüente movimentação do rotor. Quanto mais alto é o fluxo, mais positivo é o desvio apresentado, devido principalmente à inércia do rotor.

Através de uma comparação qualitativa, conclui-se que os resultados obtidos são bastante semelhantes aos observados por HALL et al. (1962) e NUNN et al. (1962).

Observou-se ainda que o sistema microcontrolado do monitor respiratório Magtrak II realiza alguma compensação em relação à frequência respiratória, como, por exemplo, a proposta por HALL et al. (1962) e descrita pela Equação 3.2. A Figura 4.13 é bastante semelhante à obtida por HALL et al. (1962) após a aplicação da compensação em relação à frequência respiratória. Segundo HALL et al. (1962), caso o monitor respiratório não realizasse nenhuma compensação em relação à frequência respiratória, a medida que o volume corrente aumentasse, os resultados obtidos iriam se afastar da reta de calibração perfeita, com os volumes correntes obtidos com o respirômetro de Wright sendo maiores que os obtidos com o medidor padrão.

Figura 4.13 - Ensaio dinâmico - compensação em relação à frequência respiratória.

Infelizmente não foram realizados ensaios com intervalos de tempo de expiração diferentes para um mesmo valor de volume corrente e frequência respiratória, mas devido ao comportamento apresentado nos ensaios

dinâmicos, pode-se afirmar que quanto maior o intervalo de expiração, mais positivo será o desvio encontrado e vice-versa, pois o intervalo de tempo de expiração também é diretamente proporcional ao fluxo que flui através do transdutor.

4.3.2.2. CURVA DE CALIBRAÇÃO

Como os desvios obtidos são função do volume corrente, da frequência respiratória e do intervalo de expiração empregados, não é possível estimar-se uma curva de calibração geral para o transdutor ensaiado, podendo-se apenas estimar curvas de calibração para valores pré-determinados de volume corrente, frequência respiratória e intervalo de tempo de expiração. Consequentemente, não foram estimadas as curvas de calibração para os resultados obtidos durante as baterias de ensaios dinâmicos, pois estas curvas de calibração representariam apenas casos particulares que dificilmente iriam ser observados durante a aplicação prática do transdutor de fluxo em volume ensaiado.

4.3.2.3. REPETIBILIDADE

Segundo a NORMA NBR 13931 (ABNT, 1997), um espirômetro para medição de volume satisfaz o critério de aceitabilidade quando:

- ou a faixa percentual (%) for menor que 3,5%;
- ou a faixa em valor absoluto for menor que 0,1 l.

Os resultados principais e conclusivos obtidos com as baterias de ensaios dinâmicos 01 a 32 do transdutor de fluxo em volume estão sintetizados na Tabela 4.29.

Tabela 4.29 - Ensaios dinâmicos - repetibilidade - volume corrente - resultados.

Freq. resp. (resp/min)	Volume corrente (litros)											
	0,3		0,4		0,5		0,6		0,7		0,8	
	Faixa	Faixa (%)	Faixa	Faixa (%)	Faixa	Faixa (%)	Faixa	Faixa (%)	Faixa	Faixa (%)	Faixa	Faixa (%)
5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0,02	2,90
10	-	-	0,02	5,88	0,01	2,08	0,01	1,72	0,02	2,86	0,02	2,47
15	0,02	7,41	0,01	2,63	0,02	3,92	0,02	3,17	0,02	2,70	0,01	1,16
20	0,01	3,45	0,01	2,44	0,01	1,89	0,02	3,03	0,01	1,28	0,02	2,20
25	0,01	3,23	0,02	4,65	0,02	3,64	0,01	1,47	0,02	2,47	-	-
30	0,00	0,00	0,02	4,44	0,02	3,51	0,02	2,86	-	-	-	-
35	0,01	3,13	0,01	2,17	0,01	1,69	-	-	-	-	-	-
40	0,01	3,03	0,01	2,13	-	-	-	-	-	-	-	-

Verifica-se, através da análise dos resultados apresentados na Tabela 4.29, que o transdutor de fluxo em volume ensaiado satisfaz o critério de aceitabilidade de repetibilidade prescrito na NORMA NBR 13931 (ABNT, 1997).

4.3.3. ENSAIOS COM SISTEMA DE MEDIÇÃO COMPLETO

O conjunto formado pelo subsistema pneumático e os transdutores avaliados foi denominado sistema de medição completo. Trata-se apenas de um protótipo utilizado para estudo do comportamento dos transdutores, não apresentando possibilidade de um uso clínico.

Foram realizadas 5 baterias de ensaios com o sistema de medição completo. Os dados referentes ao local, data e condições ambientais durante a realização das baterias de ensaios 01, 02, 03, 04 e 05 são apresentados na Tabela 4.30.

Tabela 4.30 - Dados referentes às baterias de ensaios 01, 02, 03, 04 e 05 com o sistema completo.

Local	Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA.
Data	02/12/1998
Temperatura ambiente (°C)	$26,9 \pm 1,6$
Pressão atmosférica ambiente (mmHg)	não disponível
Umidade relativa do ar ambiente (%)	63 ± 7

Um ensaio mais detalhado com o sistema de medição poderia ser realizado com a utilização de um pulmão artificial, como o proposto por DAMASK et al. (1982). Entretanto, para viabilizar um pulmão artificial seriam necessários medidores padrão de oxigênio e dióxido de carbono, dispositivos que, infelizmente, não estavam disponíveis durante a realização desta pesquisa. Assim, as baterias de ensaios foram realizadas com as cinco amostras padrão de oxigênio e dióxido de carbono já descritas.

O transdutor de fluxo em volume fabricado pela FIGARO não apresenta possibilidade de compensação em relação a densidade do gás medido, sendo que o transdutor é ajustado para realizar a medição de fluxo e volume de ar ambiente. Infelizmente não foram realizados ensaios com ar ambiente para avaliação do transdutor de fluxo em volume. Consequentemente, as medidas obtidas com o transdutor de fluxo em volume devem ser desconsideradas nas baterias de ensaios com o sistema de medição.

Foi utilizado um ventilador mecânico que simulou a fase expiratória humana, sendo que a fase inspiratória não pode ser simulada. Deste modo, apenas a amostra padrão fluiu através do sistema de medição, já que não houve consumo de nenhum gás e não houve entrada de uma mistura gasosa diferente da amostra padrão utilizada. Os ensaios foram realizados em regime permanente.

$U_{O_2}^{SM}$: tensão de saída do circuito amplificador de sinais durante a medição utilizando o sistema completo.

$U_{O_2}^t$: média da tensão de saída do circuito amplificador de sinais quando o transdutor foi ensaiado isoladamente com a mesma amostra padrão empregada (vide Tabela 4.5);

O desvio percentual $DESVIO_{CO_2}$ apresentado na Tabela 4.31 foi calculado através da Equação 4.35.

Estas baterias de ensaios foram realizadas com o propósito de verificar se houve ou não interferência da montagem utilizada no comportamento dos transdutores de gases.

A Tabela 4.32 apresenta uma comparação dos valores de tensão de saída do circuito amplificador de sinais obtidos para as diversas amostras padrão empregadas em duas situações distintas: com o transdutor no sistema de medição e com o transdutor isolado.

Tabela 4.32 - Quadro comparativo para o transdutor de oxigênio: sistema de medição x transdutor isolado.

Amostra padrão	Tensão de saída do circuito amplificador de sinais							
	Sistema de medição				Transdutor isolado			
	Média	Desvio padrão	Faixa	Faixa (%)	Média	Desvio padrão	Faixa	Faixa (%)
01	0,024	0,002	0,01	29,41	0,025	0,001	0,003	12,02
02	0,528	0,001	0,006	1,14	0,530	0,001	0,006	1,13
03	0,828	0,001	0,005	0,60	0,823	0,003	0,010	1,21
04	1,076	0,002	0,009	0,84	1,079	0,005	0,019	2,13
05	5,01	0,02	0,12	2,40	5,03	0,03	0,09	1,79

Analisando a Tabela 4.32, verifica-se que o transdutor de oxigênio sofre pouco ou nenhuma interferência da montagem utilizada no sistema de medição.

É apresentado na Tabela 4.33, um quadro comparativo dos valores de concentração de dióxido de carbono obtidos para as cinco amostras padrão empregadas em duas situações distintas: com o transdutor no sistema de medição e com o transdutor isolado.

Tabela 4.33 - Quadro comparativo para o transdutor de dióxido de carbono: sistema de medição x transdutor isolado.

Amostra padrão	Concentração de CO ₂ (%)							
	Sistema de medição				Transdutor isolado			
	Média	Desvio padrão	Faixa	Faixa (%)	Média	Desvio padrão	Faixa	Faixa (%)
01	3,29	0,03	0,11	3,34	2,69	0,01	0,03	1,11
02	5,48	0,04	0,17	3,10	4,49	0,01	0,04	0,89
03	4,29	0,03	0,14	3,26	3,57	0,01	0,05	1,40
04	11,04	0,22	0,97	8,79	8,98	0,01	0,05	0,56
05	0,06	0,01	0,04	67,18	-0,09	0,01	0,05	-54,73

Verifica-se que o transdutor de dióxido de carbono apresenta comportamento distinto daquele observado quando ensaiado isoladamente, sofrendo alguma forma de interferência. Um estudo mais aprofundado deve ser realizado para poder-se apontar as causas da interferência observada.

Infelizmente não é possível obter-se uma conclusão definitiva em relação ao sistema de medição completo implementado. Este sistema deve futuramente ser submetido a ensaios mais elaborados a medida que a infraestrutura disponível no Laboratório de Engenharia Biomédica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo seja aprimorada.

Atualmente é inviável o uso clínico deste sistema de medição devido às diversas limitações encontradas nos transdutores ensaiados. Entretanto, parte do conhecimento necessário para implementação e compreensão do funcionamento de um analisador metabólico para uso clínico foi obtido graças a estes ensaios.

CAPÍTULO 5 - CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS

Neste Capítulo serão inicialmente apresentadas as principais conclusões obtidas em relação aos dois objetivos essenciais desta pesquisa:

- Estudo dos procedimentos de calorimetria indireta aplicados à avaliação do metabolismo humano;
- Avaliação e caracterização de transdutores utilizados em equipamentos para análise metabólica humana.

As principais perspectivas decorrentes deste trabalho serão descritas posteriormente, enfatizando-se que esta pesquisa certamente possibilitará uma evolução das atividades atuais relacionadas com o estudo e a avaliação do metabolismo e do sistema respiratório humanos no Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP). A experiência e o conhecimento adquiridos através deste trabalho induziram os Coordenadores deste Laboratório a criarem essa nova linha de pesquisa a qual, inclusive, teve o início da instalação de sua infra-estrutura concretizado através dos componentes e instrumentos adquiridos para a realização dos ensaios descritos nesta Dissertação.

Conforme será descrito ao final deste Capítulo, esta linha de pesquisa possibilitará atividades de pesquisa e desenvolvimento nas quatro sub-áreas da Engenharia Biomédica, a partir das atividades já realizadas neste trabalho em Instrumentação Biomédica e que terá continuidade imediata através do desenvolvimento de um analisador metabólico microcontrolado.

5.1. ESTUDO DOS PROCEDIMENTOS DE CALORIMETRIA INDIRETA APLICADOS À AVALIAÇÃO DO METABOLISMO HUMANO

A aquisição de conhecimento sobre os procedimentos de calorimetria indireta aqui apresentados constituiu-se no primeiro passo em direção ao aprofundamento das pesquisas em Engenharia Biomédica na área do estudo e avaliação do metabolismo humano no Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP).

Esta atividade contou com a participação de estudantes de iniciação científica e de pós-graduação, sendo que outras pesquisas foram se iniciando concomitantemente com o aprofundamento do estudo do metabolismo e do sistema respiratório humanos. Dentre estas pesquisas pode-se citar aquelas relativas a modelagem e simulação do sistema respiratório humano (MORAES et al., 1997a). Dessa forma, contribuiu-se significativamente na formação de recursos humanos em níveis de graduação e pós-graduação em uma área reconhecidamente carente em nosso país.

Este estudo propiciou também um importante contato com vários profissionais das mais diversas áreas que, de forma direta ou indireta, realizam pesquisa neste campo.

A pesquisa bibliográfica, a realização de pesquisas paralelas e a interação com profissionais de áreas distintas à Engenharia possibilitaram a obtenção de um rico conjunto de informações a serem usadas no Laboratório, desde terminologia apropriada e procedimentos de exames para análise metabólica até conceitos não triviais de metrologia e instrumentação biomédica aplicados nessa área.

O Capítulo 2 incluído nesta Dissertação provavelmente constitua uma modesta contribuição para auxiliar na formação de recursos humanos atuantes em Engenharia Biomédica mas com atividades que exigem conhecimentos de anatomia, fisiologia e procedimentos clínicos no campo de análise metabólica humana. Os conceitos, métodos e exemplos de aplicação de metrologia apresentados nos Capítulos 3 e 4 devem complementar significativamente esta contribuição didática.

5.2. AVALIAÇÃO E CARACTERIZAÇÃO DOS TRANSDUTORES UTILIZADOS EM EQUIPAMENTOS PARA ANÁLISE METABÓLICA HUMANA

Uma das tarefas mais árduas durante a elaboração desta pesquisa em nível de mestrado talvez tenha sido a obtenção dos transdutores avaliados. Após uma abrangente pesquisa e diversos contatos com fabricantes nacionais e internacionais de transdutores, verificou-se que os transdutores utilizados pela maioria dos equipamentos que realizam calorimetria indireta para avaliação metabólica humana ou eram fabricados com exclusividade para o fabricante do analisador metabólico ou o fabricante não apresentava nenhum interesse em vender ou ceder um transdutor para a realização de ensaios. Devido à necessidade de adquirir no máximo dois exemplares de cada transdutor, os preços propostos pelos fabricantes, na sua maioria estrangeiros, superavam a previsão orçamentária disponível.

A Tabela 5.1 apresenta uma relação de alguns fabricantes contatados durante a elaboração desta pesquisa. A maioria dos fabricantes citados nessa tabela são estrangeiros e os poucos fabricantes nacionais existentes, em geral, não investem em pesquisa e desenvolvimento de transdutores com tecnologia nacional.

O transdutor de oxigênio foi o primeiro a ser adquirido. A proposta inicial era a compra de um transdutor paramagnético de oxigênio, mas optou-se pela compra de um transdutor eletrolítico pois com a quantia correspondente ao preço final de um transdutor paramagnético seria possível adquirir aproximadamente 20 unidades dos transdutores eletrolíticos de oxigênio adquiridos. A colaboração do Prof. Dr. Ir. Anton F. P. Van Putten do AnMar Research Laboratories B.V. situado em Eindhoven, Holanda, foi de suma importância para iniciar-se os contatos com a empresa Figaro USA, Inc. que acabou sendo a fornecedora do transdutor adquirido e ensaiado.

A compra do transdutor de dióxido de carbono só foi realizada devido à gentileza de um diretor de vendas da empresa Andros Incorporated que, após insistentes contatos, propiciou a aquisição de um exemplar do transdutor de dióxido de carbono modelo 4210 durante uma visita ao nosso país. É importante salientar que foram concedidos privilégios nesta aquisição devido ao fato desta pesquisa ser realizada em uma Universidade pública. Este comportamento de um diretor de vendas estrangeiro lamentavelmente não foi o mesmo observado em muitos diretores de empresas nacionais.

Tabela 5.1 - Alguns fabricantes contatados durante a elaboração da dissertação de mestrado.

NOME	ENDEREÇO	PRODUTO
ANDROS INCORPORATED	2332 Fourth Street - Berkeley, USA. CA 94710-2402	Equipamentos para anestesiologia
ANGLO NORDIC BURNER PRODUCTS LTD.	Island Farm Avenue, East Molesey, Surrey KT8 OUZ - U.K.	Transdutor de dióxido de carbono
CALGIMED EQUIPAMENTOS PARA ELETROMEDICINA E ENGENHARIA LTDA	Rua do Arraial, 52 - São Paulo - S.P. 04122-030	Equipamentos para anestesiologia
CELESCO TRANSDUCER PRODUCTS, INC.	7800 Deering Ave - Canoga Park, USA. CA 91304-5005	Transdutor de pressão
CORTEX BIOPHYSIK GmbH	Dresdner Landstrasse 36 - Borsdorf, Leipzig, Germany. D-04451	Analizador metabólico
COSMED Srl	Via Piani di Monte Savello, 37 - PO Box nº 3, Rome, Italy. 00040	Analizador metabólico
FERRARIS MEDICAL LTD.	26 Lea Valley Trading Estate, Angel Rd., Edmonton, London N183JD, U.K.	Transdutor de fluxo em volume
FIGARO USA, INC.	1000 Skokie Blvd. Room 160 - Wilmette, USA. Illinois 60091	Transdutor de oxigênio
FUJI ELECTRIC Co., LTD	Lot. Nº 5, Industrial Zone Phase 1, Kulim Hi-Tech Industrial Park - Kulim, Malaysia. 09000	Transdutor de dióxido de carbono
HANS RUDOLPH, INC.	7200 Wyandotte - Kansas City, USA. MO 64114	Válvulas respiratórias direcionais
INTERFACE ASSOCIATES	27111 Aliso Creek Road, Suite 180 - Aliso Viejo, USA. CA 92656	Transdutores de fluxo em volume
K. TAKAOKA INDÚSTRIA E COMÉRCIO LTDA.	Av. Bosque da Saúde, 519 - São Paulo - S.P. 04141-100	Equipamentos para anestesiologia
KIT-NÍVEL COMÉRCIO E EQUIPAMENTOS LTDA.	Rua Santo André, 288 - São Paulo - S.P. 04676-070	Transdutor de fluxo em volume
MEDICAL GRAPHICS CORPORATION	350 Oak Grove Parkway - St. Paul, USA. Minnesota 55127	Analizador metabólico
NOVAMETRIX MEDICAL SYSTEMS INC.	5 Technology Drive - Wallingford, USA.. CT 06492-1926	Transdutores de oxigênio e dióxido de carbono
PURITAN BENNETT - BENNETT GROUP	2200 Faraday Avenue - Carlsbad, USA. CA 92008	Analizador metabólico
SABLE SYSTEMS INTERNATIONAL	2887 Green Valley Parkway - Henderson, USA. NV 89014	Transdutor de oxigênio
SENSORMEDICS CORPORATION	22705 Savi Ranch Parkway - Yorba Linda, USA. CA 92687-4609	Analizador metabólico
SERVOMEX COMPANY, INC.	90 Kerry Place, Norwood, USA. MA 02062	Transdutor de oxigênio e dióxido de carbono
TELEDYNE ANALYTICAL INSTRUMENTS	16830 Chestnut St. - Industry, U.S.A. CA 91749	Transdutor de oxigênio
VALIDYNE ENGINEERING SALES CORPORATION	8626 Wilbur Avenue - Northridge, USA. CA 91324-4498	Transdutor de pressão

As especificações técnicas apresentadas pela maioria dos transdutores de fluxo em volume incorporados a equipamentos comerciais de análise metabólica são bastante difíceis de serem encontradas nos transdutores que estão disponíveis no mercado, sendo que, geralmente, os fabricantes de equipamentos de análise metabólica ou fabricam para uso próprio este tipo de transdutor ou detém a exclusividade junto a um fabricante de transdutores de fluxo em volume. O alto custo deste tipo de transdutor, aliado às despesas referentes à importação, inviabilizou o ensaio de um transdutor de fluxo em volume com as especificações técnicas realmente desejadas. Apenas mediante um acordo de cooperação com a empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA foi possível ensaiar um transdutor de fluxo em volume do tipo respirômetro de Wright.

Além de avaliar separadamente os três transdutores utilizados em equipamentos que realizam análise metabólica humana, foi construído um subsistema pneumático de modo a possibilitar medições conjuntas do fluxo de ar expirado e das concentrações de oxigênio e de dióxido de carbono nessa mistura gasosa. Esse subsistema pneumático, apresentado no Capítulo 3, foi constituído por válvulas respiratória direcionais adquiridas junto à Hans Rudolph, Inc. e por conectores metálicos usinados com o auxílio da empresa Calgimed Equipamentos para Eletromedicina e Engenharia LTDA. O conjunto formado pelo subsistema pneumático e os três transdutores (de O_2 , CO_2 e fluxo em volume) foi denominado nesta Dissertação como sistema de medição. Devido às limitações inerentes aos transdutores ensaiados, esse sistema de medição nunca teve a pretensão de constituir uma parte de um equipamento para uso clínico, tratando-se apenas de

um protótipo utilizado para estudo do comportamento conjunto e global dos transdutores.

Apesar das limitações existentes nos transdutores utilizados nesta pesquisa e dos ensaios não terem sido realizados com a infra-estrutura desejada devido ao elevado custo de montagem de um laboratório específico para realização de ensaios de transdutores para a área respiratória, os resultados dos ensaios foram úteis e representativos para a caracterização parcial dos transdutores. Embora os resultados dos ensaios realizados com os transdutores terem mostrado que os dispositivos ensaiados não são os mais adequados para uso em equipamentos de avaliação do metabolismo humano, a metodologia utilizada para caracterizar esses dispositivos demonstrou-se adequada, constituindo-se em importante recurso a ser utilizado na implantação do laboratório de avaliação metabólica e respiratória do Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP).

As montagens utilizadas nos ensaios também possibilitaram evidenciar quais deficiências devem ser sanadas em pesquisas futuras. Esse trabalho também acarretou no início da implantação de uma infra-estrutura adequada para a realização de pesquisas na área de estudo do metabolismo humano e da fisiologia respiratória dentro do Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP).

As principais conclusões referentes aos ensaios dos transdutores avaliados são apresentadas a seguir.

5.2.1. TRANSDUTOR DE OXIGÊNIO

As características do transdutor de oxigênio obtidas através dos ensaios de avaliação são apresentadas na Tabela 5.2.

Trata-se de um transdutor de baixo custo quando comparado a outros transdutores de oxigênio.

Tabela 5.2 - Características do transdutor de oxigênio obtidas durante os ensaios de avaliação.

"Offset" de entrada	$0,025 \pm 0,001 \text{ V}$
Coeficientes angular e linear da reta de calibração	$m = 0,050027 \pm 0,000062$ $b = 0,02769 \pm 0,00288$
Não linearidade	0,1 %
Histerese	Não foi possível a verificação da existência de histerese na resposta do transdutor.
Imprecisão	Não foi realizado o cálculo, pois as variáveis de entrada e de saída são de naturezas diferentes
Erro sistemático máximo	Não foi realizado o cálculo, pois as variáveis de entrada e de saída são de naturezas diferentes
Sensibilidade estática	$0,050027 \pm 0,000062$
Repetibilidade	A maior faixa em valor absoluto obtida foi de 0,09 V, correspondendo a uma faixa percentual de 1,79 %. A maior faixa percentual obtida foi de 1202 %, correspondendo a uma faixa em valor absoluto de 0,003 V.

A grande deficiência apresentada pelo transdutor de oxigênio modelo KE-25 fabricado pela Figaro é o seu tempo de resposta de aproximadamente 12 segundos. Este tempo de resposta praticamente inviabiliza sua utilização em equipamentos para análise de gases expirados que realizem medições em cada respiração. A utilização do transdutor de oxigênio modelo KE-25 em equipamentos que realizam calorimetria indireta com circuito aberto e técnica de câmara de mistura provavelmente seja possível desde que as medições sejam realizadas em um intervalo bastante superior a 12 segundos.

A falta de uma Norma específica para transdutor de oxigênio destinada a análise de gases respiratórios impede a obtenção de uma conclusão mais aprofundada dos resultados obtidos nos ensaios de avaliação.

Como sugestão para utilização em um sistema de medição para uso clínico tem-se o transdutor de oxigênio modelo 1111D da Servomex Company ,Inc.. Trata-se de um transdutor paramagnético de oxigênio que trabalha em linha secundária, ou seja, é necessário uma bomba de vácuo para colher uma amostra da mistura gasosa a ser analisada. Este dispositivo apresenta um tempo de resposta de aproximadamente 1 segundo em modo padrão e pode ser configurado para um tempo de resposta de até 0,5 segundo. Tem-se conhecimento da utilização do transdutor de oxigênio modelo 1111D da Servomex por alguns analisadores metabólicos comerciais. O custo de um transdutor deste tipo é de aproximadamente US\$ 2500,00, fora despesas com importação. Algumas especificações deste transdutor, fornecidas pelo fabricante, são apresentadas na Tabela 5.3.

Tabela 5.3 - Algumas especificações do transdutor de oxigênio modelo 1111D fornecidas pelo fabricante.

Faixa de medição	0 a 100% de O ₂
Repetibilidade	± 0,1 % de O ₂
Linearidade	± 0,2 % de O ₂
Estabilidade do zero	± 0,01 % de O ₂ /h
Tempo de resposta (T₁₀ a T₉₀, N₂ para ar ambiente)	1 s a 50 ml/min (modo padrão) 0,5 s a 90 ml/min (modo rápido)
Saída elétrica	0-1 V DC para 0-100 % de O ₂
Fluxo máximo	200 ml/min
Temperatura de operação	5 °C a 50 °C

Como pode ser notado na Tabela 5.3, existe uma falta de padronização na terminologia empregada em metrologia para as próprias especificações,

resultando em significativas dificuldades de interpretação. Além disso, o fabricante não apresenta referências sobre o método de cálculo dos parâmetros especificados, o que impossibilita comparações com os resultados obtidos com os ensaios realizados.

Transdutores eletroquímicos de oxigênio também são utilizados em alguns equipamentos comerciais para análise metabólica. Entretanto, este tipo de transdutor tem o inconveniente de apresentar uma vida útil que varia de 6 meses a 5 anos, dependendo das suas características e formas de utilização.

5.2.2. TRANSDUTOR DE DIÓXIDO DE CARBONO

As características do transdutor de dióxido de carbono obtidas através dos ensaios de avaliação são apresentadas na Tabela 5.4.

Tabela 5.4 - Características do transdutor de dióxido de carbono obtidas durante os ensaios de avaliação.

"Offset" de entrada	$-0,09 \pm 0,01$ % de CO ₂
Coeficientes angular e linear da reta de calibração	$m = 0,89384 \pm 0,02642$ $b = -0,00415 \pm 0,14539$
Não linearidade	0,99 %
Histerese	Não foi possível a verificação da existência de histerese na resposta do transdutor.
Imprecisão	$\pm 0,2$ % de CO ₂
Erro sistemático máximo	-1,1 % de CO ₂
Sensibilidade estática	$0,89384 \pm 0,02642$
Repetibilidade	A maior faixa em valor absoluto obtida foi de 0,5 % de CO ₂ , correspondendo a faixas percentuais de 0,56%, 1,40% e -54,73%, sendo esta última a maior faixa percentual obtida.

A principal utilização do transdutor de dióxido de carbono modelo 4210 fabricado pela Andros está relacionada ao seu uso em equipamentos de

monitoração para anestesia. Assim sendo, o diâmetro interno de 12,1 mm do adaptador de vias aéreas empregado no transdutor é padrão para a área de anesthesiologia. Este diâmetro para o adaptador de vias aéreas gera uma alta resistência à passagem de fluxo gasoso, o que não é aconselhável para um equipamento de análise metabólica humana.

O mesmo problema já observado anteriormente para o transdutor de oxigênio ocorre neste caso: a falta de uma Norma específica para transdutor de dióxido de carbono para gases respiratórios impede a obtenção de uma conclusão mais aprofundada dos resultados obtidos nos ensaios de avaliação.

Um transdutor de dióxido de carbono que parece ser adequado para utilização em um equipamento de análise metabólica humana é o transdutor modelo Ir1507, também fabricado pela Servomex. O princípio de transdução utilizado se baseia na absorção de radiação infravermelha. Este transdutor atua em linha secundária sendo que, se for adotada a sugestão para o transdutor de oxigênio, pode-se utilizar a mesma bomba de vácuo para colher amostras para os dois transdutores, tanto de oxigênio como de dióxido de carbono. Alguns analisadores metabólicos comerciais utilizam o transdutor de dióxido de carbono modelo Ir1507 da Servomex. O custo deste tipo de transdutor se assemelha ao apresentado para o transdutor de oxigênio modelo 1111D da Servomex. Algumas especificações deste transdutor fornecidas pelo fabricante são apresentadas na Tabela 5.5.

Tabela 5.5 - Algumas especificações do transdutor de dióxido de carbono modelo Ir1507 fornecidas pelo fabricante.

Faixa de medição	0 a 10% de CO ₂
Repetibilidade	± 0,03 % de CO ₂
Linearidade	± 0,1 % de CO ₂
Resolução	± 0,1 % de CO ₂
Estabilidade do zero	± 0,1 % de CO ₂ /dia
Tempo de resposta (T₁₀ a T₉₀)	90 ms a 200 ml/min 100 ms a 100 ml/min 50 ms a 50 ml/min.
Saída elétrica	0-1 V DC para 0-10 % de CO ₂
Faixa de fluxo	50 a 200 ml/min
Temperatura de operação	10 °C a 45 °C

Mais uma vez observa-se que existe uma falta de padronização na terminologia empregada, sendo que novamente o fabricante não apresenta referências sobre os métodos de cálculo dos parâmetros especificados, o que impossibilita comparações com os resultados obtidos com os ensaios realizados.

5.2.3. TRANSDUTOR DE FLUXO EM VOLUME

As características do transdutor de fluxo em volume obtidas através dos ensaios estáticos de avaliação são apresentadas na Tabela 5.6.

Tabela 5.6 - Características do transdutor de fluxo em volume obtidas durante os ensaios estáticos de avaliação.

Desvios percentuais em relação ao fluxo indicado pelo medidor padrão	$-2E-07.Q^6 + 3E-05.Q^5 - 0,0023.Q^4 + 0,0861.Q^3 - 1,7608.Q^2 + 19,559.Q - 93,933$ (%) onde Q é o fluxo indicado pelo medidor padrão.
Coeficientes angular e linear da reta de calibração	$m = 1,1371 \pm 0,0016$ $b = -2,2295 \pm 0,0435$
Não linearidade	0,83 %
Histerese	nula
Imprecisão	± 0,4 l/min
Erro sistemático máximo	3,8 l/min
Sensibilidade estática	$1,1371 \pm 0,0016$
Repetibilidade	O transdutor satisfaz o critério de aceitabilidade de repetibilidade para medições de fluxo prescrito na NORMA NBR 13931 (ABNT, 1997).

As características do transdutor de fluxo em volume obtidas durante os ensaios dinâmicos de avaliação são apresentadas na Tabela 5.7.

Tabela 5.7 - Características do transdutor de fluxo em volume obtidas durante os ensaios dinâmicos de avaliação.

Desvios percentuais em relação ao fluxo indicado pelo medidor padrão	$-2E-07.Q^6 + 3E-05.Q^5 - 0,0023.Q^4 + 0,0861.Q^3 - 1,7608.Q^2 + 19,559.Q - 93,933$ (%) onde Q é o fluxo indicado pelo medidor padrão.
Coefficientes angular e linear da reta de calibração	São dependentes da frequência respiratória, do volume corrente e do intervalo de tempo de expiração utilizados.
Repetibilidade	O transdutor satisfaz o critério de aceitabilidade de repetibilidade para medições de volume prescrito na NORMA NBR 13931 (ABNT, 1997).

A inércia do rotor do transdutor de fluxo em volume fabricado pela Ferraris Medical LTD. é o principal impecilho para sua utilização em um sistema de análise metabólica humana, pois, conforme verificado nos ensaios realizados, apesar de o transdutor apresentar uma repetibilidade aceita pela Norma NBR 13931 (ABNT, 1997), os desvios no fluxo e no volume indicados pelo transdutor variam com o fluxo que o atravessa.

Outra deficiência do Magtrak II está no limite superior de fluxo aceitável, que é aproximadamente de 60 litros/minuto. Este limite é muito baixo para aplicações que envolvam exames com atividade física intensa.

O equipamento de análise metabólica humana K4 fabricado pela Cosmed utiliza um transdutor de fluxo em volume tipo turbina digital bidirecional. Pelas especificações apresentadas na Tabela 5.8 esta seria uma das prováveis sugestões para utilização em um equipamento de uso clínico, mas este transdutor não está a venda no mercado. A empresa Cosmed Srl foi consultada, mas não forneceu nenhum tipo de informação sobre o fabricante de tal transdutor.

Tabela 5.8 - Especificações de um transdutor de fluxo em volume utilizado no analisador metabólico K4 fabricado pela COSMED.

Intervalo de medição	0,03 a 6 l/s
Exatidão	$\pm 2\%$
Resistência à passagem de fluxo	< 1,5 cmH ₂ O a 6 l/s

Uma possível solução seria a utilização de transdutores de fluxo em volume tipo pressão diferencial que são muito utilizados em equipamentos para análise metabólica humana e apresentam uma vida útil maior do que a dos transdutores por convecção térmica. Não foi ensaiado um transdutor de fluxo em volume tipo pressão diferencial devido à dificuldade de encontrar-se um fabricante disposto a vendê-lo separadamente e ao elevado custo deste tipo de transdutor.

5.2.4. SISTEMA DE MEDIÇÃO

Conforme foi observado através dos resultados obtidos das baterias de ensaios com o sistema de medição, a montagem sugerida interferiu nas medições realizadas pelo transdutor de dióxido de carbono. As causas dessa interferência não foram descobertas. Várias possibilidades podem ser conjecturadas, tais como a característica pulsátil do fluxo e a resistência à passagem do fluxo da mistura gasosa imposta pela montagem utilizada. Entretanto, um estudo minucioso deverá ainda ser realizado a posteriori.

Como citado anteriormente, o sistema de medição não tinha a pretensão de ter um uso clínico, tratando-se apenas de um protótipo utilizado para estudo do comportamento conjunto dos transdutores. Portanto, apesar da interferência nas

medições, o sistema de medição cumpriu seu papel, demonstrando que diversos fatores podem influenciar na medição realizada pelos transdutores de gases.

5.3. PERSPECTIVAS

Esta pesquisa não é uma tarefa que apresenta um fim, inserindo-se em um processo que terá continuidade no Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP) sob a forma de novas pesquisas e desenvolvimentos, formação de recursos humanos e estreitamento das relações com outras Instituições que realizam pesquisa nesta área.

Conforme mencionado anteriormente, este trabalho propiciou a criação de uma nova linha de pesquisa e de um laboratório com uma infra-estrutura inicial para realizar estudos, pesquisas e desenvolvimentos em Engenharia Biomédica nas áreas do metabolismo e do sistema respiratório humanos. Estudantes de iniciação científica e de pós-graduação estarão envolvidos nessas atividades. Deverá ser requerido financiamento junto a Órgãos de Fomento à Pesquisa existentes em nosso país para instalação de uma infra-estrutura completa e adequada para a execução de novos projetos. A experiência adquirida com o desenvolvimento desta pesquisa será fundamental para a caracterização dos Projetos de Pesquisas a serem encaminhados aos Órgãos de Fomento.

Vale ressaltar que serão realizados futuros trabalhos relacionados ao metabolismo/sistema respiratório humano nas quatro sub-áreas da Engenharia Biomédica.

Por exemplo, na área de Bioengenharia haverá continuidade das pesquisas em modelagem e simulação do sistema respiratório humano, além de um aprofundamento do estudo da utilização dos métodos e procedimentos de Engenharia Biomédica nas áreas do metabolismo e sistema respiratório humanos.

Devido à experiência adquirida decorrente desta pesquisa, dever-se-á realizar a implementação de um sistema completo para análise metabólica humana para uso clínico. Provavelmente atuar-se-á também na implementação de um sistema de análise metabólica humana por telemetria (MORAES et al., 1997b). Estas atividades darão continuidade a esta participação na área de Instrumentação Biomédica.

Em Engenharia Clínica e Engenharia de Reabilitação já estão sendo realizadas atividades conjuntas com a Divisão de Medicina de Reabilitação do Hospital das Clínicas (DMRHC) da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP) com o intuito de avaliar equipamentos de análise metabólica (MORIYA et al., 1988) e realizar avaliações cárdiorrespiratórias em deficientes físicos que utilizam ou não a estimulação elétrica neuromuscular funcional. Em um futuro próximo pretende-se também realizar avaliações cárdiorrespiratórias em indivíduos normais e atletas.

Alguns contatos também estão sendo realizados para efetivar Convênios de Cooperação para pesquisa conjunta com Instituições nacionais e internacionais. É importante enfatizar que ao fim desta etapa o autor deste trabalho tem como objetivo imediato o ingresso no Programa de Doutorado da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo (EPUSP), incluindo um estágio em uma Instituição

internacional de pesquisa, com duração mínima de doze meses, para realizar as atividades experimentais envolvidas nesse doutoramento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Espirômetros - Requisitos - NBR 13931**. Rio de Janeiro, 1997.
- ANDROS. **4210 product manual reorder number 891142-000, revision b**. Berkeley, 1994.
- ASKANAZI, J.; SILVERBERG, P. A.; FOSTER, R. J.; HYMAN, A. I.; MILIC-EMILI, J.; KINNEY, J. M. Effects of respiratory apparatus on breathing pattern. **Journal of Applied Physiology**, v.48, p.577-580, 1980.
- BRADLEY, P. W.; YOUNES, M. Relation between respiratory valve dead space and tidal volume. **Journal of Applied Physiology**, v.49, p.528-532, 1980.
- BRANCO, G.; JAKUBIAK, D. R.; GEWEHR, P. M. Desempenho de instrumentos para medição de tempos de vida de fosforescência para O₂ gasoso. In: FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA, 4., Curitiba, 1998. **Anais**. Curitiba, SBEB, 1998. P.247-48.
- BRANSON, R. D. The measurement of energy expenditure: instrumentation, practical considerations, and clinical application. **Respiratory Care**, v.35, n.7, p.640-56, 1990.
- BRONZINO, J. D. **The biomedical engineering handbook**. Boca Raton, CRC Press, 1995.
- BROOKS, G. A.; FAHEY, T. D.; WHITE, T. P. **Exercise physiology: human bioenergetics and its applications**. 2.ed. Mountain View, Mayfield Publishing Company, 1995.
- BYLES, P. H. Observations on some continuously-acting spirometers. **British Journal of Anaesthesia**, v.32, p.470-74, 1960.
- COLE, P.; FORSYTH, R.; HAIGHT, J. S. J. Respiratory resistance of the oral airway. **American Review of Respiratory Disease**, v. 125, p.363-365, 1982.
- CROMWELL, L.; WEIBELL, F. J.; PFEIFFER, E. A.; USSELMAN, L. B. **Biomedical instrumentation and measurements**. Englewood Cliffs, Prentice-Hall, 1973.
- DAMASK, M. C.; WEISSMAN, C.; ASKANAZI, J.; HYMAN, A. I.; ROSENBAUM, S. H.; KINNEY, J. M. A systematic method for validation of gas exchange measurements. **Anesthesiology**, n.57, p.213-18, 1982.

- DIEFENDERFER, A. J.; HOLTON, B. E. **Principles of electronic instrumentation**. 3.ed. Orlando, Harcourt Brace & Company, 1994.
- DOEBELIN, E. O. **Measurement systems: application and design**. 4.ed. Tokio, McGraw-Hill Kogakusha, 1990.
- ELETROVAC. <http://www.eletrovac.com/prodsse.htm>. 1996.
- FEINBERG, B. N. **Applied clinical engineering**. Englewood Cliffs, Prentice-Hall, 1986.
- FERRANNINI, E. The theoretical bases of indirect calorimetry: a review. **Metabolism**, v.37, n.3, p.287-301, 1988.
- FIGARO. **Product information: gs oxygen sensor**. Wilmette, 1994.
- GEDDES, L. A.; BAKER, L. E. **Principles of applied biomedical instrumentation**. 3.ed. New York, John Wiley & Sons, 1989.
- GILBERT, R.; AUCHINCLOSS Jr., J. H.; BRODSKY, J.; BODEN, W. Changes in tidal volume, frequency, and ventilation induced by their measurement. **Journal of Applied Physiology**, v.33, p.252-54, 1972.
- GUYTON, A. C. **Tratado de fisiologia médica**. 8.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1992.
- HAEBISCH, H. **Fisiologia respiratória**. São Paulo, EDART - São Paulo Livraria Editora, 1973.
- HALL, K. D.; REESER Jr., F. H. Calibration of Wrigth spirometer. **Anesthesiology**, v.23, n.1, p.126-29, 1962.
- HANS RUDOLPH. **Catalog**. Kansas City, 1995.
- HIRSCH, J. A.; BISHOP, B. Human breathing patterns on mouthpiece or face mask during air, CO₂, or low O₂. **Journal of Applied Physiology**, v.53, p.1281-90, 1982.
- JACQUEZ, J. A. **Respiratory physiology**. Washington, Hemisphere Publishing, 1979.
- JAKUBIAK, D. R.; BRANCO, G.; GEWEHR, P. M. Desempenho de sensores ópticos de oxigênio baseados em fosforescência. In: FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA, 4., Curitiba, 1998. **Anais**. Curitiba, SBEB, 1998. P.243-42.
- JONES, L. D.; CHIN, A. F. **Electronic instruments and measurements**. 2.ed. Englewood Cliffs, Prentice-Hall, 1990.

- JONES, N. L. Evaluation of a microprocessor-controlled exercise testing system. **Journal of Applied Physiology**, v.57, p.1312-18, 1984.
- MACINTYRE, A. J. **Bombas e instalações de bombeamento**. Rio de Janeiro, Guanabara Dois, 1982.
- MADAMA, V. C. **Pulmonary function testing and cardiopulmonary stress testing**. Albany, Delmar Publishers, 1993.
- MALVINO, A. P. **Eletrônica**. 2.ed. São Paulo, McGraw-Hill, 1987, v.2.
- MCARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. **Exercise physiology: energy, nutrition, and human performance**. 4.ed. Baltimore, Williams & Wilkins, 1996.
- MORAES, J.C.T.B., CARDOSO, J.C.S.; NAZIMA, E.N.H. Physiological and Compartmental Respiratory Tract Models and Simulations. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, XI Internacional Conference on Medical Physics, XVIII Internacional Conference on Medical and Biological Engineering, Nice, 1997. **Proceedings**. IFMBE, 1997. v.35, p.269.
- MORAES, J.C.T.B.; MORIYA, H.T. Telemetric System for Human Metabolic Studies. In: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, XI Internacional Conference on Medical Physics, XVIII Internacional Conference on Medical and Biological Engineering, Nice, 1997. **Proceedings**. IFMBE, 1997. v.35, p.1192.
- MORIYA, H.T.; MORAES, J. C. T. B. Estudo comparativo de transdutores utilizados em calorimetria indireta para avaliação do metabolismo humano. In: FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA, 4., Curitiba, 1998. **Anais**. Curitiba, SBEB, 1998. P.131-32.
- NETTER, F. H. **The ciba collection of medical illustrations: respiratory system**. 2.ed., v.7, 1980.
- NOGUSHI, H.; OGUSHI, Y.; YOSHIYA, I.; ITAKURA, N.; YAMABAYASHI, H.
Breath-by-breath $\dot{V}_{CO_2}$ and $\dot{V}_{O_2}$ require compensation for transport delay and dynamic response. **Journal of Applied Physiology**, v.52, p.79-84, 1982.
- NORMANN, R. A. **Principles of bioinstrumentation**. New York, John Wiley & Sons, 1988.
- NORTON, H. N. **Handbook of transducers for electronic measuring systems**. Englewood Cliffs, Prentice-Hall, 1969.

- NUNN, J. F.; EZI-ASHI, T. I. The accuracy of the respirometer and ventigrator. **British Journal of Anaesthesia**, v.34, p.422-32, 1962.
- RAURICH, J. M.; IBAÑEZ, J.; MARSE, P. Validation of a new closed circuit indirect calorimetry method compared with the open Douglas bag method. **Intensive Care Medicine**, v. 15, p.274-78, 1989.
- SACKNER, J. D.; NIXON, A. J.; DAVIS, B.; ATKINS, N.; SACKNER, M. A. Effects of breathing through external dead space on ventilation at rest and during exercise. II. **American Review of Respiratory Disease**, v. 122, p.933-940, 1980.
- SCHNEIDER, F. K.; GEWEHR, P. M. Espectrofotômetro para medição de fosforescência resolvida no tempo aplicado à monitoração de oxigênio. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v.13, n.2, p.17-39, 1997.
- SHAREL, M. **Excel 4 for windows**. Rio de Janeiro, Imprensa, 1993.
- SILVA, P. R. S. et al. Ergoespirometria computadorizada ou calorimetria indireta: um método não-invasivo de crescente valorização na avaliação cardiorrespiratória ao exercício. **Âmbito Medicina Desportiva**, n.29, p.3-10, mar. 1997.
- SKINNER, J. S.; MCLELLAN, T. H. The transition from aerobic to anaerobic metabolism. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v.51, n.1, p.234-48, 1980.
- SPENCER J. L.; ZIKRIA, B. A.; KINNEY, J. M.; BROELL, J. R.; MICHAİLOFF T. M.; LEE, A. B. A system for continuous measurement of gas exchange and respiratory functions. **Journal of Applied Physiology**, v.33, p.523-28, 1972.
- THOMAS, H. E., **Handbook of biomedical instrumentation and measurement**. Reston, Reston Publishing, 1974.
- TRAISTER, R. J. **Principles of biomedical instrumentation and monitoring**. Reston, Reston Publishing, 1981.
- VAN PUTTEN, A. F. P. **Electronic measurement systems**. London, Prentice Hall International (UK), 1988.
- VANDER, A. J.; SHERMAN, J. H.; LUCIANO, D. S. **Human physiology: the mechanisms of body function**. 6.ed. New Caledonia, McGraw-Hill, 1994.
- WALSH, M. L.; BANISTER, E. W. Possible mechanisms of the anaerobic threshold. **Sports Medicine**, v.5, p.269-302, 1988.

- WASSERMAN, K.; WHIPP, B. J.; KOYAL, S. N.; BEAVER, W. L. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. **Journal of Applied Physiology**, v.35, p.236-243, 1973.
- WEBSTER, J. G. et al. **Medical instrumentation: application and design**. 3.ed. Boston, Houghton Mifflin, 1998.
- WEIR, J. B. V. New methods for calculating metabolic rate with special reference to protein metabolism. **Journal of Physiology**, v.109, p.1-9, 1949.
- WEISSMAN, C.; ASKANAZI J.; MILIC-EMILI J.; KINNEY, J. M. Effect of respiratory apparatus on respiration. **Journal of Applied Physiology**, v.57, p.475-480, 1984.
- WRIGHT, B. M. A respiratory anemometer. **Physiology**, v.127, p.25P, 1955.