

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

11/12/2002

Dez
Raul Gonzalez Lima

Nota final
8.8 (ato e oib)

PROJETO DE UM SIMULADOR PULMONAR MECÂNICO

Trabalho de formatura apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Graduação em
Engenharia

**Guilherme Machado Meneghelo
José Carlos Thomaz Júnior**

Orientador: Prof. Dr. Raul Gonzalez Lima

**São Paulo
2002**

AGRADECIMENTOS

Ao orientador Prof. Dr. Raul Gonzalez Lima, pela incessante busca pelo embasamento científico de nosso trabalho.

À Intermed, representada por Jorge Bonassa, pelo estímulo ao desenvolvimento do projeto e pela crença em nosso potencial

Aos médicos, doutores Carlos Carvalho e Guilherme Schettino, pelos ensinamentos e estímulos para o trabalho.

Às nossas famílias, que sempre nos apoiaram e deram condições para que pudéssemos alcançar nossos objetivos.

RESUMO

O presente trabalho visa o desenvolvimento de um simulador pulmonar mecânico automatizado para testes de ventiladores, técnicas ventilatórias e ensino de médicos e enfermeiros. O projeto foi desenvolvido automatizando-se um modelo de simulador já existente no mercado. O texto traz à tona todo o desenvolvimento do projeto, desde a idéia inicial até a concepção da primeira versão do simulador. O texto traz também a busca pelas especificações de projeto junto a médicos do Hospital das Clínicas da USP, as soluções propostas, o dimensionamento estrutural e o projeto eletro-eletrônico da solução selecionada. Além disso, foram evidenciados os problemas encontrados durante a execução do trabalho e as soluções encontradas. O presente trabalho tem como objetivo apresentar a execução de um projeto real de engenharia, e visa inspirar futuros trabalhos de formatura na área biomédica.

ABSTRACT

The present work aims at designing an automated mechanical lung simulator to test ventilators, ventilation techniques and to educate doctors and nurses on the use of ventilators. The project was developed by automating an existing lung simulator. This work brings up all the process of the development, from the initial concepts to the first version of the simulator. This work also brings up the search for project specifications with doctors from Hospital das Clínicas de USP, the proposed solutions, the structural and the electronic design of the chosen solution. Besides, the problems found during the project development were highlighted, and the solutions found were described. The present work has the objective of presenting the development of a real engineering work, and aims at inspiring future works on the bioengineering field.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

1.	SOBRE AS MARCAS.....	1
2.	INTRODUÇÃO	1
2.1	SOBRE A SIMULAÇÃO PULMONAR	1
2.2	INSPIRAÇÃO DO TRABALHO	2
2.3	SOBRE A INTERMED	2
2.4	SOBRE A PARTICIPAÇÃO DE MÉDICOS DO HC-USP	3
3.	REVISÃO DA LITERATURA.....	4
3.1	MECÂNICA PULMONAR.....	4
3.1.1	<i>Volumes e capacidades pulmonares.....</i>	<i>4</i>
3.1.2	<i>Complacência Pulmonar.....</i>	<i>6</i>
3.1.3	<i>Resistência das Vias Aéreas.....</i>	<i>7</i>
3.1.4	<i>Modelo do Sistema Pulmonar.....</i>	<i>8</i>
3.1.5	<i>Revisão dos Modelos Matemáticos Propostos</i>	<i>9</i>
3.1.6	<i>Resumo do Estudo.....</i>	<i>12</i>
4.	LEVANTAMENTO DAS NECESSIDADES	14
4.1	INTRODUÇÃO	14
4.2	ENTREVISTAS COM CLIENTES	14
4.2.1	<i>Da Utilização</i>	<i>14</i>
4.2.2	<i>Das características internas e de funcionamento</i>	<i>15</i>
4.2.3	<i>Do Material.....</i>	<i>16</i>
4.2.4	<i>Das garantias e manutenção.....</i>	<i>16</i>
4.3	PESQUISA DE 'BENCHMARKING'	16
4.3.1	<i>Simuladores Analisados.....</i>	<i>17</i>
4.3.2	<i>Hans Rudolph Series 1101 Breathing Simulator.....</i>	<i>17</i>
4.3.3	<i>Ingmar Medical Adult/Pediatric Lung Model +PMG 3000.....</i>	<i>18</i>
4.3.4	<i>Michigan Instruments Model 3600i Single Lung</i>	<i>18</i>
4.3.5	<i>Michigan Instruments Model 5601i Single Lung</i>	<i>19</i>
4.3.6	<i>Ingmar Medical Active Servo Lung ASL 5000.....</i>	<i>19</i>
4.3.7	<i>Resumo das características.....</i>	<i>22</i>
4.4	ENTREVISTAS COM POTENCIAL FABRICANTE	25
4.4.1	<i>Do número de compartimentos</i>	<i>25</i>
4.4.2	<i>Das versões</i>	<i>26</i>

4.4.3	<i>Da estrutura base para o projeto</i>	26
4.4.4	<i>Do hardware base</i>	27
5.	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	28
5.1	INTRODUÇÃO.....	28
5.2	DEFINIÇÕES.....	28
6.	UMA BREVE ANÁLISE DO MERCADO CONSUMIDOR	30
7.	METODOLOGIA DE DESENVOLVIMENTO	31
7.1	INTRODUÇÃO.....	31
7.2	IMPORTÂNCIA DA METODOLOGIA.....	31
7.3	APQP.....	32
8.	MODELO ATUAL DO SIMULADOR	33
8.1	DESCRIÇÃO.....	33
8.2	CÁLCULOS INICIAIS DE GEOMETRIA.....	35
9.	SOLUÇÕES PROPOSTAS	37
9.1	INTRODUÇÃO.....	37
9.2	MODELO 1: MOTOR NO CENTRO DE ROTAÇÃO.....	37
9.3	MODELO 2: MOTO-REDUTOR.....	38
9.4	MODELO 3: PINHÃO E CREMALHEIRA.....	39
9.5	MODELO 4: FUSO FIXADO À HASTE.....	40
9.6	MODELO 5: FUSO FIXADO LATERALMENTE.....	42
9.7	MODELO 6: MOVIMENTO TRANSMITIDO DO FUSO POR MOLA.....	43
10.	PRIMEIRA ALTERNATIVA ESTUDADA	45
10.1	INTRODUÇÃO.....	45
10.2	CÁLCULO DE POTÊNCIAS E TORQUES NECESSÁRIOS.....	45
10.3	PESQUISAS DE FORNECEDORES.....	46
10.4	RESULTADOS E CONCLUSÕES.....	47
11.	ALTERNATIVA ESCOLHIDA – O PROJETO	48
11.1	INTRODUÇÃO.....	48
11.2	A COMPLACÊNCIA ATIVA – AUSÊNCIA DAS MOLAS.....	48
11.3	PROJETO MECÂNICO.....	49
11.3.1	<i>Projeto do Fuso</i>	50
11.3.2	<i>Tabela dinâmica preparada</i>	53
11.3.3	<i>Definições do fuso</i>	54
11.3.4	<i>Definição do motor de passo</i>	55

11.3.5	<i>Desenhos e especificações do projeto</i>	56
11.4	PROJETO ELETRO-ELETRÔNICO	58
11.4.1	<i>Sobre a utilização do Tracer e suas limitações</i>	59
11.4.2	<i>Diagrama de controle básico</i>	60
11.4.3	<i>Viabilidade técnica do controle</i>	62
11.4.4	<i>Módulo de controle do motor</i>	66
11.4.5	<i>Comunicação do módulo de controle do motor com o Tracer</i>	70
11.5	PROGRAMAÇÃO DO MÓDULO DE CONTROLE DO MOTOR	70
11.6	LIMITES DE ERRO ACEITÁVEIS	77
12.	RESULTADOS	79
13.	CONCLUSÕES	81
14.	BIBLIOGRAFIA	82

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Capacidades e Volumes Pulmonares.....	5
Figura 2 – Complacência Pulmonar.....	7
Figura 3 – Resistência das vias aéreas	8
Figura 4 – Comunicação do simulador com o controlador e o computador.....	21
Figura 5 – (a) Modelo do simulador já fabricado com identificação dos principais componentes; (b) foto do simulador existente.....	34
Figura 6 - Modelo com dimensões	35
Figura 7 - Modelo com motor no centro de rotação	37
Figura 8 - Modelo com moto-reductor no centro de rotação.....	38
Figura 9 - Modelo com pinhão e cremalheira na parte inferior	39
Figura 10 - Modelo com fuso fixado à haste na região inferior	41
Figura 11 - Modelo com fuso fixado lateralmente	42
Figura 12 - Modelo com fuso fixado lateralmente e movimento transmitido por mola	43
Figura 13 – Melhorias na solução proposta 4.....	50
Figura 14 – Dimensões do braço do simulador	50
Figura 15 - “Mock-up” digital do simulador	57
Figura 16 – Identificação das peças.....	58
Figura 17 – Aquisição de sinais de pressão e fluxo através do Tracer	59
Figura 18 – Diagrama básico da configuração eletrônica.....	61
Figura 19 – Primeiro esquema de controle	62
Figura 20 – Erro do sistema da figura 19.....	64
Figura 21 – Segundo esquema de controle	65
Figura 22 – Erro com o sistema da figura 21	66
Figura 23 - Circuito inicial de acionamento do motor de passo	67
Figura 24 – Esquema da codificação do programa principal.....	71
Figura 25 – Esquema da rotina de calibração do simulador	72
Figura 26 – Esquema de codificação da rotina de comunicação	73
Figura 27 – Esquema de codificação da rotina de interrupção	75
Figura 28 – Esquema geral da rotina para o botão de emergência	76

Figura 29 - Foto do protótipo construído.....	79
---	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Volumes e capacidades pulmonares médios (valores expressos em ml) ...	6
Tabela 2 – Analogia Circuito Elétrico – Sistema Respiratório.....	9
Tabela 3 – Estudo de ‘Benchmarking’	23
Tabela 4 - Descrição do modelo 1	37
Tabela 5 – Descrição do modelo 2.....	39
Tabela 6 - Descrição do modelo 3	40
Tabela 7 - Descrição do modelo 4	41
Tabela 8 - Descrição do modelo 5	42
Tabela 9 - Descrição do modelo 6	43
Tabela 10 – Exemplo de tabela dinâmica utilizada	54

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

a	Aceleração linear
$A_{\text{máx}}$	Área máxima da seção transversal do fole
$A_{\text{médio}}$	Área média da seção transversal do fole
$A_{\text{mín}}$	Área mínima da seção transversal do fole
C	Capacitância elétrica
C_{SR}	Complacência do sistema respiratório
d_m	Diâmetro médio do fuso
E	Módulo de elasticidade
$F_{\text{máx}}$	Força máxima na extremidade do fole
J_{castanha}	Inércia da castanha
$F_{\text{crítico}}$	Força máxima que o eixo suporta
J_{equiv}	Inércia equivalente
$J_{\text{força}}$	Inércia equivalente à força aplicada
J_{fuso}	Inércia do fuso
K	Constante geométrica
L	Comprimento de flambagem
L_1	Dimensão da haste móvel
L_2	Dimensão da haste móvel
m_{castanha}	Massa da castanha
N	Rotação do motor
O	Centro de rotação da haste móvel
p	Passo do fuso
P_{alv}	Pressão alveolar
P_{atm}	Pressão atmosférica
P_A	Pressão no ponto A
P_B	Pressão no ponto B
$PEEP$	Pressão positiva ao final da respiração
$P_{\text{crítico}}$	Força máxima na castanha
$P_{\text{máx}}$	Pressão máxima dentro do fole
Pot	Potência requerida

P_{VA}	Pressão nas vias aéreas
$\dot{P}_{VA}$	Derivada da pressão em relação ao tempo
q	Carga elétrica
Q	Fluxo de ar
$\dot{Q}$	Derivada da vazão em relação ao tempo
R_{VA}	Resistência nas vias aéreas
R	Resistência respiratória / Resistência elétrica
t_{acom}	Tempo para atingir V_{final}
$T_{máx}$	Torque máximo no fole em relação a O
$Vazão_{máx}$	Vazão máxima
T_{din}	Torque dinâmico
V	Volume interno ao fole / Tensão elétrica
$\dot{V}$	Derivada do volume interno em relação ao tempo
V_{final}	Velocidade final
α	Aceleração angular / Ângulo de abertura do fole
β	Ângulo de inclinação da face fixa do fole
μ	Coefficiente de atrito
η	Rendimento do fuso
ρ	Densidade em massa
$\omega_{máx}$	Máxima velocidade angular do fole
ω_n	Velocidade crítica
ω_0	Velocidade angular do fole
ΔP	Diferença de pressão

1. SOBRE AS MARCAS

Várias marcas serão utilizadas ao longo desse documento. A grande maioria delas pertencem a terceiros. Como esse é um documento de circulação interna à Escola Politécnica e não visa publicação em larga escala, muito menos lucro de qualquer natureza, não será feita uma discriminação caso a caso dos donos das respectivas marcas.

2. INTRODUÇÃO

2.1 Sobre a Simulação Pulmonar

A cada ano, milhares de novos médicos se formam nas faculdades do país. O debate sobre a qualidade da formação dos médicos salienta a preocupação da sociedade em ter médicos bem preparados para cuidar da população. Não se espera que um médico aplique pela primeira vez em um paciente real, deitado num leito de uma UTI, conceitos aprendidos em sala de aula. Espera-se sim, que ele o faça sob orientação de um médico mais experiente, que possa acompanhá-lo em cada passo dos procedimentos.

É nesse contexto que surge a simulação em medicina. Através da simulação do comportamento dos sistemas do corpo humano é possível estudar melhores técnicas terapêuticas além de aprimorar o aprendizado de jovens médicos.

Na pneumologia, a necessidade de simulação é grande. Em cirurgias e salas de UTI, é comum encontrarmos pacientes ligados a máquinas de ventilação mecânica. Deve-se lembrar que em testes de aparelhos e avaliação de novas técnicas respiratórias, um paciente real não pode ser utilizado – sob o risco de causar a sua morte.

A inspiração inicial do presente trabalho veio, portanto, da necessidade de simulação das características mecânicas do sistema respiratório.

Na medicina moderna, tal papel é desempenhado corriqueiramente pelos simuladores de pulmão. Esses dispositivos são usados basicamente para o estudo e pesquisa de novas técnicas de ventilação mecânica, teste de aparelhos de ventilação e para o ensino de médicos, enfermeiros e fisioterapeutas na operação de um ventilador mecânico.

Há, por exemplo, modelos de pulmão extremamente simples, como o proposto por SHERMAN em 1993. Nele, foi utilizado um balão de ar dentro de uma caixa cheia d'água. O balão tinha saída para a atmosfera, e a caixa era conectada a uma seringa

Há, também, modelos de pulmão extremamente sofisticados, com controle e visualização de parâmetros através de um computador e esforço inspiratório. Esses modelos são melhor analisados na seção de “Pesquisa de Benchmarking”, mais adiante.

Uma extensa revisão da literatura de ventiladores mecânicos existentes pode ser encontrada em FU (2000). Os modelos de sistema respiratório desenvolvidos e o estado da arte de modelos pulmonares também serão estudados.

2.2 Inspiração do trabalho

Além dos motivos supracitados, o grupo entrou em contato com uma empresa fabricante de equipamentos médico-hospitalares chamada Intermed através de palestra realizada pela mesma no prédio da engenharia mecânica da Poli. Na época (final de 2001) foi cogitada a possibilidade de se desenvolver um trabalho de formatura em conjunto com a empresa, vislumbrando o desenvolvimento de um produto que futuramente pudesse ser comercializado pela empresa. A hipótese se transformou em compromisso algumas semanas depois, após algumas reuniões.

2.3 Sobre a Intermed

A Intermed é uma empresa fabricante de equipamentos médicos, especializada na fabricação de ventiladores mecânicos. Com sede em São Paulo, a empresa comercializa seus produtos para diversos hospitais e faculdades pelo Brasil. Possui, ainda, certificações de reconhecimento internacional de qualidade de produtos médico-hospitalares

Conforme explicado acima, os alunos do grupo entraram em contato com Jorge Bonassa, um dos donos da empresa, durante palestra realizada no prédio de engenharia mecânica da Poli ao final de 2001. Durante reuniões subsequentes, ficou acertado que a Intermed será aquela que financiará a maior parte dos custos de desenvolvimento do projeto. O desenvolvimento do mesmo correrá, entretanto, em

conveniência com as necessidades da Escola Politécnica da USP, representada neste trabalho pelo orientador, o Prof. Raul G. Lima.

2.4 Sobre a participação de médicos do HC-USP

Através da Intermed, os alunos puderam entrar em contato com médicos do hospital das clínicas, professores da faculdade de medicina da USP. Com isso, além de uma empresa que patrocinaria o projeto teríamos também a experiência de dois doutores de destaque na pneumologia: o Dr. Carlos Carvalho e o Dr. Guilherme Schettino.

A participação dos dois médicos no trabalho foi de fundamental importância na definição do escopo do problema, na busca de informações pertinentes à mecânica respiratória e na avaliação dos critérios para melhor definição do problema. Além disso, serão os avaliadores da qualidade do produto construído, uma vez que este esteja pronto.

Fato digno de nota é que, durante conversas iniciais, ambos os médicos ficaram bem interessados com a possibilidade de existir um produto nacional que simule as condições pulmonares humanas, inclusive as de esforço inspiratório, com um custo mais reduzido que os similares importados.

3. REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Mecânica Pulmonar

Pretende-se, nesse item, abordar as características fisiológicas do sistema respiratório. Serão abordadas as características mais importantes do funcionamento mecânico dos pulmões. Não serão abordados conceitos relativos à troca gasosa no interior dos mesmos, pois ela não se constitui objetivo do projeto.

O estudo foi necessário para que se entendesse os conceitos mais importantes, e para que a modelagem pudesse ser conduzida de maneira mais adequada. Além disso, foram importantes também para que as reuniões estabelecidas com os potenciais clientes e fabricante fossem mais produtivas.

Conforme dito em item anterior, uma extensa revisão do histórico dos modelos de pulmão já utilizados em pesquisas ao longo dos anos pode ser encontrada em FU (2000). O presente estudo não tem por objetivo apresentar um histórico dos modelos utilizados. Tem, sim, o objetivo de apresentar os parâmetros mecânicos mais importantes que possam suportar o desenvolvimento do projeto em questão.

3.1.1 Volumes e capacidades pulmonares

De acordo com GUYTON&HALL (1996) podemos definir as capacidades e volumes pulmonares para um homem jovem médio com o auxílio da figura 1 abaixo:

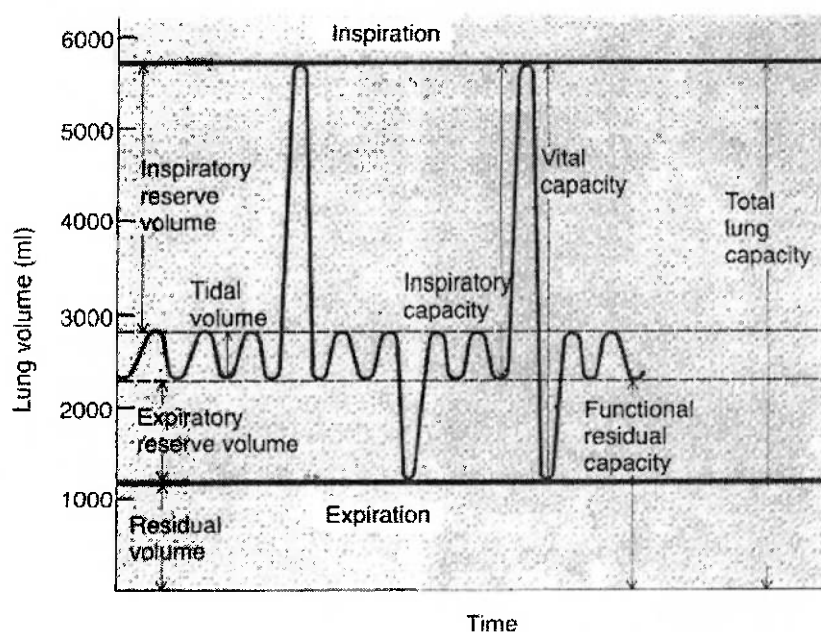


Figura 1 – Capacidades e Volumes Pulmonares

Nessa figura, os seguintes conceitos são vistos:

1. *Volume Corrente (Tidal Volume)*: é o volume da ar inspirado e expirado em cada ciclo ventilatório normal. Corresponde a cerca de 500ml de ar.
2. *Volume de Reserva Inspiratória (Inspiratory Reserve Volume)*: volume que ainda pode ser inspirado ao final de uma inspiração corrente normal. Vale cerca de 3000ml.
3. *Volume de Reserva Expiratória (Expiratory Reserve Volume)*: volume que, por meio de uma expiração forçada, ainda pode ser exalado ao final de uma expiração de volume corrente normal. Vale cerca de 1100ml.
4. *Volume Residual (Residual Volume)*: volume que permanece no pulmão, mesmo ao fim da mais vigorosa das expirações. Esse volume é, em média, de 1200ml.
5. *Capacidade Inspiratória (Inspiratory Capacity)*: é a soma do volume corrente com o volume de reserva inspiratória. É a quantidade de ar (cerca de 3500ml) que uma pessoa pode inspirar partindo do nível expiratório basal e enchendo ao máximo os pulmões.
6. *Capacidade Residual Funcional (Functional Residual Capacity)*: é a soma do volume de reserva expiratória com o volume residual. É a quantidade de ar que fica nos pulmões após uma expiração normal (cerca de 2300ml).

7.Capacidade Vital (Vital Capacity): é a soma do volume de reserva inspiratória, volume corrente e volume de reserva expiratória. É a maior quantidade de ar que uma pessoa pode expelir dos pulmões após tê-los enchido ao máximo e, em seguida, expirado completamente (cerca de 4600ml).

8.Capacidade Pulmonar Total (Total lung Capacity): É o maior volume que os pulmões podem alcançar ao final do maior esforço inspiratório. Vale cerca de 5800ml e é a soma da capacidade vital com o volume residual.

Ainda de acordo com PETERS (1969), os volumes e capacidades descritos acima tem os seguintes valores médios (em adultos normais):

Tabela 1 – Volumes e capacidades pulmonares médios (valores expressos em ml)

<i>Volumes/Capacidades</i>	<i>Mulher 20-30 anos</i>	<i>Homem 20-30 anos</i>	<i>Homem 50-60 anos</i>
Capacidade Pulmonar Total	4200	6000	6000
Volume de reserva inspiratório	1950	3000	2000
Volume Corrente	450	600	600
Capacidade Residual Funcional	1800	2400	3400
Volume de Reserva Expiratório	800	1200	1000
Volume Residual	1000	1200	2400
Capacidade Vital	3200	4800	3600

3.1.2 Complacência Pulmonar

De acordo com BONASSA[4] e GUYTON & HALL (1996), o aumento do volume pulmonar durante a inspiração ocasiona uma expansão dos pulmões e da caixa torácica, distendendo as estruturas elásticas do sistema respiratório. Como numa mola, essas estruturas oferecerão resistência contrária e proporcional ao aumento de volume do pulmão que, distribuído ao longo de sua superfície, gera uma pressão intrapulmonar positiva.

A complacência pulmonar é definida, então, como a relação entre a variação de volume dos pulmões e a variação de pressão intrapulmonar. A figura abaixo, tirada de BONASSA[4], ilustra bem o significado da complacência:

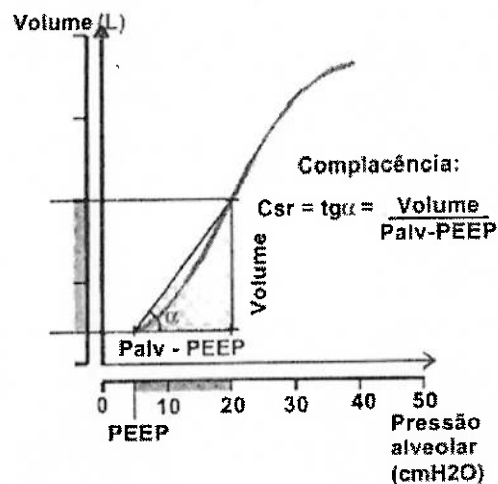


Figura 2 – Complacência Pulmonar

Na figura acima, PEEP representa pressão positiva ao final da expiração e P_{alv} representa a pressão alveolar.

Pode-se notar que a complacência não é exatamente uma reta. Entretanto, em uma larga faixa da curva de respiração, pode-se considerar a complacência como constante para um indivíduo normal. No caso do esforço inspiratório (paciente desligado do ventilador) a curva volume X pressão de inspiração e de expiração são diferentes (vide GUYTON&HALL, pág.479), podendo apresentar, entretanto, o mesmo valor para a complacência pulmonar.

Quando o paciente está conectado a um ventilador mecânico, têm-se a chamada Complacência do Sistema. Isto é, a complacência do ventilador vem a se somar com a complacência do paciente.

3.1.3 Resistência das Vias Aéreas

De acordo com BONASSA[4], a resistência das vias aéreas pode ser modelada como sendo a resistência ao fluxo de ar no interior de um tubo.

Para existir um fluxo de ar através de um tubo, é necessário que haja uma diferença de pressão entre dois pontos do tubo. Com o fluxo, o atrito do ar com as paredes do tubo faz com que a pressão do mesmo diminua na direção ao ponto de menor pressão. A resistência da via aérea é a relação entre a diferença de pressão e o

fluxo medidos entre dois pontos. A figura abaixo auxilia na definição do conceito de resistência utilizado:

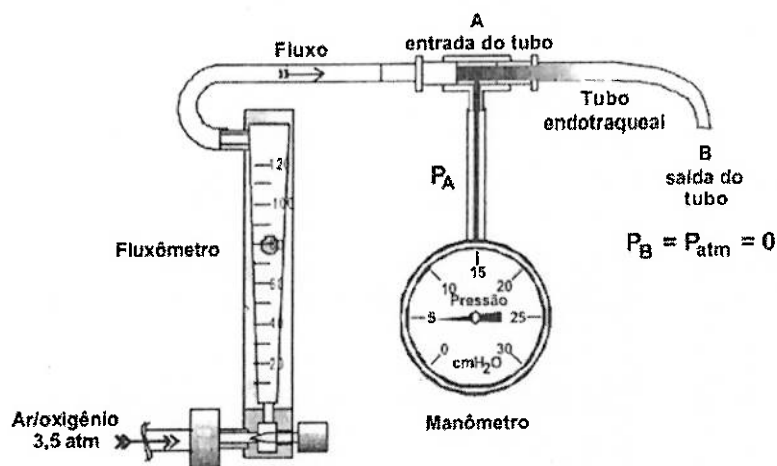


Figura 3 – Resistência das vias aéreas

No ponto B, a pressão é a atmosférica. No ponto A, é a pressão medida pelo manômetro. A resistência da via aérea (o tubo) entre os pontos A e B pode ser calculada pela expressão:

$$R_{VA} = \frac{(P_A - P_B)}{\text{Fluxo}} \quad (\text{eq. 3.1})$$

Observa-se que quanto maior o fluxo, maior é o valor da resistência. Logo, não é um valor constante. A unidade padrão para a resistência é o $\text{cmH}_2\text{O}/\text{L/s}$.

3.1.4 Modelo do Sistema Pulmonar

De acordo com BONASSA[4], o sistema respiratório pode ser modelado como sendo análogo a um sistema RC. Através de uma analogia elétrica, pode-se encontrar a equação que rege a movimentação de ar nos pulmões:

Tabela 2 – Analogia Circuito Elétrico – Sistema Respiratório

Circuito Elétrico	Sistema Respiratório
V (tensão)	ΔP (diferença de pressão)
R (resistência)	R_{va} (resistência nas vias)
C (capacitância)	C_{sr} (complacência)
q (carga)	V (volume)

$$\text{Temos que: } R_{VA} = \frac{(P_{VA} - P_{alv})}{Q} \Rightarrow P_{VA} - P_{alv} = R_{VA} \cdot Q \quad (\text{eq. 3.2})$$

$$\text{Além disso: } C_{SR} = \frac{V}{P_{alv} - PEEP} \Rightarrow P_{alv} = \frac{V}{C_{SR}} + PEEP \quad (\text{eq. 3.3})$$

Substituindo-se (3.3) em (3.2) temos:

$$P_{VA} = R_{VA} \cdot Q + \frac{V}{C_{SR}} + PEEP \quad (\text{eq. 3.4})$$

que é a equação do movimento do ar pelo sistema respiratório de acordo com BONASSA[4]. Nessa equação, P_{VA} é a pressão medida na entrada do tubo endotraqueal e Q é o fluxo de ar.

Esse sistema é de 1ª ordem, e ainda não conta com considerações importantes vindas da revisão da literatura, item seguinte.

3.1.5 Revisão dos Modelos Matemáticos Propostos

A identificação dos parâmetros mecânicos do sistema respiratório sempre foi alvo de estudos, uma vez que a correta identificação dos mesmos possibilitaria simulações mais precisas. O item anterior foi decorrência dessa análise feita sobre os modelos existentes na literatura, e compreender um modelo adequado para o início do desenvolvimento do projeto.

Em Pino & Giannella Neto[6] pode ser encontrado um estudo sobre a utilização dos métodos dos mínimos quadrados para identificação dos parâmetros. Através do estudo, ficou comprovado que a identificação da complacência e da PEEP pode ser feita de maneira satisfatória. Entretanto, as medidas de resistência ficam

bem imprecisas. Nesse estudo, foram utilizados três modelos de pulmão diferentes: um mecânico e dois elétricos (com analogia a um circuito elétrico).

AMARAL e ARAÚJO[7] mostraram como o computador pode ser usado para simulação do sistema respiratório com sucesso. Nesse estudo, é detalhada a utilização de um software para simulação do comportamento da interação paciente-ventilador. É um estudo baseado exclusivamente na utilização de modelos virtuais de sistema respiratório. Nesse estudo não são descritos os modelos matemáticos utilizados para o desenvolvimento do software.

NAZARI e cols.[9] publicaram estudo sobre um novo modo de ventilação diferencial de pacientes acometidos de patologia em um dos pulmões. Devido ao aumento da resistência e diminuição da complacência de pulmões doentes, uma maior quantidade de ar é direcionada para o pulmão sadio. Isso pode ter consequências sérias, como o barotrauma (lesão pulmonar decorrente de pressão interna exagerada). Nesse estudo é demonstrado uma nova técnica de ventilação diferencial dos pulmões: uma sonda dupla (em Y) é inserida pelo tubo endotraqueal e uma ponta vai para cada brônquio principal. Quando um pulmão já está com uma pressão considerada adequada, um balão presente na ponta de cada sonda se infla, impedindo que aquele pulmão receba mais ar e direcionando o fluxo para o outro pulmão, que ainda não foi ventilado adequadamente. Para os testes desse modo de ventilação, foi utilizado um simulador de pulmão, apesar de não ter sido citado no estudo o modelo de simulador empregado.

Um modelo análogo ao proposto por BONASSA[4], é o proposto por FISHMAN (1986). Nele, a única diferença em relação ao de BONASSA é a consideração da inertância do ar. A inertância é como uma resistência à entrada de ar nos pulmões proporcional à aceleração do fluxo. Seria o equivalente à massa em um sistema físico massa-mola-amortecedor. A influência desse parâmetro no sistema foi considerada pequena (em reuniões com os médicos do HC e com a Intermed), e por isso não será utilizada numa primeira aproximação para o sistema de controle.

Além disso, um outro modelo que faz uso de analogia elétrica é o proposto em MICHAELSON(1975). Nele, todo o sistema respiratório é modelado através de resistência, capacitância e indutância elétricas. O modelo leva em consideração diversas particularidades do sistema, como resistência das vias aéreas, inertância,

complacência das vias aéreas e da cavidade bucal. Além disso, torna-se possível adicionar-se outros compartimentos ao modelo (que contempla apenas 2), sendo necessário fazer-se uma analogia entre os valores das grandezas elétricas envolvidas em cada compartimento com os de um pulmão real.

VENEGAS et al (1998) apresentaram um estudo compreensivo sobre a equação da curva pressão-volume pulmonar. Nele, foram avaliadas diversas aproximações para a curva real através de testes realizados em cachorros. Além disso, também foi apresentada uma equação interessante para a relação pressão-volume em seres humanos que pode eventualmente ser aplicada no trabalho aqui proposto.

Um estudo muito interessante sobre os rumos que a simulação toma na medicina moderna pode ser encontrado em KAYE (1997). É uma tese no campo das Ciências da Computação, e descreve o desenvolvimento de um ambiente virtual 3D para a modelagem das interações cardiopulmonares. Nesse estudo, um interessante modelo pulmonar é descrito.

KAYE parte de um modelo com um único grau de liberdade. Nele, as mudanças de volume da cavidade torácica correspondem às mudanças de volume do pulmão (unicompartimental). O líquido intrapleural é tido como incompressível. Após isso, KAYE introduz diversas complicações no modelo: a introdução de dois pulmões, possibilidade de ocorrência de pneumotórax (rompimento da pleura com subsequente entrada de ar na cavidade intrapleural), diafragma (único), caixa torácica e mediastino (espaço da caixa torácica com exceção dos pulmões e pleuras) leva o modelo a um sistema de seis graus de liberdade. Por fim, com a inclusão de mais alguns complicadores como a divisão da cavidade torácica e do diafragma em duas metades, KAYE chega a um modelo com 11 (onze) graus de liberdade. Não foi encontrada evidência da utilização do modelo de KAYE em algum simulador existente.

Além do modelo, KAYE faz considerações sobre os simuladores existentes no mercado. Uma delas é a de que simuladores utilizados hoje em dia são sistemas muito simples, que não conseguem reproduzir comportamentos vindos do diafragma, caixa torácica e abdômen separados. Eles representam os esforços vindos

dessas três fontes através de um único esforço, ou seja, representam o complexo sistema respiratório como um sistema de um único grau de liberdade.

É questionável o argumento utilizado em KAYE, segundo o qual os modelos físicos empregados hoje em dia não são adequados para a representação adequada do sistema respiratório, por se tratarem de modelos com poucos compartimentos (no máximo dois). Caso um modelo matemático (como o proposto por KAYE) possa ser incorporado ao algoritmo de um controlador de um simulador pulmonar físico unicompartimental (ou bi-compartimental) a resposta física do sistema poderá incorporar todas as complicações sugeridas por ele no desenvolvimento de seu modelo matemático.

Para tanto, basta verificar a controlabilidade e observabilidade de um sistema de 'n' compartimentos quando visto e controlado por apenas um (ou mais) deles. Com isso, é possível calcular qual o número mínimo de compartimentos para que o sistema físico mais simples se comporte como um pulmão com 'n' compartimentos (contando com o algoritmo de controle mais sofisticado, representando 'n' compartimentos, incorporado no controlador).

Apenas como ilustração, existe um estudo da modelagem da dinâmica pulmonar com 300 milhões de alvéolos presente em BEVILACQUA(2000). Através desse interessante modelo pode-se perceber que a questão levantada (dinâmica pulmonar com 'n' compartimentos) é tema de estudo entre pesquisadores.

3.1.6 Resumo do Estudo

A revisão da literatura mostrou a diversidade dos modelos de sistema respiratório empregados hoje em dia. Foi possível verificar que, dependendo da aplicação, modelos mais complexos ou mais simples são desenvolvidos. Quando se trata de um simulador físico, modelos mais simples resultam em custos de produção menores. Entretanto, no mundo da simulação computacional, modelos mais complexos podem ser desenvolvidos e mantidos mais facilmente. Claro que o desenvolvimento desses modelos passa por estudo detalhado, por vezes extremamente complexo, das características pulmonares.

Não faz parte do presente estudo a modelagem de um pulmão com 'n' compartimentos para utilização como algoritmo de controle do sistema. Como isso é

o escopo de um outro trabalho de formatura proposto por colegas também da engenharia mecatrônica da Poli, o desenvolvimento do presente sistema contará com algoritmos mais simples. Após a conclusão de ambos os trabalhos, será analisada a possibilidade de utilização de algoritmos de controle mais avançado no simulador, baseados no trabalho concluído pelos colegas. Dessa forma, há a possibilidade da incorporação do conceito de versões no presente estudo, muito útil quando analisado sob a ótica da espiral de projeto.

4. LEVANTAMENTO DAS NECESSIDADES

4.1 Introdução

Este item tem por objetivo a descrição do estudo feito de todos os parâmetros envolvidos no problema de forma a se ter uma melhor definição das necessidades que o projeto deve atender.

O estudo se iniciou com visitas aos potenciais clientes do produto, os médicos do HC-USP colaboradores do projeto. Logo após, o grupo passou à pesquisa de 'benchmarking', investigando as características de todos os produtos concorrentes atualmente no mercado. Por fim, com todas essas informações colhidas, reuniões com a Intermed, potencial fabricante, foram feitas para se focar o problema em um nicho de mercado específico e definir as características principais que o simulador terá.

4.2 Entrevistas com Clientes

Este item tem por objetivo a descrição das necessidades levantadas junto aos médicos do Hospital das Clínicas da USP (HC) para o desenvolvimento do simulador de pulmão. É uma descrição sucinta das informações obtidas através das reuniões mantidas com o Dr. Carlos Carvalho e Dr. Guilherme Schettino do referido hospital. Através dele, todas as informações referentes à forma, material e funcionamento desejáveis para o produto serão descritos.

Deve-se ter em mente que esse item traduz necessidades sentidas pelos médicos. Estas, após discussão com a equipe de projeto, poderão ou não se traduzir em premissas para o simulador. Portanto, uma necessidade declarada não é obrigatoriamente um item a mais no projeto (necessidades declaradas são normalmente relacionadas às características implícitas nessas necessidades, e podem ser satisfeitas de diferentes formas).

4.2.1 Da Utilização

O simulador será utilizado principalmente para verificação de técnicas respiratórias, avaliação de respiradores e ensino de novos médicos. Esses são os principais usos dos simuladores existentes atualmente no HC, possibilitando aos

médicos pesquisar melhores formas de se ventilar um paciente com determinadas características de mecânica pulmonar.

A utilização pedagógica é de interesse para o ensino do manuseio de ventiladores mecânicos à profissionais de saúde (não apenas médicos). Para esse fim, o produto deve ser capaz de simular um paciente normal, com esforço inspiratório, bem como simular um paciente acometido de patologias diversas. Dessa forma, médicos poderão entrar em contato com situações críticas em um simulador antes de em um paciente.

4.2.2 Das características internas e de funcionamento

O simulador deve permitir a simulação de uma alteração das características mecânicas de partes de um pulmão. Com isso, poderá ser simulado uma patologia ocorrendo em uma região definida de um pulmão, podendo esta progredir e acometer mais regiões. Dessa forma, a característica mecânica do pulmão irá progressivamente mudando, como observado em um paciente real.

O simulador deve possuir esforço inspiratório mais próximo ao apresentado em pacientes reais. Através das reuniões, ficou patente uma decepção com os modelos de esforço inspiratório utilizados nos simuladores hoje em dia. A importância de um modelo mais real de esforço inspiratório é grande: através dele, é possível avaliar com mais precisão a interação paciente-ventilador em um determinado ensaio.

Também foi julgado importante que o simulador aceite como dado de entrada qual a curva de esforço inspiratório desejada. Dessa maneira, é possível gravar curvas de esforço de pacientes reais e programá-las no simulador. Com isso, a avaliação da melhor técnica ventilatória pode ser feita no simulador primeiro, para então ser utilizada no paciente.

Além do esforço inspiratório, o simulador deve possuir também um esforço expiratório. Assim, será possível simular certas particularidades da interação paciente-ventilador, além de ser possível simular tosse ou espirro do paciente.

O simulador deve permitir que a resistência das vias aéreas na inspiração seja diferente da resistência na expiração. Com isso, interessantes aspectos da interação paciente-ventilador poderão ser simulados.

Também foi considerado interessante que o simulador apresentasse, de tempos em tempos, demanda por uma grande quantidade de ar (através do esforço inspiratório). Com isso, poderia ser simulada uma inspiração profunda de um paciente. Foi comentado que seria interessante a ocorrência do fenômeno da histerese durante a respiração (curva pressão X volume diferentes na inspiração e expiração).

Por fim, o simulador deve possuir uma Capacidade Residual Funcional ao final da expiração compatível com o observado em seres humanos. Foi comentada a possibilidade da simulação de uma redução da capacidade residual funcional.

4.2.3 Do Material

Não foi demonstrada necessidade de que o produto fosse construído de um material específico. Entretanto, foi notada a necessidade de que o produto fosse leve, de forma a poder ser transportado mais facilmente.

4.2.4 Das garantias e manutenção

Foi constatado que os simuladores em uso hoje em dia pelos médicos do HC são robustos, nunca tendo sido alvo de reparos por danificação de algum componente. Os simuladores possuem garantia contra defeitos de fábrica durante um tempo pré-determinado. Além disso, possuem um plano de manutenção que sugere aos donos de equipamentos que submetam os mesmos ao fabricante em períodos regulares. Dessa forma, qualquer manutenção necessária pode ser feita e a calibração dos simuladores também pode ser checada.

Foi notado que o simulador a ser desenvolvido também não deve apresentar problemas mecânicos quanto ao funcionamento de suas partes. Foi notada também, a necessidade de haver uma rotina de calibração dos simuladores e um plano de manutenção conforme praticado por produtos concorrentes.

4.3 Pesquisa de 'Benchmarking'

Nesse item serão descritos os resultados obtidos com a pesquisa de mercado de simuladores já existentes. A pesquisa em questão não cobriu todos os simuladores existentes, mas apenas aqueles considerados de qualidade pelos médicos entrevistados e/ou com características interessantes de operação e funcionamento.

Cada simulador encontrado foi analisado quanto às características físicas, modos de operação, modos de simulação, tamanho e preço.

4.3.1 Simuladores Analisados

Há basicamente três fabricantes de simuladores pulmonares que possuem uma certa tradição no desenvolvimento destes aparelhos e portanto possuem destaque em âmbito mundial. Estas empresas são: “Ingmar Medical Lung Simulators and Breathing Simulators”, que está focada exatamente no desenvolvimento de simuladores respiratórios; “Michigan Instruments”, que produz não só simuladores como outros equipamentos para treinamento médico; e “Hans Rudolph”, que é especializada em máscaras para respiração não invasiva e conexões tubulares bio-médicas.

Após uma extensa pesquisa realizada através da internet e depois de alguns contatos com os fabricantes, chegou-se a cinco modelos de simuladores considerados os concorrentes mais fortes no mercado (quer seja pela confiabilidade dos resultados ou pelas funções implementadas).

Os simuladores foram analisados nas características indicadas pelos médicos do HC como importantes para um bom simulador (características essas implícitas anteriormente, em item que descreve as necessidades declaradas de potenciais clientes).

A seguir serão apresentados de forma resumida os simuladores supracitados, com suas particularidades mais marcantes. Por fim, uma tabela mostrará um resumo dos dados coletados.

4.3.2 Hans Rudolph Series 1101 Breathing Simulator

Este simulador modela um pulmão através de um fole, que pode se distender e comprimir com facilidade. Como em todos os casos, alguns parâmetros como resistência das vias aéreas, complacência e taxa de respiração são ajustáveis. O simulador é revestido por um gabinete, ao qual um monitor está acoplado. Este monitor, por sua vez, tem por finalidade mostrar quatro gráficos dos parâmetros importantes.

São possíveis de se simular tanto a respiração passiva, quanto e ativa. Esta característica é muito importante para que se possa testar todos os modos de respiração dos ventiladores. Uma outra característica interessante é o fato de a curva que representa o esforço inspiratório ser ajustável.

Para finalizar, o simulador possui compatibilidade com PCs e permite o armazenamento dos dados amostrados.

4.3.3 Ingmar Medical Adult/Pediatric Lung Model +PMG 3000

Este simulador funciona com o mesmo princípio do anterior, ou seja, através de foles. No entanto, a grande vantagem deste modelo em relação ao anterior se deve ao sistema de duplo fole. Logo, a versatilidade desse modelo é bem maior quando comparada com o anterior, pois é possível simular ambos os pulmões operando em paralelo, ou ainda um paciente acometido de uma lesão em um dos pulmões.

A respiração ativa só é possível com um módulo a parte, que aciona os “pulmões” através de motores elétricos.

Uma outra vantagem sobre o anterior é que os foles deste estão a vista, o que permite que o usuário entenda como o simulador realmente funciona.

4.3.4 Michigan Instruments Model 3600i Single Lung

Este aparenta ser o menos adequado dentre os modelos analisados. Ele possui apenas um compartimento (um fole), e não suporta a respiração ativa, ou seja, uma respiração espontânea. A grande vantagem competitiva deste modelo é o preço comparativamente reduzido.

Fator interessante é a Michigan Instruments fazer o ‘retrofit’ (automatização) de equipamentos antigos de clientes. Apesar de não possuir uma respiração espontânea o sistema automatizado pode pelo menos ser sensoriado através de um computador.

4.3.5 Michigan Instruments Model 5601i Single Lung

Este modelo, assim como o “Ingmar Medical Adult/Pediatric Lung Model +PMG 3000”, pode simular o pulmão de um adulto ou de uma criança. Este também é um sistema de fole duplo e também suporta a respiração ativa.

O ponto fraco deste simulador é devido à variação de certos parâmetros, como a complacência (mola helicoidal) que tem de ser ajustada manualmente, impedindo a variação em tempo real.

4.3.6 Ingmar Medical Active Servo Lung ASL 5000

Este modelo se mostrou realmente como o melhor produto para se tomar como benchmarking, sendo o mais completo de todos. Em decorrência disto as pesquisas aprofundaram-se mais neste item. A seguir será apresentada uma lista com as características interessantes deste produto:

Aplicação

- Utilizado para adultos, crianças e neonatais
- Simula tosse, apnéia, expiração forçada
- O aparelho pode ser usado para teste de ventiladores segundo as seguintes normas: ISO 5369, EM 794, ASTM F1100 e EM/ISSO 17510
- Não pode ser conectado a um paciente

Software

- Banco de dados de sons
- Pacote de software completamente desenvolvido em LabVIEW
- Software possui uma interface gráfica e permite a alteração de diversos parâmetros
- Capacidade de expansão do software
- Software distribuído em 2 versões: Versão já compilada; e versão não compilada dos módulos, permitindo maior flexibilidade e possibilidade de integração com outros aplicativos

- Software fornecido em CD-ROM
- Outras fontes de dados podem ser utilizadas
- Dados armazenados no formato ASCII
- Requisitos mínimos de computador: 32 MB-RAM, Windows 95 ou NT 4, 133 MHz, 1 porta serial livre (COM 1), monitor VGA, 16 MB HDD + 2MB por minuto de simulação.
- Mudança de parâmetros em tempo real e programada
- Apenas um cabo é requerido para a conexão ao computador
- Gráficos que podem ser gerados:
 - Vazão vias aéreas X t
 - Pressão vias aéreas X t
 - Vazão pulmão X t
 - Volume do pulmão X t
 - Pressão pulmão X t
 - Pressão X Volume – Loops
 - Vazão X Volume – Loops
- O software é dividido em 3 módulos principais:
 - ASL 5000 Simulation Edition - modo intuitivo de manipulação dos parâmetros;
 - ASL 5000 Runtime Module - 3 campos de plotagem com 9 curvas no total (3 curvas em cada campo de plotagem);
 - ASL 5000 Analysis Package - permite a análise detalhada dos dados aquisitados. Mais de 50 parâmetros podem ser calculados para cada respiração, como p.ex. trabalho realizado.

Transmissão de dados

- Taxa de amostragem máximo de 500 Hz
- Transmissão através da porta serial COM à taxa de 57600 baud
- O protocolo de transmissão (RS 232) é automaticamente reconhecido pelo equipamento
- Loop de controle do servo-sistema: 2 kHz

- O módulo “External Input Provider” (EIP) possibilita a entrada de dados de outros sistemas, como por exemplo sinais de feedback

Características funcionais

- Pode-se realizar mudanças de estados em tempo real
- O sistema, interativo, ilustrativo e intuitivo, é adequado para o treinamento de profissionais
- Medição do volume feita com precisão devido ao movimento do pistão através de um fuso
- Resistências lineares ou parabólicas e complacência não lineares (sigmóide)
- Resposta do simulador rápida e suave devido à taxa de atualização de 2 kHz do servo-sistema digital. O acionamento é realizado por um motor brushless de alta tecnologia
- O movimento do pistão (pulmão) é controlado digitalmente e não utiliza molas, nem orifícios. A figura a seguir mostra o fluxo de dados do simulador:

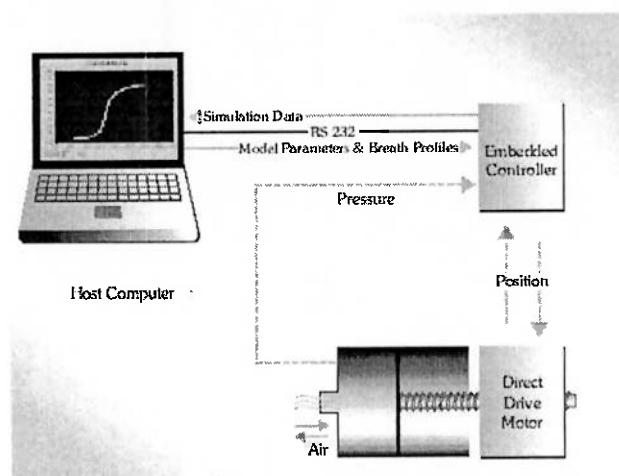


Figura 4 – Comunicação do simulador com o controlador e o computador

- Capaz de gerar respiração espontânea devido ao acionamento do motor
- Modos de Operação:
 - Passivo
 - Espontâneo
 - Curva de fluxo (modo de bomba de fluxo)

- Simulações de longo período podem ser monitoradas pela consistência ao invés de se gravar alto número de dados
- Equipamentos auxiliares:
 - “Fast Oxygen Module” – Análise de concentração de oxigênio de ventiladores.
 - “Auxiliary Gas Exchange Cylinder” – acessório que trabalha com um saco, destinado a simulações com chemicálias agressivas.
 - “Simulator Bypass and Leak Valve Module” – acessório externo com bolsa para desvio de fluxo do simulador ou para modelagem de vazamentos.
 - “Cylinder Temperature Controller Module” – Controla a temperatura do cilindro do simulador visando tornar a mesma o mais realista possível.
 - “Carrying Case” – mala com espuma e rodinhas para transporte.
- Pode-se escolher entre modelos de: compartimento simples, compartimento duplo, múltiplos compartimentos, modelo de pistão, ou modelo de fluxo livre.
- Pode-se gerar perfis de respiração tão baixos que nem chegam a disparar o ventilador (ventiladores testados: Siemens 900 C e Draeger Baby log)

Serviços

- A Ingmar Med oferece serviço de personalização e modificação de seus produtos a pedido de clientes
- Ingmar possui suporte técnico personalizado é rápido

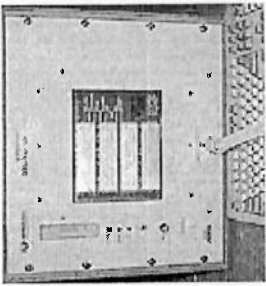
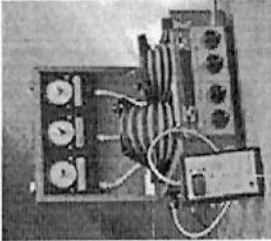
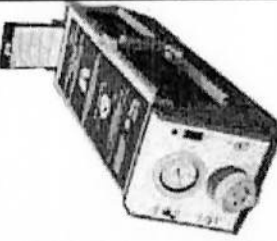
4.3.7 Resumo das características

Como citado anteriormente, a tabela seguinte (Tabela 3) resume os parâmetros mais importantes de cada um dos modelos. Não foi possível encontrar alguns dos valores para preencher a tabela por completo. Entretanto, os dados disponíveis são suficientes para uma boa análise de ‘benchmarking’.

Tabela 3 – Estudo de ‘Benchmarking’

Parâmetro	Unidade	Ingmar Medical Active Servo Lung ASL 5000	Hans Rudolph Series 1101 Breathing Simulator	Ingmar Medical Adult/Pediatric Lung Model +PMG 3000	Michigan Instruments Model 3600i Single Lung	Michigan Instruments Model 5601i Single Lung
Tamanho	mm ³	219x425x315	520x430x420	318x230x155	635x254x330	508x648x216
Peso	Kg	10	29,9	8	11,3	15
Conexão	mm		22 e 15			
Resistência	cmH ₂ O/L/s	3 a 500 (linear e parabólico)	3 a 200	15, 25 ou 50	5, 20 ou 50	
Complacência	mL/cmH ₂ O	0,5 a 1000	3 a 99	15 a 80	10 a 100	10 a 150
Breath rate	bpm	0 a 150 (infantil Vt)	1 a 99		2 a 200	2 a 200
Esforço do paciente	cmH ₂ O		0 a -44			
Pressão vias aéreas	cmH ₂ O			-20 a 120		-20 a 120
Vol. Máx.	L	3,1	2,3	2x1,0		
Máx. fluxo	L/min	180	200	180		10 a 200
Tidal Volume	cm ³	2 a 2700 FRC setting adjustable		100 a 3000	100 a 2000	100 a 2000
Vazamento	L/min	4, 9, 15 a 20cmH ₂ O com o módulo SBLVM				
Padrão de respiração		Banco de Dados ou customizado				

Tabela 3 – Estudo de ‘Benchmarking’ (continuação)

Parâmetro	Unidade	Ingmar Medical Active Servo Lung ASL 5000	Hans Rudolph Series 1101 Breathing Simulator	Ingmar Medical Adult/Pediatric Lung Model +PMG 3000	Michigan Instruments Model 3600i Single Lung	Michigan Instruments Model 5601i Single Lung
Erro de pressão		1%				
Resolução do volume	cm ³	1				
Temperatura do gás	°C	20 a 45 ± 0,5				
Interface		RS 232 a 57600			DB9f	DB9f
Taxa de amostragem	Hz	500	200	100		
Tensão de alimentação	Volts AC	100...240				
Foto						
Preço estimado			US\$ 17.000,00		US\$ 12.500,00	US\$ 16.500,00

4.4 Entrevistas com Potencial Fabricante

Nesse item serão descritas as principais decisões referentes às reuniões estabelecidas entre o grupo e a empresa Intermed, potencial fabricante do produto a ser desenvolvido. Nessas reuniões foram discutidos, principalmente, os dados coletados até aqui, e foram feitas as decisões relativas às premissas que o produto deve atender.

Ainda que as necessidades levantadas pelos médicos sejam itens importantes que devam ser atendidos, foi dada ênfase à necessidade de se desenvolver o produto em um curto espaço de tempo, além das restrições orçamentárias a que este estaria sujeito. Foram tomadas certas decisões – conforme ilustrado a seguir – que evidenciam essas restrições.

4.4.1 Do número de compartimentos

Inicialmente, o número de compartimentos a serem simulados se mostrou uma decisão difícil. Uma necessidade levantada era a de que o simulador possuísse mais de dois compartimentos, sendo que acima de 8 (oito) seriam ideais.

Percebeu-se aqui dois problemas: inicialmente, a operação de sistemas mecânicos em paralelo foi desencorajada pelos engenheiros (em especial pelo orientador, prof. Raúl), pois poderia trazer problemas sérios quanto ao sincronismo e independência de cada módulo. Além disso, um produto com vários módulos seria caro, o que poderia limitar o alcance do mercado do mesmo.

Além do mais, analisando-se as necessidades reais por trás das declaradas, percebeu-se que o necessário era uma maneira de se estudar o comportamento do sistema respiratório quando parte de um pulmão está acometido de alguma lesão. Ao entrar em contato com alguns modelos matemáticos já desenvolvidos de pulmões com diversos alvéolos, o grupo percebeu que poderia ser possível o desenvolvimento de um sistema de controle que pudesse simular o comportamento desejado com apenas um (ou no máximo dois) compartimentos (incorporando um algoritmo de controle avançado). Além disso, por haver outro grupo (também ligado à Intermed) desenvolvendo justamente um modelo matemático de pulmão, entendeu-se que o melhor seria limitar o número de compartimentos ao mínimo, prevendo a operação

de um sistema de controle que incorporasse, futuramente, um algoritmo mais avançado.

Por fim, em contato com médicos do HC, a empresa conclui que cerca de 95% dos casos estudados seriam bem atendidos por simulador de até dois compartimentos.

Foi decidido que seria desenvolvido um simulador com um compartimento, com a previsão de um sistema de controle que operasse dois em paralelo. A incorporação de algoritmos de controle baseados em modelos matemáticos mais avançados foi colocada como substituto dos diversos compartimentos que o sistema deveria ter.

4.4.2 Das versões

Ficou decidido que o produto não seria desenvolvido por completo antes de ser lançado no mercado. Pelo fato da complexidade inerente ao projeto do simulador, foi previsto o desenvolvimento de diversas versões do produto, sendo lançadas conforme as novidades incorporadas o justificasse.

A versão inicial do produto seria um simulador com esforço inspiratório, expiratório e complacência comandados por atuadores. A resistência seria ainda comandada manualmente. Em seguida, a resistência seria automatizada. Após isso, versões subseqüentes se dariam por incrementos no software, englobando desde um banco de dados de patologias até a mudança dos algoritmos de controle (incorporando o de modelos matemáticos mais avançados).

No cronograma revisto pelo grupo, ficou definido que até o final do ano a primeira versão já deveria estar completa. Nesse momento ficou, então, definido qual o escopo do trabalho de formatura em questão (sintetizado no item “Definição do Problema” a seguir).

4.4.3 Da estrutura base para o projeto

O Intermed já possui um simulador pulmonar mecânico no mercado. É um modelo baseado em um fole, com complacência ajustada por meio de diferentes molas e resistência ajustada através de um registro mecânico.

De maneira a facilitar o desenvolvimento da estrutura do simulador, foi sugerido através das reuniões que o simulador mecânico desenvolvido pela Intermed

fosse utilizado como base para a estrutura automatizada que seria construída. Dessa forma, os esforços seriam concentrados já na automação, ao invés do desenvolvimento da parte mecânica desde o início. Uma descrição mais detalhada do simulador utilizado como base para o desenvolvimento pode ser encontrado na seção 8 - “Modelo atual do simulador”.

4.4.4 Do hardware base

Da mesma forma que com a parte mecânica, foi sugerido que o protótipo do produto (primeira fase) fosse construído com o que a Intermed já possuía em termos de hardware eletrônico.

Dessa forma, os sensores de pressão e fluxo e as placas de aquisição já estavam prontas. Pelo fato dessas placas já estarem incorporadas em um produto microcontrolado chamado ‘Tracer’, o mesmo também será utilizado por sugestão da Intermed. O grupo deveria, portanto, programar o microcontrolador do Tracer para realizar as tarefas necessárias. Por “tarefas necessárias” subentende-se toda a matemática necessária para o controle da posição e velocidade do motor de passo e envio desse sinal para o controlador do motor, a ser construído à parte.

Um detalhamento mais profundo do hardware base e de como será implementado o projeto pode ser encontrado na seção 11 “Alternativa escolhida – o projeto”, no sub-item “Projeto eletro-eletrônico”.

5. DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

5.1 Introdução

Nesse item serão descritas em detalhes as premissas que o projeto deve atender. As premissas são a síntese das decisões tomadas na fase de estudo do problema, e traduzem as melhores características que o produto deve contemplar.

Devido ao desenvolvimento de diferentes versões do produto, abaixo estão discriminadas as premissas para o desenvolvimento da primeira versão do produto que, segundo o cronograma, deve ser a que estará pronta e em funcionamento até o final do ano. As versões posteriores do produto, por se tratarem de desenvolvimento além do período de abrangência do trabalho de formatura em questão, não estarão incorporadas no presente relatório.

Para facilitar a visualização e compreensão, as premissas serão organizadas em itens.

5.2 Definições

- Automação do modelo mecânico já fabricado pela Intermed
 - Automação do esforço inspiratório, expiratório.
 - Controle manual da resistência das vias aéreas.
 - Comportamento dentro da faixa de variação da mecânica pulmonar humana (pressões e fluxos).
- Desenvolvimento do controlador do motor
- Interface de comunicação com o Tracer
- Interface de comunicação com o PC (opcional, para teste do motor)
- Apenas controle e comando da mecânica desejada (sem visualização de gráficos na primeira versão).
- Variação em tempo real dos parâmetros ajustados (excluindo-se resistência na primeira versão).
- Previsão de um plano de manutenção e garantia para o produto (meta: garantia de 2 anos excluindo-se peças de desgaste freqüente quando aplicável).
- Produto leve, que possa ser transportado com facilidade.

Dependendo do andamento do projeto, a versão 2 do produto pode começar a ser gerada, sendo esta simplesmente a automação da complacência do sistema por meio do próprio atuador do esforço inspiratório (substituindo-se as molas).

6. UMA BREVE ANÁLISE DO MERCADO CONSUMIDOR

As informações colhidas junto ao departamento de marketing da empresa Intermed e a percepção do grupo levaram a algumas conclusões quanto ao mercado consumidor potencial do produto em questão.

O produto é basicamente um item institucional, tendo sido descartado para efeito do desenvolvimento a aquisição do produto por indivíduos. Dessa forma, os principais consumidores do produto serão hospitais universitários, faculdades de medicina, laboratórios de desenvolvimento de ventiladores e técnicas ventilatórias, hospitais em geral e, eventualmente, clínicas.

O mercado para o produto foi estimado em 50 unidades por ano (nos primeiros anos de comercialização). Não houve cálculo sobre a projeção futura de vendas e nem o mercado de serviços relacionados (como manutenção e upgrades, por exemplo) pois o grupo está ciente que isso deverá ser levado em consideração apenas em etapas posteriores.

Além disso, o produto não pode custar mais do que um ventilador mecânico comercializado pela própria empresa. Logo, estima-se que o preço de venda do produto (simulador mecânico, eletrônica de controle e comunicação com o Tracer e upgrade de um Tracer) gire em torno de US\$ 3.000,00.

O objetivo do grupo é, então, desenvolver um produto cujo teto para o preço de venda já está pré-estabelecido. O produto deve, então, ter seu preço de fabricação limitado ao preço de venda menos o equivalente à margem de lucro da empresa. Entretanto, o trabalho em questão visa o desenvolvimento da primeira versão do produto, ainda não comercializável. Nesse caso, como o projeto ainda não está em vias de fabricação e sim em desenvolvimento, a única preocupação foi em utilizar o mínimo de recursos possíveis (como poderá ser evidenciado em itens a seguir). As decisões que influenciariam gastos futuros (como materiais e processos de fabricação mais caros) foram tomadas com o máximo critério, com a ajuda de pessoal da Intermed bem como a do professor Raul da Poli.

7. METODOLOGIA DE DESENVOLVIMENTO

7.1 Introdução

Nesse item será descrita a metodologia de projeto adotada para o desenvolvimento do mesmo junto com a empresa Intermed, potencial fabricante do produto. Serão ponderadas a importância de uma metodologia adequada para se garantir a qualidade do projeto e, por fim, será descrita a metodologia adotada.

7.2 Importância da metodologia

Como o projeto em questão é relativamente complexo, o grupo tomou todas as precauções possíveis para manter o controle de seu desenvolvimento. Foi imprescindível ter controle sobre:

- As atividades realizadas e por realizar;
- A prioridade e a relação de antecedência e sucessão entre cada uma delas;
- A complexidade das atividades e demanda por recursos;
- A localização e distribuição das atividades no tempo.

O mapeamento preciso destas informações certamente agrega qualidade ao projeto e conseqüentemente ao produto. Com isso em mente, o grupo elaborou um cronograma de atividades que visava regularizar as etapas do desenvolvimento do produto ao longo do ano.

O cronograma proposto inicialmente foi seguido à risca sempre que possível, com pequenas alterações ao longo do desenvolvimento.

Há ainda dois fatores que motivaram o grupo na busca de um nível de qualidade elevado. O primeiro diz respeito ao fato de o trabalho estar sendo desenvolvido com o apoio de uma empresa, a qual possui certificação de qualidade. O segundo fator está relacionado à aplicação do produto final. A área médica e da bio-engenharia possuem padrões de qualidade ainda mais rigorosos do que aqueles encontrados na indústria dos bens de consumo mais comuns, exigindo do grupo uma atenção redobrada.

Portanto, o grupo precisava encontrar um meio de garantir que o produto final desenvolvido pudesse possuir de fato a qualidade que se espera de algo para aplicação no campo da medicina.

Seguindo padrão de projeto adotado na Intermed, potencial fabricante do produto, o grupo optou por realizar o controle das etapas do mesmo através do APQP, melhor explicado abaixo.

7.3 APQP

APQP é a sigla para “Advanced Product Quality Planing” – Planejamento Avançado da Qualidade do Produto (vide “Procedimento de Planejamento avançado da Qualidade do Produto”). Esta metodologia foca o desenvolvimento do projeto desde concepção do produto até sua distribuição e pós-venda, visando sempre a otimização e organização do trabalho. A seguir estão descritas de maneira sucinta as fases que o APQP contempla:

Fase 1 - Planejamento e Definição do Programa

Fase 2 – Projeto e desenvolvimento do produto

Fase 3 – Projeto e desenvolvimento do processo

Fase 4 – Validação do produto e do processo

Fase 5 – Retroalimentação, avaliação e ação corretiva

Para o desenvolvimento do produto final, é claro, diversas considerações devem ser feitas com relação ao processo de fabricação, embalagem, validação, plano de manutenção e garantias.

É importante notar, no entanto, que o escopo do projeto não é tão extenso quanto aquele abrangido pela metodologia do APQP. Além disso, no trabalho de formatura proposto, visando o desenvolvimento da primeira versão do produto, também não serão feitas considerações tão abrangentes quanto o coberto no APQP. Por fim, a manutenção de um plano de APQP gera extensa documentação. Essa será gerenciada pela Intermed, que é a empresa interessada em certificar e dar qualidade comercial ao produto desenvolvido.

8. MODELO ATUAL DO SIMULADOR

8.1 Descrição

Para iniciar o estudo, fez-se uma síntese das características gerais do produto original, aquele já fabricado pela intermed.

Este simulador consiste basicamente de um fole, que representa o compartimento do pulmão, um conjunto de molas, que modelam a complacência, e uma válvula restritiva (resistência) conectada ao bocal de saída do fole. A válvula restritiva, bem como o conjunto de molas, permitem ajustes manuais, podendo-se assim variar respectivamente a resistência e complacência do pulmão. A estrutura é relativamente simples, sendo formada por quatro hastes fixas, que se unem numa articulação (região superior) sustentando também a haste móvel, por sua vez fixa a um dos lados do fole. A figura a seguir ilustra como este sistema é montado.

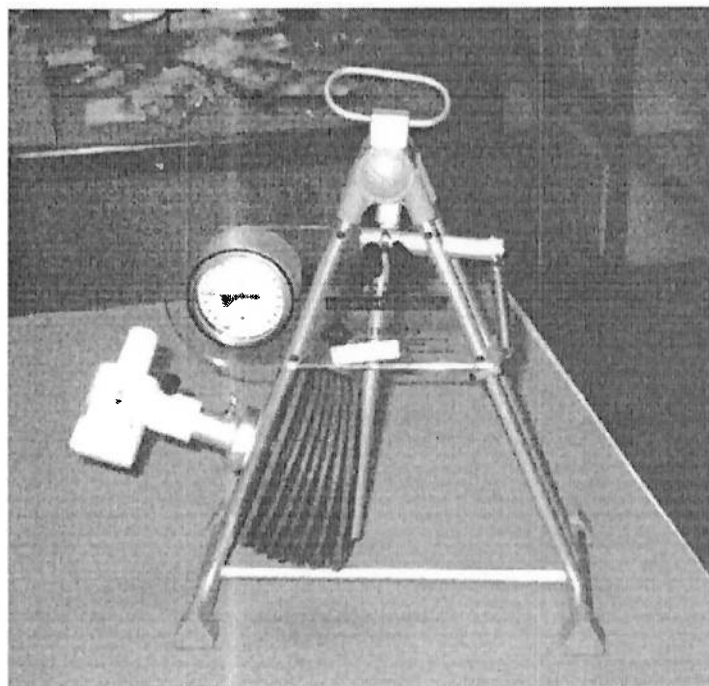
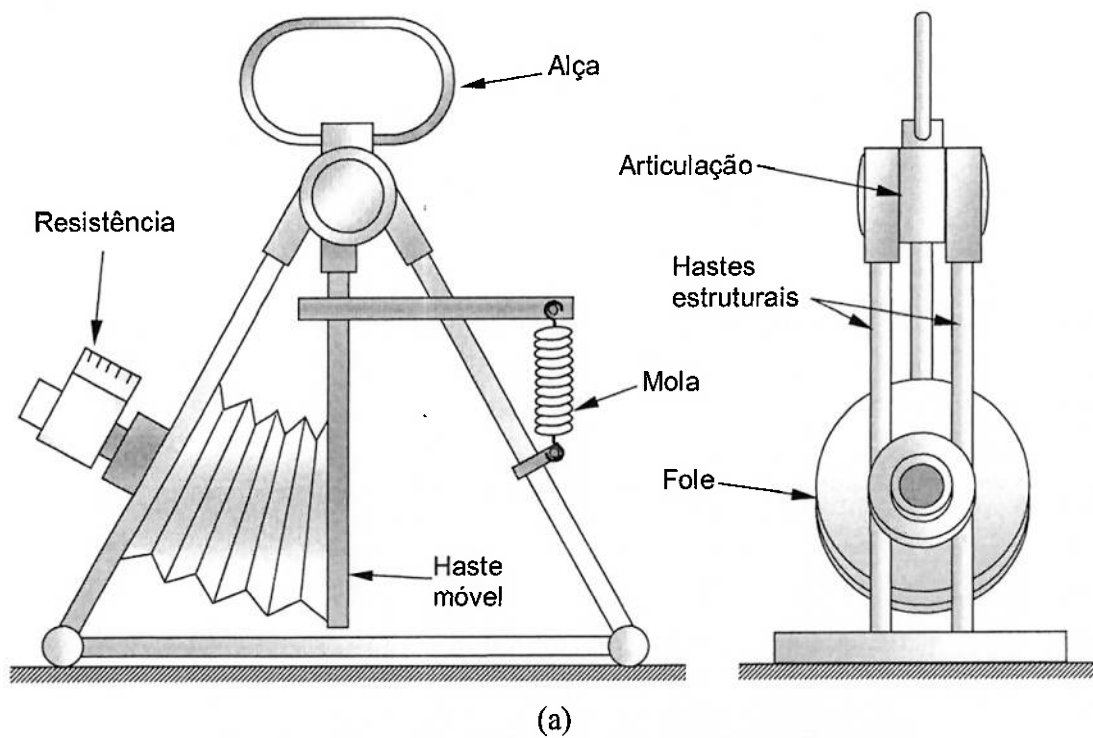


Figura 5 – (a) Modelo do simulador já fabricado com identificação dos principais componentes; (b) foto do simulador existente

O grupo concluiu que o estudo e o conhecimento das seguintes características seriam importantes para o processo de automatização do modelo:

- Range de movimento/volume

- Velocidade máxima de avanço e retorno
- Força/Torque máximo de avanço e retorno
- Potência máxima

Para se obter tais parâmetros, foram utilizados dados encontrados em FISHMAN (1986) e GUYTON (1996).

8.2 Cálculos iniciais de geometria

A seguir é apresentado o mesmo modelo acima, mas simplificado para um estudo matemático.

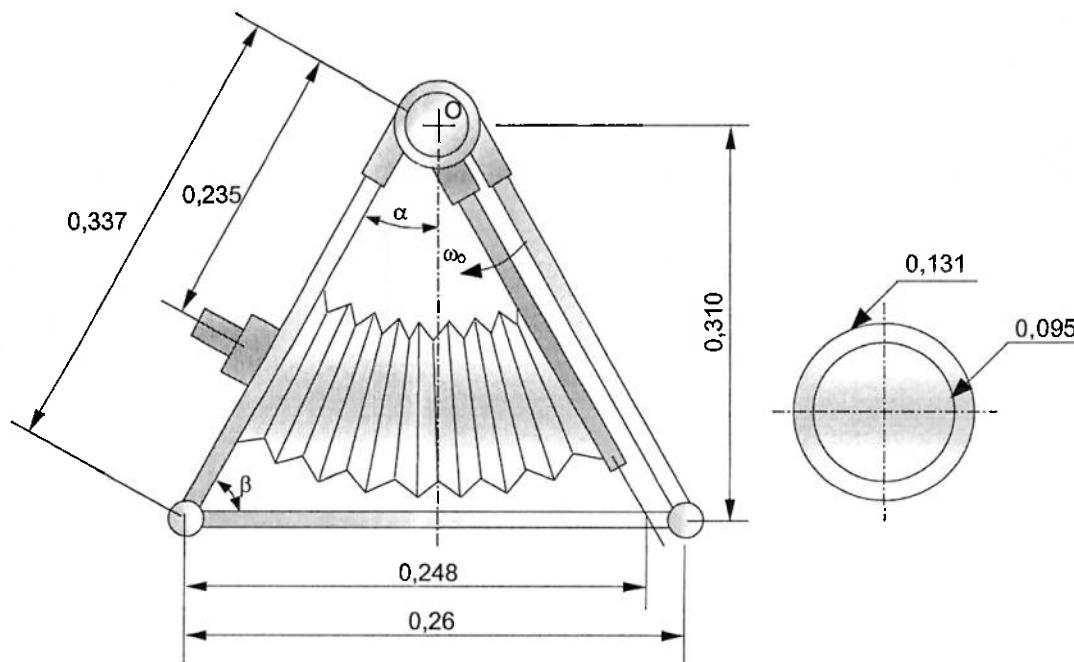


Figura 6 - Modelo com dimensões

Por medição, encontraram-se as dimensões do fole, das hastes fixas e da haste móvel. Através de trigonometria simples obtiveram-se os ângulos superior e inferiores:

$$\alpha = \arcsen \frac{124/2}{337} \Rightarrow \alpha = 22,3^\circ$$

$$\beta = \arccos \frac{124/2}{337} \Rightarrow \beta = 67,7^\circ$$

As áreas mínima, média e máxima foram obtidas através da geometria do fole:

$$A = \frac{d^2}{4} \pi$$

$$A_{min} = 0,00708 \text{ m}^2$$

$$A_{méd} = 0,01003 \text{ m}^2$$

$$A_{máx} = 0,01348 \text{ m}^2$$

Com o valor da área média, obtém-se o volume máximo do fole:

$$V = R \cdot (2\alpha) \cdot A_{méd}$$

$$V = 1,834 \times 10^{-3} \text{ m}^3$$

9. SOLUÇÕES PROPOSTAS

9.1 Introdução

Através de reuniões do tipo brainstorming o grupo partiu para a procura de soluções; sistemas que pudessem cumprir as funções básicas planejadas. Neste momento foram consideradas mais as características qualitativas (esforço inspiratório e expiratório, complacência variável, resistência variável, estrutura) do que as quantitativas (frequências, vazões, volumes, torques). Estas serão consideradas mais à frente quando uma das opções for eleita.

No desenvolvimento do trabalho, como já citado anteriormente, será mantida a estrutura básica do equipamento disponível. Visando uma melhora na clareza das informações seguintes, para cada solução proposta serão apresentados: um esboço do modelo, uma breve descrição e seus prós e contras.

9.2 Modelo 1: Motor no centro de rotação

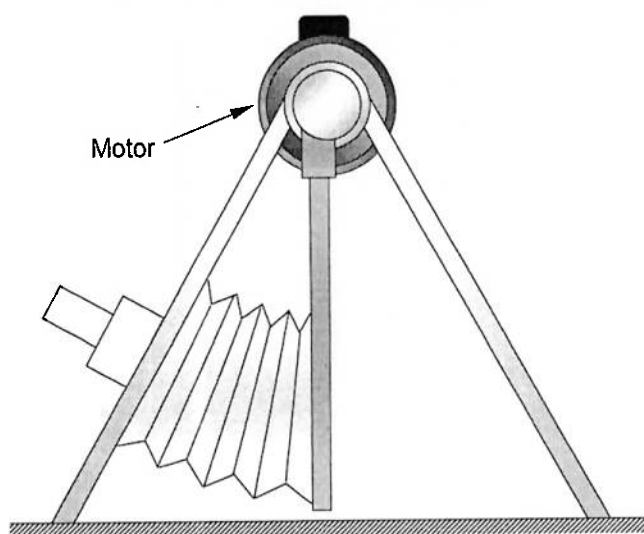


Figura 7 - Modelo com motor no centro de rotação

Tabela 4 - Descrição do modelo 1

Descrição
Este é o modelo mais simples. Em relação ao simulador inicial, a estrutura se mantém a mesma, sendo acoplado um motor à haste móvel na região de seu centro de rotação. Este modelo requer uma pequena adaptação nas peças que compõem a

articulação (acabamento de plástico, eixo, parafuso de fixação e bucha de nylon). Como não se utilizaria um redutor neste modelo, seria necessário um motor de alto torque e baixa rotação. A disponibilidade de tal motor teria que ser estudada. Este modelo deixaria de utilizar o sistema de molas e a complacência seria modelada por software e a atuação ficaria a cargo do próprio motor. Em termos de hardware eletrônico deve-se escolher um driver apropriado que permita o controle na faixa dos parâmetros adotados.

Vantagens

- Pouca modificação da estrutura básica;
- Não depende de alta precisão de montagem;
- Independe de regulagem mecânica da complacência;
- Reduzido número de sinais a serem aquisitados;
- Demanda de torque pequena;
- Permite respiração passiva quando o motor estiver desligado.

Desvantagens

- Requer alta precisão e repetibilidade de movimento;
- Requer alto torque e baixa velocidade;
- Precisa-se reprojetar peças de plástico e não só peças usinadas;

9.3 Modelo 2: Moto-Redutor

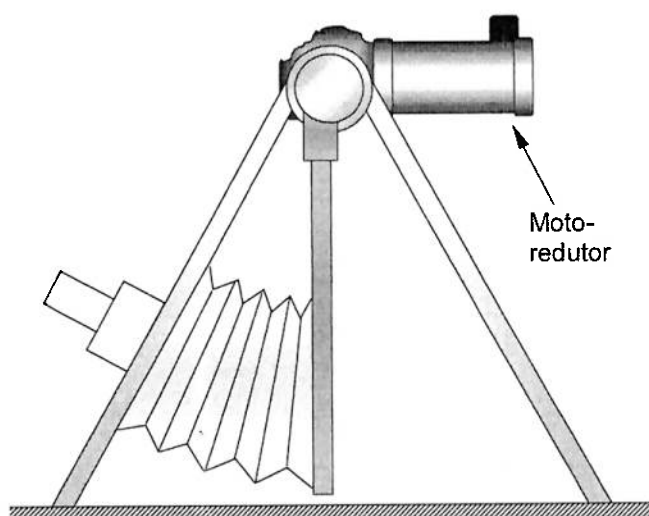


Figura 8 - Modelo com moto-redutor no centro de rotação

Tabela 5 – Descrição do modelo 2

Descrição
Este modelo é muito parecido com o anterior, salvo o fato de se ter um redutor acoplado ao motor. Este redutor permite que se utilize um motor mais comum (com rotação mais alta). As alterações que devem ser realizadas são praticamente as mesmas.
Vantagens
• Utilização de motor mais comum (com rotação mais elevada); • Maior precisão de movimento; • Pouca modificação da estrutura básica; • Não depende de alta precisão de montagem; • Independe de regulagem mecânica da complacência; • Reduzido número de sinais a serem aquisitados.
Desvantagens
• Não permite respiração passiva quando o motor estiver desligado devido ao grande atrito; • Requer alta repetibilidade de movimento para não ampliar erros; • Precisa-se reprojeter peças de plástico e não só peças usinadas;

9.4 Modelo 3: Pinhão e cremalheira

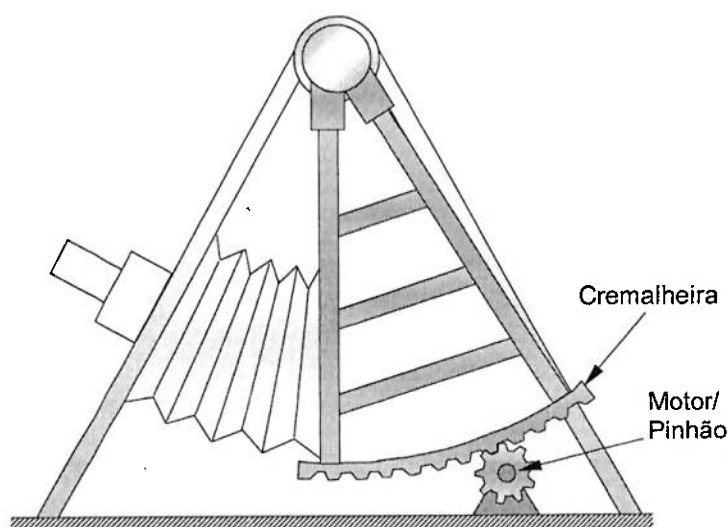


Figura 9 - Modelo com pinhão e cremalheira na parte inferior

Tabela 6 - Descrição do modelo 3

Descrição
Esta opção também é muito simples e relativamente fácil de ser implementada. Ela é caracterizada pela utilização de uma cremalheira fixa à haste móvel pela extremidade inferior, que é movimentada por um pinhão/motor fixo à base do simulador. Nesta montagem também não há necessidade de se utilizar o conjunto de molas. Sobre alterações em relação ao modelo original, deve-se reprojetar a haste móvel para comportar a cremalheira e adaptar a base para a fixação do motor.
Vantagens
• Utilização de motor comum (com rotação mais elevada); • Boa precisão de movimento; • Pouca modificação da estrutura básica; • Permite respiração passiva quando o motor estiver desligado; • Independe de regulagem mecânica da complacência; • Alterações mecânicas simples em relação ao original; • Reduzido número de sinais a serem aquisitados; • Obtém-se facilmente a relação de redução desejada.
Desvantagens
• Alto ruído/desgaste dos dentes de engrenagem; • Requer alta precisão para a montagem do sistema de engrenagens (pinhão/cremalheira); • Durante o funcionamento a cremalheira irá exceder os limites físicos do aparelho;

9.5 Modelo 4: Fuso fixado à haste

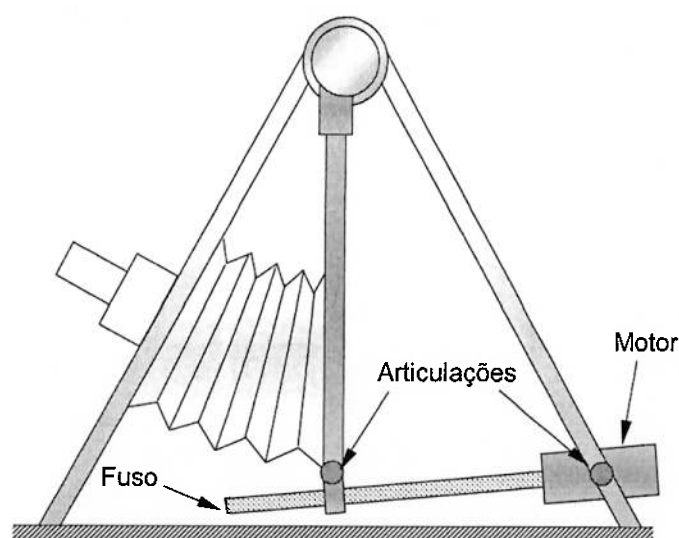


Figura 10 - Modelo com fuso fixado à haste na região inferior

Tabela 7 - Descrição do modelo 4

Descrição
Neste modelo abandona-se a idéia de transmitir um movimento puro de rotação à haste móvel. Aqui é empregado um fuso, cujo elemento deslizante é pivotado na extremidade inferior da haste móvel. Para evitar restrições desnecessárias, o ponto de apoio do motor também é articulado. Algumas características de vantagens e desvantagens são semelhantes às dos modelos anteriores.
Vantagens
• Boa precisão de movimento; • Pouca modificação da estrutura básica; • Independe de regulagem mecânica da complacência; • Alterações mecânicas simples em relação ao original; • Reduzido número de sinais a serem aquisitados; • Obtém-se facilmente a relação de redução desejada; • Não depende de alta precisão de montagem.
Desvantagens
• Não é desejável que se utilize motores com alta rotação; • Não permite respiração passiva quando o motor estiver desligado devido ao grande atrito do fuso;

- Esforço radial indesejável sobre o motor.

9.6 Modelo 5: Fuso fixado lateralmente

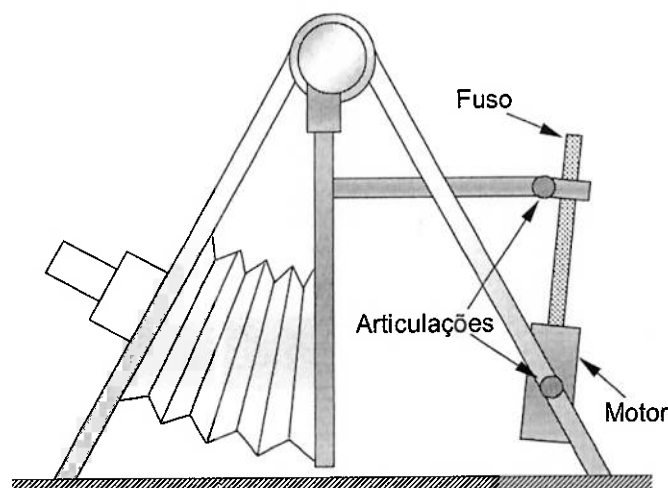


Figura 11 - Modelo com fuso fixado lateralmente

Tabela 8 - Descrição do modelo 5

Descrição
Este modelo é muito parecido com o anterior, mas a ligação entre haste e motor é feita por uma haste secundária.
Vantagens
• Boa precisão de movimento; • Pouca modificação da estrutura básica; • Independe de regulagem mecânica da complacência; • Alterações mecânicas simples em relação ao original; • Reduzido número de sinais a serem aquisitados; • Obtém-se facilmente a relação de redução desejada; • Não depende de alta precisão de montagem.
Desvantagens
• Não é desejável que se utilize motores com alta rotação; • Não permite respiração passiva quando o motor estiver desligado devido ao

grande atrito do fuso;

- Esforço radial indesejável sobre o motor.

9.7 Modelo 6: Movimento transmitido do fuso por mola

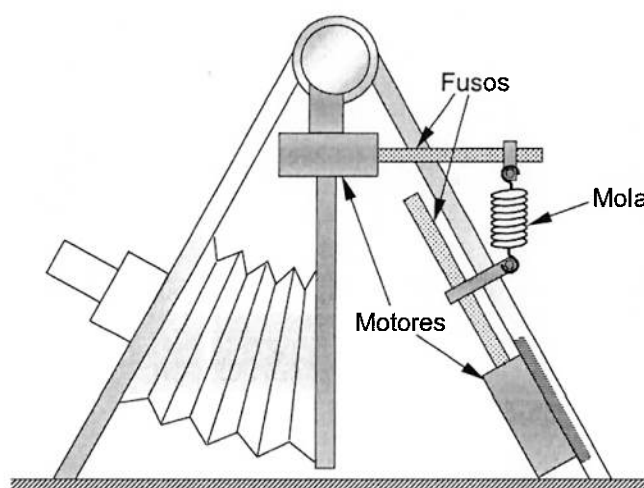


Figura 12 - Modelo com fuso fixado lateralmente e movimento transmitido por mola

Tabela 9 - Descrição do modelo 6

Descrição
Este é o modelo mais complexo, porém aquele que simula mecanicamente mais características da respiração. O motor fixo à base móvel e seu fuso representam uma haste auxiliar, no entanto, pode variar o deslocamento da mola em uma respiração. O motor fixo à haste fixa e seu fuso são os responsáveis por gerar o movimento respiratório. A mola é o elemento que transmite este movimento e simula a complacência.
Vantagens
• Pouca modificação da estrutura básica; • Permite regulação mecânica da complacência; • Alterações mecânicas simples em relação ao original; • Obtém-se facilmente a relação de redução desejada; • Apesar dos fusos, pode-se realizar respiração passiva devido à mola.

Desvantagens

- Maior número de atuadores;
- Maior número de sinais para aquisitar;
- Não é desejável que se utilize motores com alta rotação;
- Esforço radial indesejável sobre o motor.
- Requer certa precisão na montagem

10. PRIMEIRA ALTERNATIVA ESTUDADA

10.1 Introdução

Através de reuniões de acompanhamento realizadas na Intermed foi decidido aprofundar os estudos da primeira alternativas (motor no centro de rotação). Ficou evidente a necessidade da empresa em manter o desenvolvimento do protótipo em custos reduzidos, e a primeira alternativa era a que apresentava os menores custos relacionados à obtenção de material. A estrutura do simulador atual também sofreria alterações mínimas. Esta solução evitaria a utilização de redutores e permitiria inclusive que a junção entre o eixo do motor e a haste móvel fosse realizada de forma direta, sem a utilização de acoplamentos. Como não haveria articulações ou outros elementos de transmissão de movimento evitariam-se também desgastes de peças móveis, bem como folgas inerentes a elas. Além disso, foi identificada também uma preferência implícita do público-alvo por produtos que parecessem robustos. Desta forma deu-se preferência pela simplicidade da alternativa 1.

Além disso, optou-se por utilizar um motor de passo para o acionamento. Como o controle seria desenvolvido pelo próprio grupo (e não seriam compradas soluções prontas devido ao alto custo), o uso do motor de passo se mostrou a opção natural a se considerar. Outra grande vantagem do motor de passo está no fato de que poderiam ser eliminados sensores de posicionamento angular ou linear pela precisão de movimento do motor, caso ficasse comprovado que a dinâmica do sistema não levaria a uma perda de passo do motor.

10.2 Cálculo de potências e torques necessários

Para o dimensionamento do motor e dos demais itens da estrutura do simulador, um cálculo inicial dos torques, forças e potências envolvidas no processo deveria ser feito.

Dada uma vazão máxima de 3 L/s (produzida durante uma tosse), chega-se à velocidade máxima que a haste móvel deve atingir (em relação ao ponto O indicado na figura):

$$Vazão = \frac{Vol}{t} = \frac{A_{méd} R \alpha}{t} = A_{méd} R \cdot \omega$$

Reorganizando a equação e utilizando os dados apresentados anteriormente:

$$\omega_{m\acute{a}x} = \frac{Vaz\tilde{a}o_{m\acute{a}x}}{A_{m\acute{e}d}R}$$

$$\omega_{m\acute{a}x} = 1,28 \text{ rad} / s = 12,2 \text{ RPM}$$

Com a pressão máxima de 120 cmH₂O (em módulo) chega-se à força máxima a ser imprimida ao fole. Notar que para o cálculo de pressão e força, diferentemente dos outros casos, a área máxima é que importa:

$$F_{m\acute{a}x} = P_{m\acute{a}x} \cdot A_{m\acute{a}x}$$

No S.I.:

$$P_{m\acute{a}x} = 120 \text{ cmH}_2\text{O} = 11756,4 \text{ Pa}$$

Portanto:

$$F_{m\acute{a}x} = 158,7 \text{ N}$$

E o torque em relação ao ponto O:

$$T_{m\acute{a}x} = 37,3 \text{ Nm}$$

Finalmente, a potência que deve ser fornecida ao sistema, desconsiderando-se nesta fase qualquer perda, já que o sistema ainda não está definido, sumariza:

$$Pot = T \cdot \omega$$

$$Pot = 47,6 \text{ W} \quad \text{ou} \quad Pot = 0,064 \text{ hp}$$

10.3 Pesquisas de fornecedores

Com os dados do item anterior, o grupo procedeu para a pesquisa de motores que satisfizessem as condições acima.

Com o objetivo de não utilizar sensores de posição angular do motor (por simplicidade) como apresentado anteriormente, o grupo foi atrás de motores de passo para a aplicação. Além disso, o alto torque e a baixa rotação foram fatores que levaram também a optar por esse tipo de motor.

Após pesquisa, alguns motores que atendiam às especificações foram selecionados. Entretanto, esses motores eram especiais, sendo caros e muito pesados (chegavam a pesar cerca de 13Kg). Uma alternativa viável seria usar um motor e um redutor, passando então para a solução proposta 2 (vide item 8.3).

O grupo se concentrou então em encontrar um grupo moto-redutor que atendesse às especificações acima. Após pesquisa e alguns contatos com fornecedores, foi selecionado um motor e algumas alternativas de redutor que

atenderiam às especificações. Seriam elas: redutor harmônico, redutor planetário e correia sincronizadora.

10.4 Resultados e conclusões

Alguns problemas foram encontrados pelo grupo ao final das pesquisas. Inicialmente, a utilização de um redutor ia contra o princípio do desenvolvimento do protótipo a custos reduzidos. Além disso, uma mudança maior na estrutura do simulador seria necessária para acomodar adequadamente o sistema de movimentação. O peso do simulador seria concentrado na parte superior do mesmo, podendo comprometer sua estabilidade. Por fim, modificar radicalmente a estrutura do produto já consagrado no mercado não seria uma solução interessante.

Em reunião com a Intermed para definição do rumo a tomar, foi decidido que a solução proposta 4 (vide item 8.5) seria utilizada. A base para a decisão foi a de que, uma vez que um sistema de redução se fazia necessário, o fuso se tornava a melhor solução uma vez que o protótipo poderia ser todo construído nos laboratórios da Intermed, barateando o custo final. Além disso, a estrutura atual precisaria ser pouco modificada, e o peso adicional seria concentrado na base – agregando estabilidade à mesma. Por fim, a construção de uma caixa que sustentasse e encapsulasse o fuso e o motor permitiria também encapsular toda a eletrônica do produto. Isto tornandaria o mesmo visualmente mais simples, mais “limpo”, mantendo a estrutura conhecida no mercado. Esta nova estrutura permitiria ainda que um *retrofit (upgrade)* fosse feito nas unidades já absorvidas pelo mercado. Este encapsulamento poderia ser vendido como um módulo a ser incorporado ao simulador original. Naturalmente este serviço de *retrofit* deveria ser realizado por um atendimento especializado, no caso a própria Intermed, que poderia assegurar a nova garantia. Isto seria muito interessante para quem já utilizasse o simulador original e tivesse interesse na nova versão.

$$P_{VA} = R_{VA} \cdot Q + \frac{V}{C_{SR}} + PEEP \quad (\text{eq. 11.1})$$

Onde PEEP (pressão ao final da expiração) será igual a zero para o simulador (hipótese – deve ser reavaliada quando do desenvolvimento de outras versões que incorporem patologias comuns em seres humanos).

A equação 11.1 acima demonstra que, com um valor de pressão e fluxo medidos, é possível calcular o valor do volume que o pulmão deverá ter. Com base nesse valor, no tempo de iteração do sistema e na velocidade de mudança dos valores medidos, é possível se chegar a valores de velocidade e fluxo que o motor deve exibir.

11.3 Projeto Mecânico

Com base no esboço apresentado na figura 10, o grupo detalhou o projeto mecânico com esboços mais detalhados de como o projeto seria viabilizado, de forma a se ter um produto mais robusto e de maior qualidade. A síntese das alterações feitas estão descritas abaixo, bem como ilustradas na figura 13.

- A articulação que ligava a castanha à haste foi substituída por uma articulação que não só permite a rotação, mas também uma translação relativa;
- Com a mudança desta articulação criou-se uma nova castanha que evitaria esforços axiais afastados do eixo do fuso;
- Criou-se uma base rígida logo abaixo do simulador original com a finalidade tanto de reforçar a estrutura, quanto de servir como superfície de fixação para o motor, os mancais e as cantoneiras. Estas cantoneiras nada mais são que pés de sustentação;
- Para facilitar a lubrificação periódica do conjunto castanha/fuso adaptou-se um bico graxeiro (alimite) na castanha.

A figura 13 abaixo ilustra as alterações descritas acima:

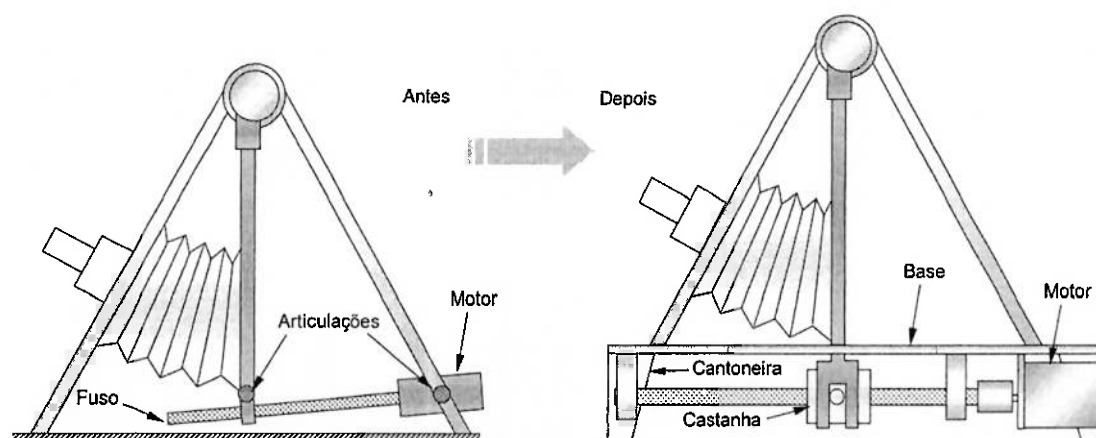


Figura 13 – Melhorias na solução proposta 4.

Com base na figura acima, o grupo procedeu para o cálculo e dimensionamento das diversas partes do sistema (fuso, castanha, motor etc).

11.3.1 Projeto do Fuso

Na seção 10.2 a força atuante no fole foi calculada como sendo: $F_{\max} = 158,7N$. Essa é a força atuante na haste móvel, na altura da conexão desta com o fole. As dimensões da alavanca que conecta o fole ao centro de rotação do simulador estão indicadas na figura abaixo:

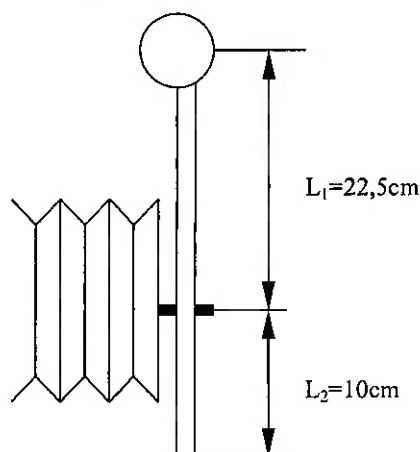


Figura 14 – Dimensões do braço do simulador

Com o valor da força e das dimensões apresentados, é possível calcular a força máxima necessária na parte inferior do braço para manter o sistema estático. Esse é um valor preliminar para a força que será suportada pelo fuso e vale, aproximadamente: $F_{\max-fuso} = 125N$

Torque estático

De acordo com SHIGLEY (1989), o torque necessário a um fuso para movimentar uma carga é:

$$T_{contra} = \frac{F \cdot d_m}{2} \cdot \left[\frac{p + \mu \cdot \pi \cdot d_m}{\pi \cdot d_m - \mu \cdot p} \right]$$

$$T_{favor} = \frac{F \cdot d_m}{2} \cdot \left[\frac{\mu \cdot \pi \cdot d_m - p}{\pi \cdot d_m + \mu \cdot p} \right]$$

Respectivamente para o movimento contrário e a favor do sentido de aplicação da força. Nessa equação os termos são os seguintes:

F – Força

d_m – diâmetro médio do fuso

p – passo do fuso (m/volta)

μ - coeficiente de atrito entre o fuso e a castanha

Torque dinâmico

O cálculo acima prevê o torque necessário para o regime permanente do sistema. Deve-se, ainda, calcular o torque necessário para a aceleração do sistema até a velocidade de regime da maneira como segue:

$$T_{din} = J_{equiv} \cdot \alpha$$

onde J_{equiv} é a inércia equivalente de todo o sistema (fuso, castanha, força aplicada e do eixo motor) vista pelo eixo do motor e α é a aceleração angular do sistema dada por: $\alpha = a \cdot \frac{2 \cdot \pi}{p}$ onde a é a aceleração linear ($a = \frac{V_{final}}{t_{acom}}$ que é a velocidade

final da castanha dividido pelo tempo até a velocidade final ser atingida).

A inércia equivalente pode ser calculada por meio de SHIGLEY e também de SLOCUM (1992) através das fórmulas:

$$J_{fuso} = \frac{\pi \cdot L}{2} \cdot r_m^4 \quad \text{em que } r_m \text{ é o raio médio do fuso}$$

$$J_{castanha} = m_{castanha} \cdot \left(\frac{p}{2 \cdot \pi} \right)^2$$

$$J_{força} = \frac{F}{a \cdot \eta} \cdot \left(\frac{p}{2 \cdot \pi} \right)^2 \quad \text{é a inércia equivalente à força aplicada}$$

tangencialmente ao movimento da castanha, vista pelo motor.

Nessa última equação, η é o rendimento do fuso. Esse rendimento é o torque necessário caso o coeficiente de atrito fosse zero dividido pelo torque necessário com o coeficiente de atrito.

Falta, por fim, calcularmos o diâmetro mínimo do fuso para que não ocorra flambagem, bem como apresentarmos as fórmulas para o cálculo da velocidade crítica do fuso (primeira velocidade de ressonância do fuso).

Flambagem

Também de acordo com SHIGLEY, a força máxima que um eixo suporta antes de flambar é:

$$F_{critico} = \frac{\pi^2 EI}{(KL)^2}$$

$$I = \frac{\pi r^4}{4} = \frac{\pi d^4}{64}$$

O diâmetro apresentado acima é o diâmetro médio da seção do fuso e o valor de K depende do modo como o eixo estará suportado. No nosso caso, o valor de K é 1. O valor de L não é o comprimento total do fuso, e sim a parte dele que está sob compressão. Após substituir e rearranjar a equação acima para obtermos o diâmetro médio do fuso, teremos:

$$d = \sqrt[4]{\frac{64 \cdot (K \cdot L)^2 \cdot P_{critico}}{\pi^3 \cdot E}}$$

Foram substituídos alguns valores estimados na equação acima para se obter um resultado preliminar da ordem de grandeza do diâmetro mínimo necessário. Os seguintes valores foram usados:

$$P_{critico} = 130N$$

$$E = 30Mpsi = 207 \cdot 10^9 Pa(aço_carbono)$$

$$K = 1$$

$$L = 0,2m$$

Com esses valores, o diâmetro mínimo do fuso é igual a $d = 2,68 \cdot 10^{-3} m$.

Logo, a flambagem não é fator crítico no dimensionamento do fuso (pois cogita-se a utilização de fuso de 20mm de diâmetro).

Velocidade crítica de ressonância

De acordo com SLOCUM, a velocidade crítica do fuso deve ser

$$\omega_n = k^2 \cdot \sqrt{\frac{E \cdot d^2}{16 \cdot \rho \cdot L^4}} \quad (\text{já substituídos os valores de momento de inércia e de área})$$

O valor de k é também uma constante dependente do tipo de fixação a que o fuso estará sujeito. Em nosso caso, $k = 3,142$. Os seguintes valores foram utilizados para se ter uma idéia da ordem de grandeza da velocidade crítica do fuso:

$$k = 3,142$$

$$d = 0,02m$$

$$L = 0,2m$$

$$\rho = 7800Kg / m^3$$

$$E = 207 \cdot 10^9 Pa$$

Com isso, chegou-se a $\omega_n = 6361rad / s = 60745RPM$. Logo, a velocidade crítica também não é fator limitante em nosso projeto, visto que a velocidade de rotação do eixo será pelo menos uma ordem de grandeza menor do que o valor máximo permitido.

11.3.2 Tabela dinâmica preparada

Com base no conhecimento das relações geométricas do sistema, apresentadas em itens anteriores, e da faixa de variação das grandezas do sistema (como pressão e fluxo) foi possível construir uma tabela dinâmica com o software Excel que nos permitiu averiguar as velocidades e torques necessários do motor a ser utilizado.

Os dados de entrada dessa tabela são a pressão e o fluxo. Com os dados de área do fole, curso de movimento e passo do fuso, foi possível calcular a força no fuso, a velocidade linear da castanha e a rotação do motor. Com um tempo de acomodação definido pelo usuário, foi possível calcular a aceleração linear da castanha e angular do motor, bem como o torque dinâmico necessário ao motor para atingir a performance esperada.

A tabela foi construída para facilitar a espiral de projeto. Dessa forma, não só a avaliação de diversas configurações se tornava possível e mais rápida, como qualquer alteração necessária já refletiria imediatamente no restante dos parâmetros de projeto. Um exemplo de configuração atingida com a tabela está ilustrado abaixo:

Tabela 10 – Exemplo de tabela dinâmica utilizada

Área do Fole	0,01 m ²	Vel. do carro	0,108333 m/s
Volume do curso	1,8 L	Força na pta. da haste	40,41 N
1 cmH ₂ O	97,969 Pa	Potencia do carro	4,4 W
L1	22 cm		
L2	32 cm	Rotação do fuso	590,9091 RPM
Fluxo	90 L/min		
Pressão	60 cmH ₂ O	Torque Expiração	0,157 N*m
diam. médio do fuso	0,02 m	Torque Inspiração	0,010 N*m
Passo do fuso	0,011 m/volta		
Curso do carro	0,13 m	Potência Expiração	9,7 W
Comp. total do fuso	0,2 m	Potência Inspiração	0,6 W
Dens. fuso	7800 kg/m ³		
Massa do carro	0,8 kg	Passos por volta	200
Coef. Atrito	0,2	Passos por segundo	1969,697
Pi	3,14159	t (t. de acomodação)	0,1 s
Rendimento do fuso	0,4504236	Aceleração angular	618,798 rad/s ²
J-fuso	2,45044E-05 kg*m ²	J-carga	0,00029 kg*m ²
J-carro	1,20858E-05 kg*m ²	J-motor	2,40E-05 kg*m ²
J-força (equiv.)	0,000253837 kg*m ²		
		Torque dinâmico (exp.)	0,194567 N*m
		Potência máxima	12,03978 W
1 Oz-in	0,00706155 N*m	Aceleração do carro	1,083333 m/s ²

11.3.3 Definições do fuso

Na tabela 10 acima já estão ilustrados as principais dimensões do fuso:

passo = 0,011 m/volta

diâmetro = 0,02m

O comprimento útil do fuso deve ser igual ao curso esperado da castanha, ou seja, 0,13 m.

Os valores encontrados acima foram projetados com base em dimensões encontradas em catálogos de fabricantes de fusos. Dessa forma, o grupo procurava relações diâmetro-passo já comprovadamente válidas, fugindo de inovações que poderiam comprometer a vida do elemento.

O fuso foi usinado em aço inoxidável 304. Dentre os motivos que levaram a essa escolha encontram-se os fatos de que este material:

- possui uma alta rigidez;
- possui uma alta dureza superficial, minimizando o desgaste;
- evita oxidação, que poderia prejudicar o movimento;
- proporciona boas características de atrito quando utilizado em conjunto com o latão (material da castanha).

O coeficiente de atrito determinado na tabela acima foi escolhido com base em informações encontradas em Pantermuehl & Smalley [33]. Os seguintes valores foram tomados como sendo representativos:

Rolamento de esferas: $\mu=0,001$

Metal/Metal: $\mu=$ de 0,15 a 0,6

Aço Temperado/Aço Temperado:

a seco $\mu=0,23$

com óleo $\mu=0,17$

Ferro Fundido/Aço Temperado:

a seco $\mu=0,19$

com óleo $\mu=0,16$

Ferro Fundido /Alumínio:

a seco: $\mu=0,44$

Dessa forma, como uma lubrificação proporcionada por um bico graxeiro será utilizada, o grupo optou por adotar o valor de $\mu=0,2$ para o valor médio do coeficiente de atrito do fuso com a castanha. O grupo não se aprofundou mais no estudo do coeficiente de atrito, já que neste momento não seria feito um controle formal da rugosidade. O valor adotado proporciona uma boa estimativa, estando inclusive conservativo.

11.3.4 Definição do motor de passo

Utilizando-se os valores limite na tabela dinâmica gerada (180 L/min de fluxo e 120 cmH₂O de pressão) o grupo chegou aos seguintes valores para o motor de passo a ser adquirido:

$N = 1180$ RPM

$T_{\text{din}} = 0,39$ Nm (torque dinâmico, necessário para aceleração)

Entretanto, os valores acima não ocorrem simultaneamente. Quando o fluxo é alto, a pressão é baixa e vice-versa. Com isso, um motor que atinja a velocidade acima num nível de torque inferior à um terço de 0,39 é aceitável, bem como o motor que exiba o torque acima a uma velocidade de um oitavo de 1180 RPM também é aceitável. Lembrando que esses valores foram os estipulados como aceitáveis com

base no comportamento esperado de um ser humano normal. Não se está levando em consideração, por exemplo, esforços respiratórios fora do comum.

O grupo, então, realizou uma pesquisa entre fornecedores de motor de passo para escolher aquele que melhor desempenhava a tarefa. Havia mais de um candidato a motor para a aplicação, e a escolha se baseou na facilidade de obtenção. Um dos fornecedores possuía disponibilidade de motores para pronta entrega, e portanto foi este o motor escolhido: Superior Electric, modelo KLM061.

Lembrando ainda que o tempo de acomodação (tempo em que o sistema iria de zero até a velocidade necessária ao motor) foi considerado de 0,1 s para efeitos dos cálculos dinâmicos. Esse foi um valor considerado razoável para a aplicação a ser desenvolvida.

11.3.5 Desenhos e especificações do projeto

Com as dimensões do fuso, que foram calculadas com base nos dados apresentados na tabela dinâmica (como passo, range de ação, diâmetros), iniciou-se o dimensionamento dos próximos componentes. Rolamentos, mancais, base, castanha, garfo (articulação) e outros acessórios.

O grupo teve a oportunidade de discutir com um projetista experiente da Intermed a respeito do projeto, bem como dos materiais a serem empregados. Com isso pôde-se chegar a um conjunto já em condições de ser implementado. Os desenhos com as especificações de cada uma das peças foram gerado utilizando-se o software AutoCAD 2000™. Foi gerado ainda com o mesmo software um desenho de conjunto em 3D que foi muito útil como “mock-up” digital. Com ele interferências puderam ser identificadas e as interfaces entre as peças puderam ser mais facilmente determinadas.

Infelizmente, por motivos de sigilo, os desenhos de fabricação das peças não se encontram anexos. O desenho de conjunto no entanto está ilustrado a seguir. Neste desenho pode-se notar que o conjunto haste-garfo-castanha encontra-se em 3 posições distintas. Estas representam as 3 posições limites, sendo 2 da castanha (direita e esquerda) e uma do garfo (centro).

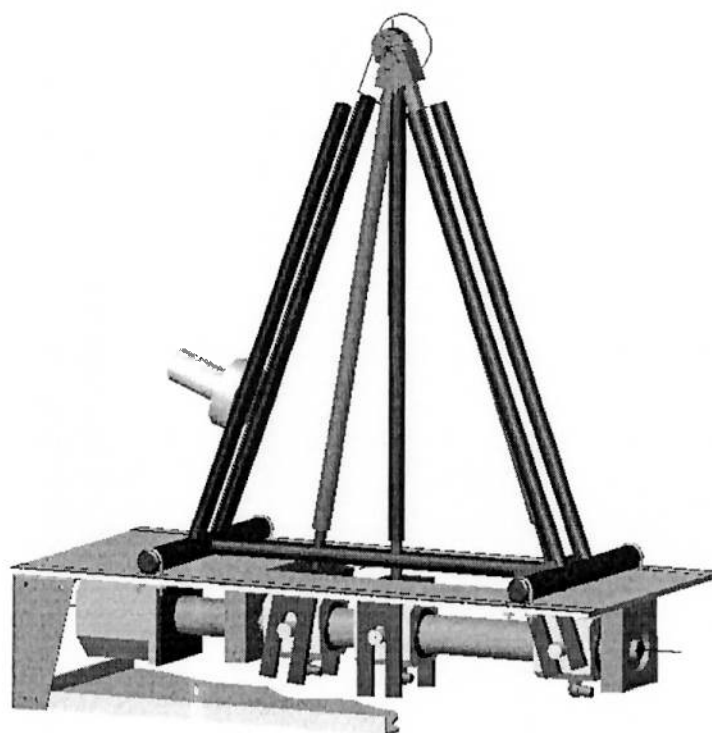


Figura 15 - “Mock-up” digital do simulador

Abaixo encontra-se a lista de peças que foram projetadas e usinadas:

- Fuso
- Mancais
- Acoplamento
- Base
- Cantoneira
- Castanha
- Garfo
- Flange do motor
- Fixadores do simulador
- Chavetas

É importante frisar que cálculos de resistência só foram feitos para aquelas peças consideradas críticas. Entre estas encontram-se: o fuso, cujo equacionamento está aqui presente; as chavetas, cujas dimensões foram retiradas de ZAMPESE [20] e rolamentos, que foram escolhidos através da tabela de durabilidade encontrada em

SKF [21]. As demais peças foram projetadas através de dimensionamento e validadas com projetistas experientes da Intermed, os quais classificaram o projeto como “robusto”.

Para que o leitor possa entender com mais facilidade cada uma destas peças as mesmas estão indicadas na figura abaixo:

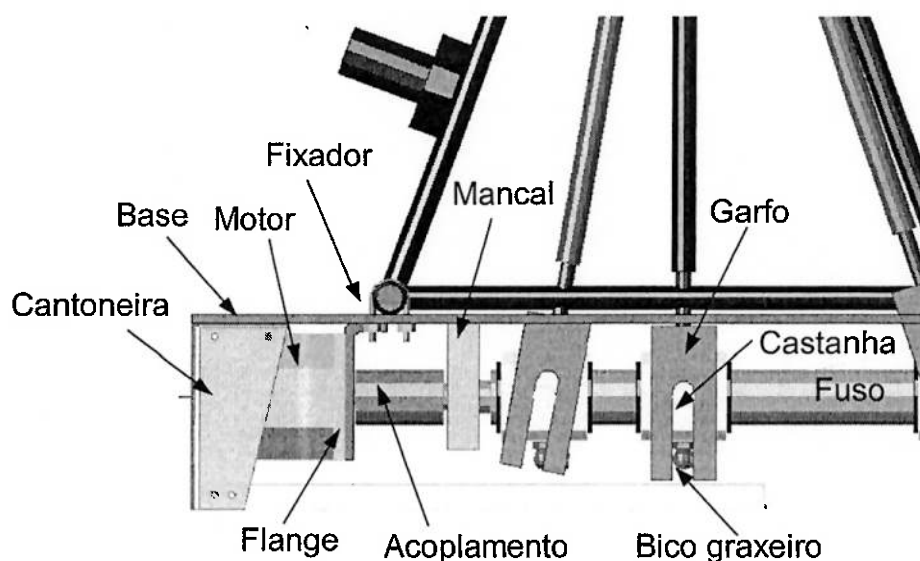


Figura 16 – Identificação das peças

11.4 Projeto eletro-eletrônico

O grupo necessitava de um hardware que fosse capaz de adquirir dados de pressão e fluxo, realizar cálculos de ponto flutuante, e controlar um motor de passo. Além disso, era necessária a inclusão de dois sensores de fim de curso e de um botão de parada de emergência (por segurança).

Em reunião com a Intermed, foi sugerida a utilização do máximo de hardware eletrônico que já estivesse disponível na empresa. Dessa forma, o custo do protótipo seria reduzido e o tempo de obtenção dos dispositivos seria bem menor.

11.4.1 Sobre a utilização do Tracer e suas limitações

A Intermed já dispunha de sensores de pressão e fluxo, placa de aquisição desses sinais (já com conversão dos sinais para formato digital). Logo, os mesmos seriam utilizados.

Entretanto, a placa de aquisição dos sinais estava incorporada em um outro produto da empresa chamado Tracer, o qual encontra-se ilustrado na figura 17. Esse dispositivo tem por função a monitoração da função respiratória de pacientes, medindo os valores de pressão e fluxo e plotando-os em um monitor alguns gráficos importantes para a avaliação clínica desses pacientes. Era, portanto, um dispositivo microcontrolado que lia os valores aquisitados dos sensores, realizava alguns cálculos e plotava os gráficos. Além disso, ele possuía saída serial e uma porta paralela através da qual uma impressora poderia ser conectada. O Tracer realizava a aquisição de novos dados de pressão e fluxo a cada 12ms.

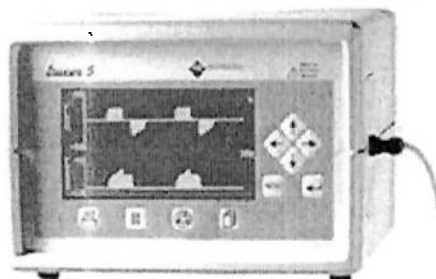


Figura 17 – Aquisição de sinais de pressão e fluxo através do Tracer

Como a placa de aquisição estava ligada ao “bus” interno do Tracer, e devido a alguma pressão por parte de engenheiros da própria empresa, o grupo se viu forçado a utilizar o equipamento. Havia uma outra limitação: o microcontrolador do Tracer não possuía saídas livres: estavam todas comprometidas com o sistema. Com isso, o grupo se viu obrigado a desenvolver um outro dispositivo microcontrolado para controlar o motor de passo, que se comunicaria com o Tracer através da porta paralela deste. Nesse caso, o Tracer aquisitaria os dados de pressão e fluxo, aceitaria comandos de modificação de parâmetros da mecânica respiratório através de um teclado embutido em seu console, realizaria cálculos de posicionamento de motor e se comunicaria com o “driver” (controlador) do motor para transmitir os valores de posição e velocidade.

Logo, além da programação do microcontrolador do Tracer, o grupo necessitava desenvolver um driver para o motor de passo a ser controlado.

O grupo compreende as necessidades da empresa, mas entende que a melhor alternativa para o trabalho seria utilizar um PC, e não o Tracer, como dispositivo de controle. Além dos tempos de “clock” de um PC atual serem menores do que o de um microcontrolador, a versatilidade que se obteria seria incomparável. Além disso, o PC possibilitaria maior escalabilidade no que tange ao desenvolvimento de novos softwares e pacotes de expansão para o software de controle a ser desenvolvido. Entretanto, a desejo de transformar o trabalho em um produto comercial e a necessidade de certificações para agregar valor ao produto fez com que engenheiros da empresa descartassem o uso de um PC para a tarefa.

11.4.2 Diagrama de controle básico

O Tracer será, portanto, o dispositivo central no controle do simulador. Haverá comunicação de dados com o drive do motor e aquisição de pressão e fluxo do sistema. Não está prevista a utilização de sensor de posição do eixo do motor. A viabilidade desse controle será verificada em item posterior. O controle será feito conforme ilustrado na figura 15 abaixo

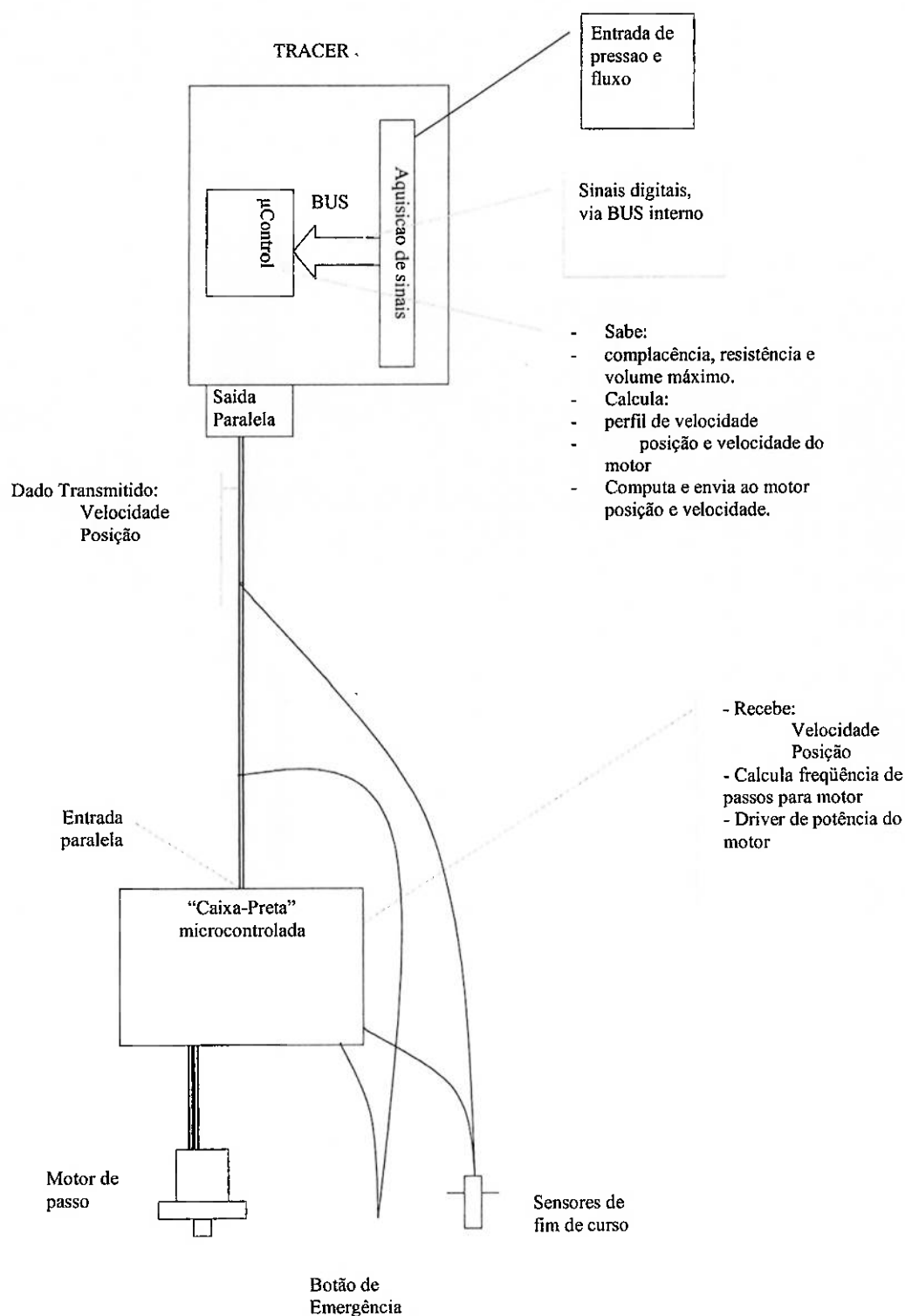


Figura 18 – Diagrama básico da configuração eletrônica

Em itens posteriores os componentes presentes na figura 18 acima serão detalhados e descritos. É necessário, porém, a confirmação de que a estratégia de controle funcionará e resultará num erro em regime igual a zero.

11.4.3 Viabilidade técnica do controle

Inicialmente, a idéia do grupo era não se utilizar de sensores de posicionamento angular no eixo do motor. Por isso a opção pelo motor de passo havia sido feita. Com a configuração básica de controle definida, o passo seguinte foi desenvolver uma estratégia de controle que garantisse a performance desejada do sistema e o levasse a um erro nulo em regime permanente.

Sem o sensor de posicionamento angular e com a desvantagem do controle ser realizado em um microcontrolador e o drive do motor estar em outro, houve a necessidade de se simular o posicionamento do motor com base nas características dinâmicas do mesmo.

O grupo se utilizou do software MatLab™ para a realização dessas simulações, construindo os sistemas no Simulink™, o módulo de simulação de sistemas do referido software.

A figura 19 ilustra uma idéia inicial para o controle do simulador pulmonar:

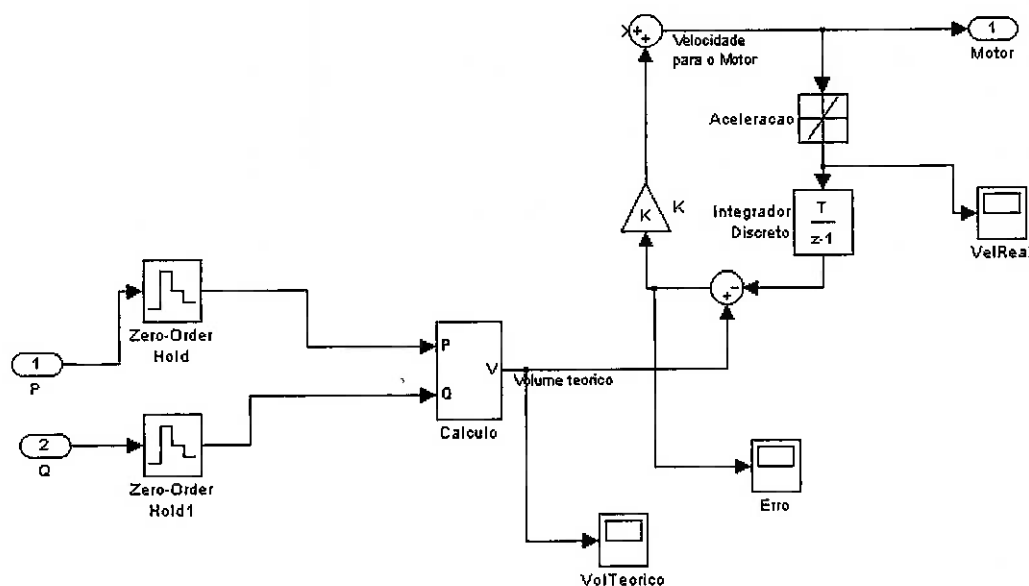


Figura 19 – Primeiro esquema de controle

A caixa que recebe os valores de pressão e fluxo (P e Q, respectivamente) e gera um valor de volume (V) foi construída baseando-se na equação 11.1 exibida anteriormente. Os tempos de discretização do sinal (segurador de ordem zero) foram

assumidos como sendo 12ms (que é o tempo real de aquisição dos sinais de pressão e fluxo pelo Tracer).

Conforme pode ser visto na figura 16 acima, o controle se baseia em calcular a posição para um dado valor de pressão e fluxo lidos. Esse valor é passado ao motor com um certo ganho. Além disso, o erro da posição teórica para a real é subtraído do valor enviado ao motor. Dessa forma, o grupo pretendia não enviar novos valores de velocidade caso o motor estivesse na posição correta.

Uma observação importante deve ser feita com relação ao bloco “Aceleração” presente na figura acima. Esse é um bloco limitador de taxa de subida, isto é, se sua entrada sofrer uma variação em degrau, a saída desse bloco não será em degrau, mas sim uma reta com uma inclinação máxima definida. Definindo-se a inclinação máxima com base nas características dinâmicas do sistema, o grupo pretende simular o comportamento da aceleração do motor. Com isso, o controlador saberá a posição do motor integrando-se o valor de sua velocidade ao longo do tempo (com base na informação da aceleração máxima possível), e não através da medida direta de sua posição.

A curva de pressão gerada para as simulações é uma curva em degrau de 20 cmH₂O de amplitude. O fluxo inicia-se a 1L/s (degrau) e desce em rampa. Isso simula um modo de ventilação de pressão controlada, dentre os vários possíveis para ajuste em um simulador. Explicações mais detalhadas desses modos pode ser encontrado em BONASSA[4].

O sistema ilustrado na figura 19 acima não resultou, entretanto, em um sistema satisfatório. Para valores de $K=10$, $C=0,025$ L/cmH₂O e $R=20$ cmH₂O/L/s o sistema se comportou conforme ilustrado na figura abaixo:

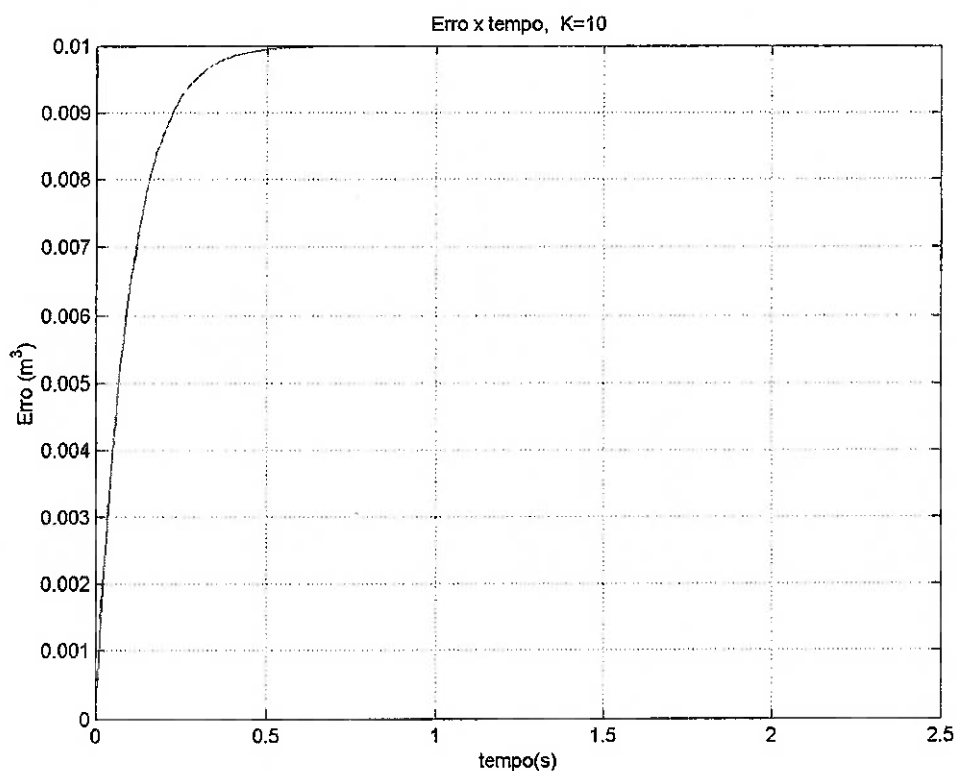


Figura 20 – Erro do sistema da figura 19

Como pode ser percebido, o erro em regime é constante, não tendendo a zero. O grupo percebeu, então, que deveria permitir a atualização da velocidade comandada ao motor por meio da taxa de variação dos valores de pressão e fluxo adquiridos. Dessa forma, o controle teria uma característica antecipativa (derivativa) do sinal de entrada.

Com isso em mente, o grupo desenvolveu o esquema de controle conforme ilustrada na figura 21:

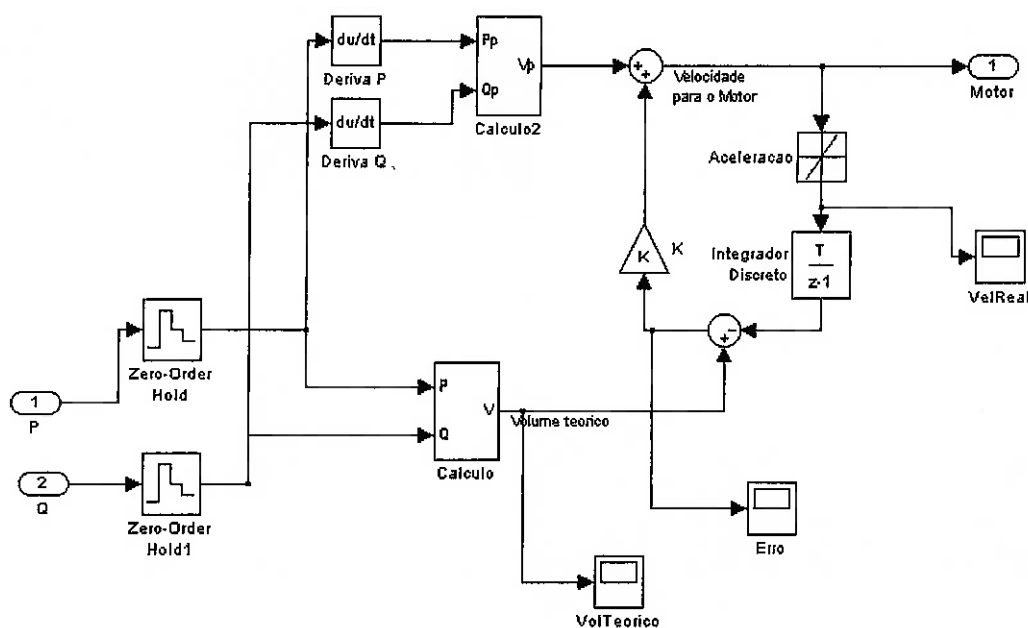


Figura 21 – Segundo esquema de controle

Nesse sistema, como pode ser percebido, a única diferença foi a inclusão de outra caixa de controle que recebia os valores das derivadas dos valores de pressão e fluxo e calculava o valor da derivada do volume. Esse valor era, então, passado como velocidade ao motor acrescido do valor anteriormente utilizado. A caixa “Controle2” foi baseada na derivada da equação 11.1, ilustrada abaixo para efeitos didáticos:

$$\dot{P}_{VA} = R_{VA} \cdot \dot{Q} + \frac{\dot{V}}{C_{SR}} \quad (\text{eq. 11.2})$$

Com esse sistema e os mesmos valores da simulação anterior (exceto o de ganho K), o grupo conseguiu o seguinte resultado:

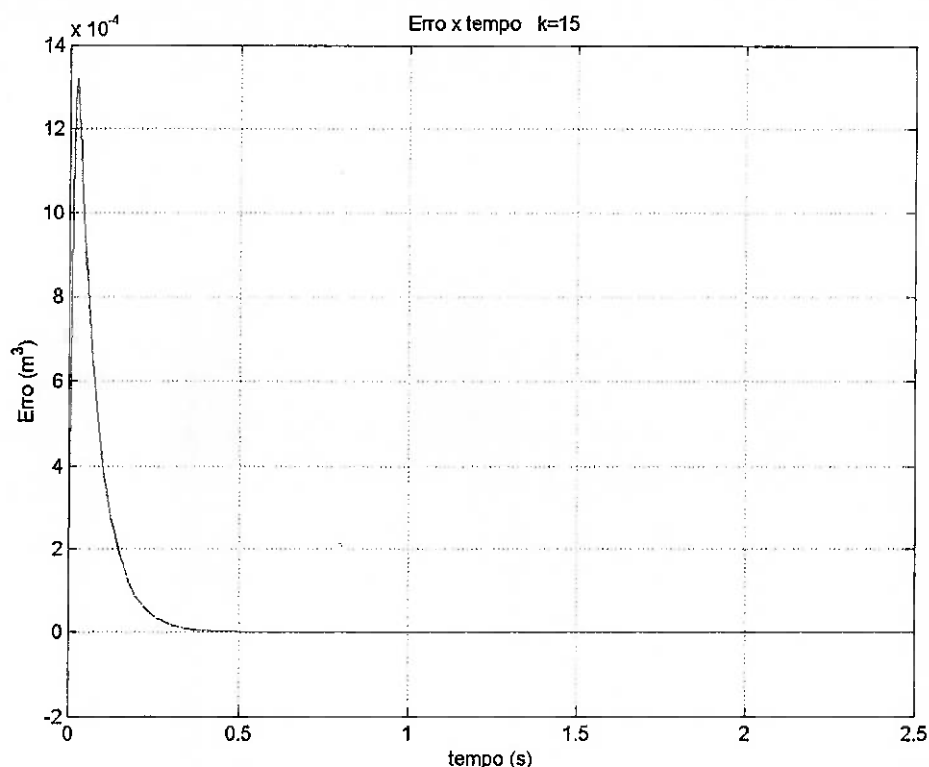


Figura 22 – Erro com o sistema da figura 21

Percebe-se, portanto, que esse sistema leva o simulador a apresentar erro nulo em regime permanente. Algumas simulações posteriores levaram o grupo a concluir que o sistema leva o erro em regime permanente a zero para qualquer configuração possível dos valores de complacência e resistência. Nota-se que o valor de ganho foi ajustado para $K=15$, de forma a se ter uma resposta mais condizente com o esperado do sistema, com um erro dentro dos limites aceitáveis para $t=0,1\text{s}$.

O esquema apresentado na figura 21 foi, então, aquele usado pelo grupo para o desenvolvimento do sistema de controle. Lembrando que esse sistema estaria presente na programação do Tracer, e o valor de saída do mesmo seria enviado ao controlador do motor. Para fins de garantir uma precisão maior, o valor de posição (e não apenas de velocidade) será transmitido para o controlador do motor para que este saiba quando iniciar a desaceleração de uma dada velocidade para a parada. O esquema de controle, entretanto, não será modificado.

11.4.4 Módulo de controle do motor

O projeto inicial era utilizar um circuito microcontrolado para receber dados pela porta paralela do Tracer e enviar a atualização dos passos para o motor. Além

disso, o microcontrolador deveria receber os sinais provenientes dos sensores de fim de curso além de um botão de emergência.

Durante conversas com engenheiros da Intermed, o grupo tomou contato com o microcontrolador 89C51 da Atmel, já utilizado pela empresa. O mesmo é da conhecida família 8051, de 8 bits, amplamente presente em circuitos disponíveis no mercado. Possui 32 I/O programáveis, 4Kbytes de memória "Flash" de programa, "clock" de 24 Mhz.

O desenvolvimento do circuito foi feito em paralelo com o desenvolvimento da estratégia de comunicação entre o microcontrolador e a porta paralela do Tracer (apresentada no item a seguir). O esquema do circuito projetado se encontra na figura 23:

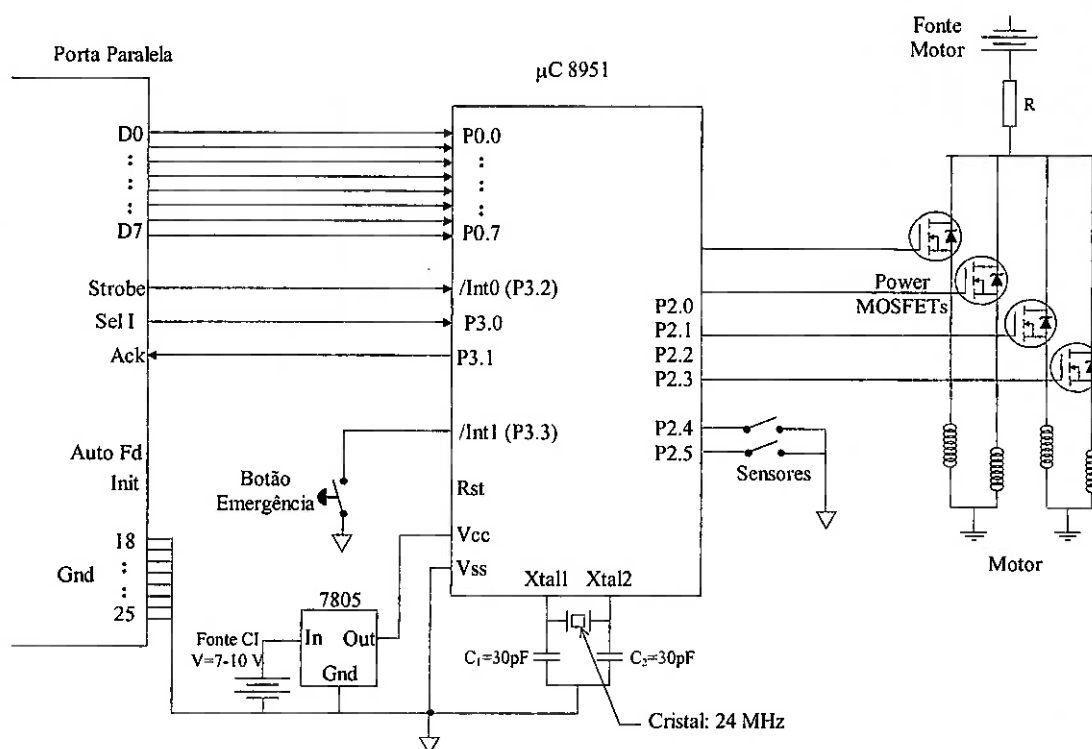


Figura 23 - Circuito inicial de acionamento do motor de passo

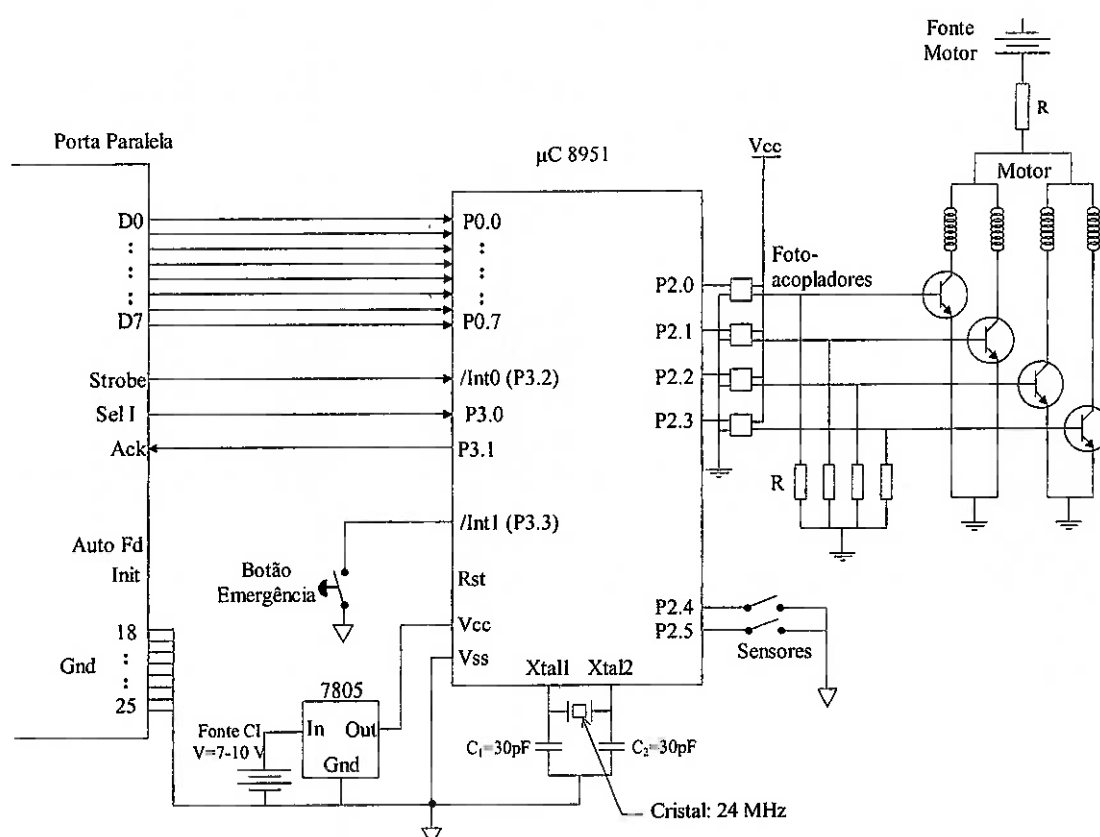
Neste circuito, a Porta Paralela pode tanto ser do Tracer como do próprio computador. Elas são idênticas entre si. Para todos os fins, devido à maior flexibilidade do computador, toda a comunicação do protótipo desenvolvido foi

realizada através de programas elaborados em Visual Basic™, e que rodavam sobre a plataforma do PC.

O princípio de acionamento do motor é relativamente simples. A porta de dados da Porta Paralela envia tanto sinais de posição, quanto de velocidade. Estes são interpretados pelo microcontrolador, que por sua vez gera o trem de pulsos para o motor. Para acionar o motor, foram inicialmente utilizados power MOSFETs (IRF520 da STMicroelectronics). No circuito há duas fontes independentes de energia que são: fonte de alimentação do motor, que está diretamente ligada aos power MOSFET; e a fonte do circuito digital, que é regulada por um CI 7805.

Os resultados obtidos, apesar de positivos, não foram totalmente satisfatórios. O grupo se deparou com alguns problemas inesperados que diziam respeito: à confiabilidade dos MOSFETs, à vulnerabilidade em relação à eletrostática da tecnologia CMOS (adotada nos MOSFETs), à dissipação de calor, à determinação da tensão de base e outros. Com algumas alterações no circuito, aumentando sua confiabilidade e protegendo de forma mais adequada a porta paralela do computador, chegou-se à configuração ilustrada na figura a seguir. Os MOSFETs foram substituídos por transistores de potência tipo Darlington (TIP 120) e pull-downs foram inseridos para evitar flutuações de tensão.

Os transistores Darlington da família TIP 120 já possuem diodos de corrente inversa acoplados a eles, dispensando a utilização destes externamente.



Além da comunicação de dados realizada entre a porta paralela e o microcontrolador foram necessárias ainda 3 portas de controle. Estas servem para indicar presença de dados a serem transmitidos pela porta paralela (Strobe), término de leitura de sinais pelo microcontrolador (ACK) e mudança de tipo de sinal de velocidade para posição pela porta paralela (Sel In). Uma descrição mais completa é dada adiante.

Tem-se também o botão de emergência que é acionado manualmente caso alguma irregularidade ocorra. Por fim tem-se ainda os sensores de fim de curso, que são montados nas posições extremas da castanha e evitam choques inesperados da mesma em seus fins-de-curso (mancais).

Como pode-se notar a arquitetura do sistema possui dois centros de processamentos: o Tracer, que recebe e trata os dados do transdutor de pressão e do usuário e atualiza a malha de controle; e o microcontrolador embarcado que, dada a posição e velocidades atualizadas converte-as em número de passos e os envia ao motor.

11.4.5 Comunicação do módulo de controle do motor com o Tracer

Conforme ilustrado na figura 22 acima, já foram definidas as ligações que serão feitas entre a porta paralela do Tracer e as portas do microcontrolador. Como a porta paralela é utilizada para comunicação com uma impressora, o mesmo protocolo de impressão presente em computadores pessoais é utilizado. Dessa forma, a nomenclatura utilizada para os pinos dessa porta é a mesma encontrada na literatura de computadores.

O pino “Strobe” da porta paralela é ligado no pino P3.2 do microcontrolador. Esse pino é o de entrada para a interrupção externa do microcontrolador. No momento em que o sinal de “Strobe” vai para nível lógico 0 (zero), o microcontrolador entra na rotina de interrupção para receber os novos dados de velocidade e posição do Tracer. A rotina de comunicação está esquematizada abaixo:

- 1- Entra na rotina de interrupção (“Strobe” = 0)
- 2- Lê e armazena dados da porta 0 (de P0.0 até P0.7) – valor da velocidade
- 3- Envia sinal para pino “Ack” do Tracer, indicando que já houve leitura
- 4- Espera sinal de “Sel In” indicando que dados novos já estão disponíveis.
- 5- Lê e armazena novos dados da porta 0 – posição
- 6- Envia outro sinal em “Ack” indicando rotina completa.

Essa rotina foi desenvolvida para garantir que os dados serão transmitidos sem erro, independente da eventual diferença entre os tempos de “clock” do Tracer e do microcontrolador. Além disso, a interrupção de comunicação foi configurada como a de menor prioridade dentre as prioridades do microcontrolador. Dessa forma, as interrupções de emergência (botão) e a do temporizador (para atualização dos passos do motor) terão maior prioridade sobre a comunicação.

Caso os dados passados pelo Tracer sejam “255” para ambos os dados, o microcontrolador entende que a rotina de inicialização foi solicitada.

11.5 Programação do módulo de controle do motor

Com os desenhos do circuito apresentados anteriormente, o grupo procedeu para a programação do microcontrolador para o módulo de controle do motor. Para tanto, foi utilizada a ferramenta de programação disponível na empresa Intermed, chamada “Microvision”, uma IDE de programação de microcontroladores em geral.

A figura abaixo ilustra o esquema do programa codificado pelo grupo:

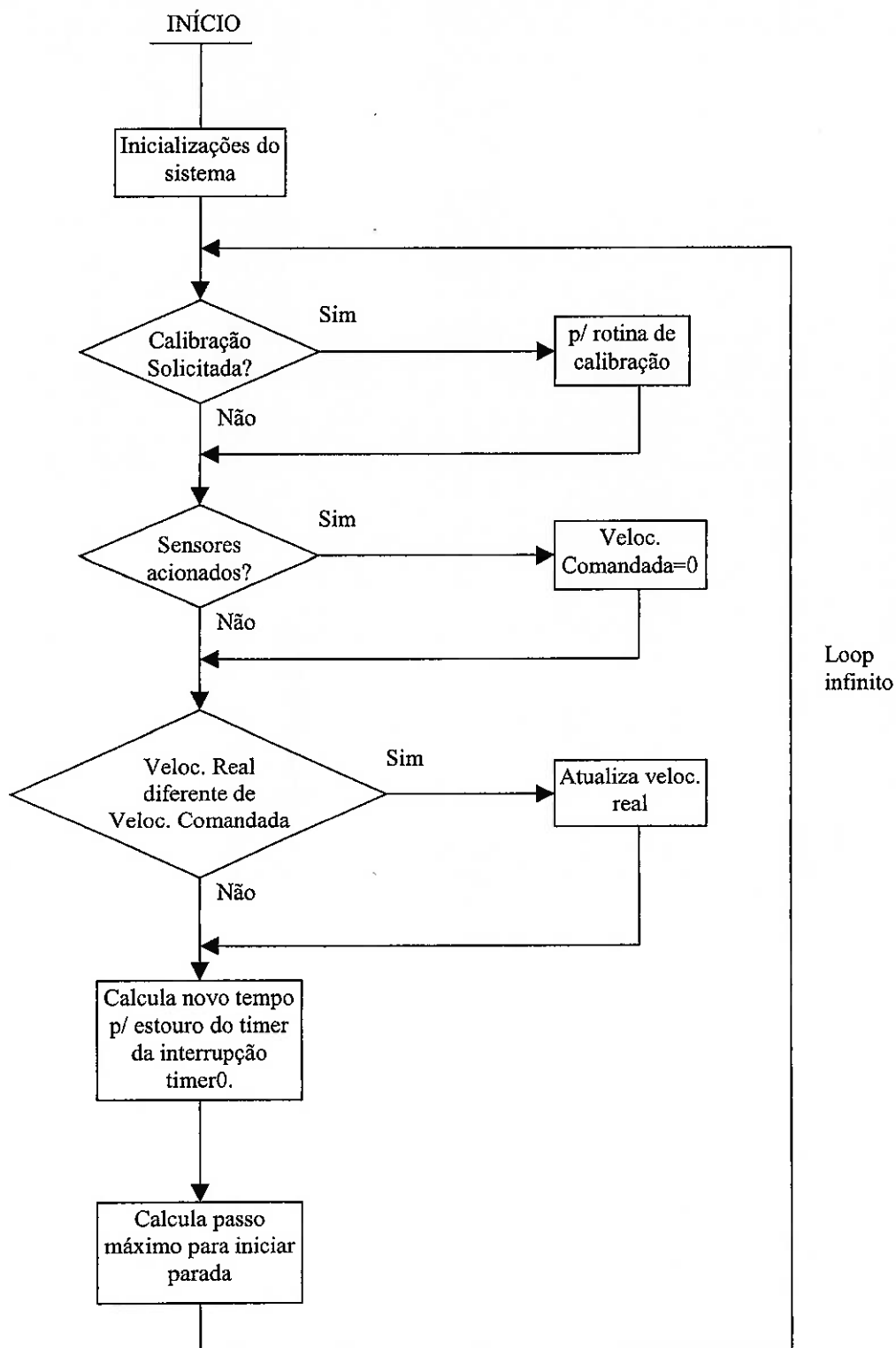


Figura 24 – Esquema da codificação do programa principal

Como pode ser percebido pela figura acima, o programa principal, após fazer as inicializações necessárias do sistema, entra em um loop infinito que, entre outras

coisas, monitora a diferença entre as variáveis de velocidade real (aquela que o motor está sendo comandado através dos pulsos) e da velocidade comandada pelo Tracer. Caso haja diferença entre as duas, existe a atualização da velocidade real com base nas características dinâmicas do sistema.

O programa principal verifica também se houve chamada da função que inicializa o simulador. Essa rotina foi codificada conforme mostrado na figura abaixo:

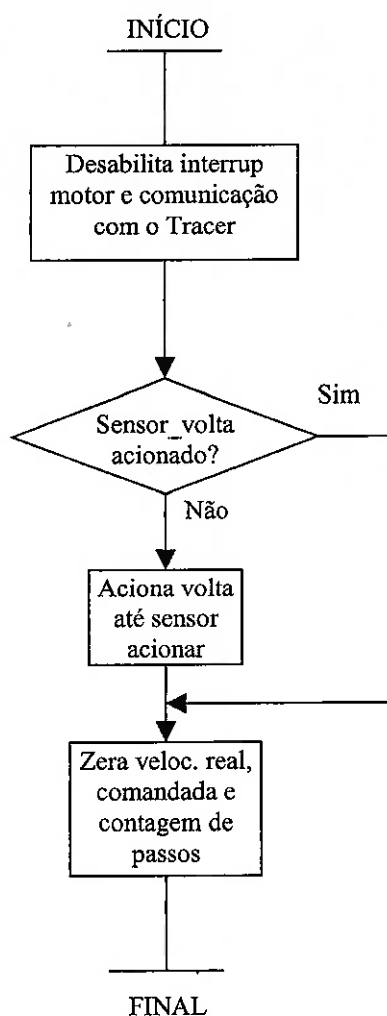


Figura 25 – Esquema da rotina de calibração do simulador

A função dessa rotina é simples: a de garantir que a contagem de passos se inicia do zero a partir da posição inicial (com o sensor de fim de curso de volta acionado).

Além dessa rotina, o grupo codificou também a rotina de comunicação com o Tracer conforme roteiro apresentado no item anterior. A codificação da mesma seguiu o esquema mostrado abaixo:

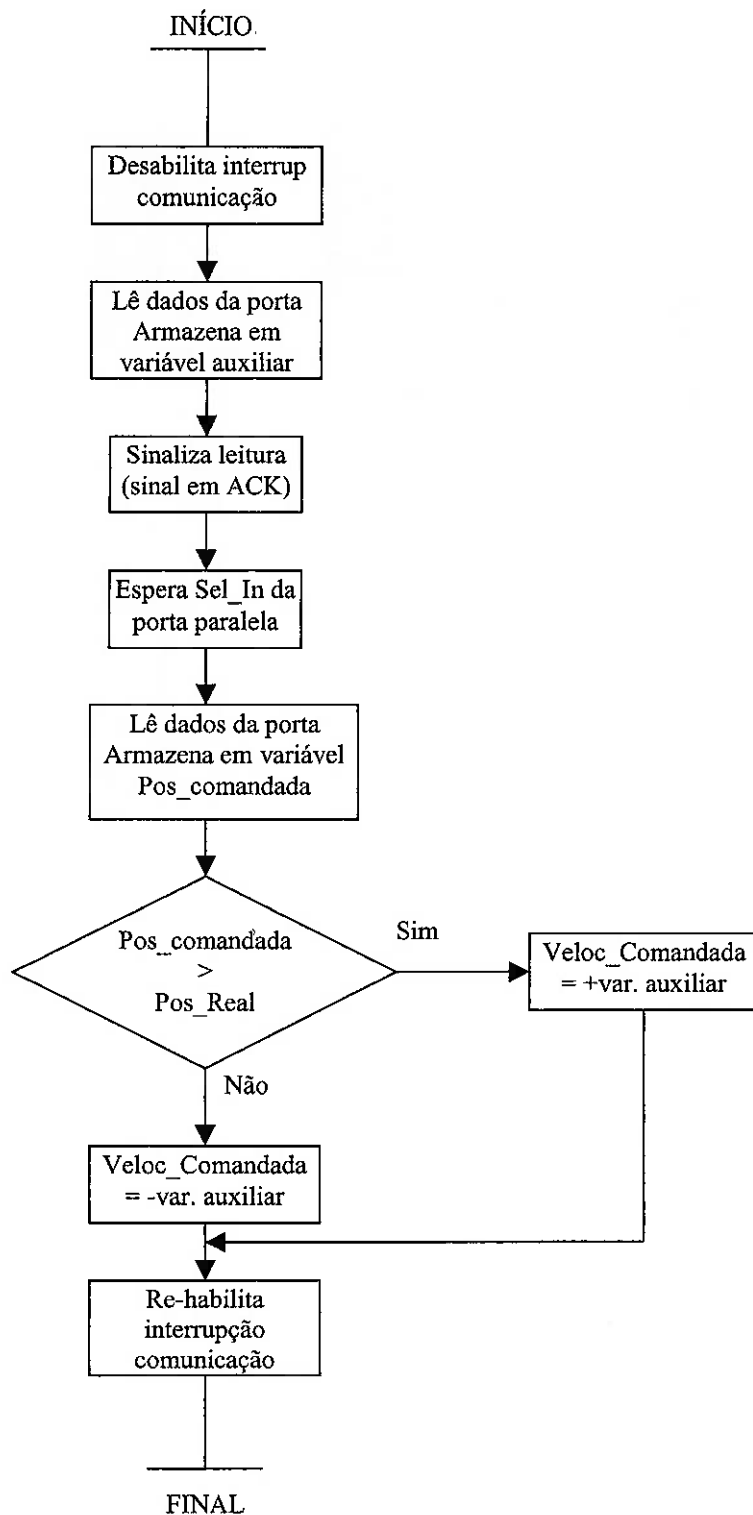


Figura 26 – Esquema de codificação da rotina de comunicação

A explicação dessa rotina já foi feita no roteiro apresentado no item anterior. Entretanto, vale notar a necessidade de se utilizar uma variável auxiliar para guardar o valor da velocidade. Apenas após o recebimento do valor da posição comandada é que a rotina atualiza o valor da velocidade com o sentido correto (positivo para ida e negativo para volta).

A interrupção interna causada pelo temporizador (timer) 0 foi utilizada para atualizar os passos do motor. Quando o timer estourasse, um pedido de interrupção seria gerado. Dentro dela, a atualização dos passos seria feita. Abaixo segue o esquema geral de como essa rotina foi implementada:

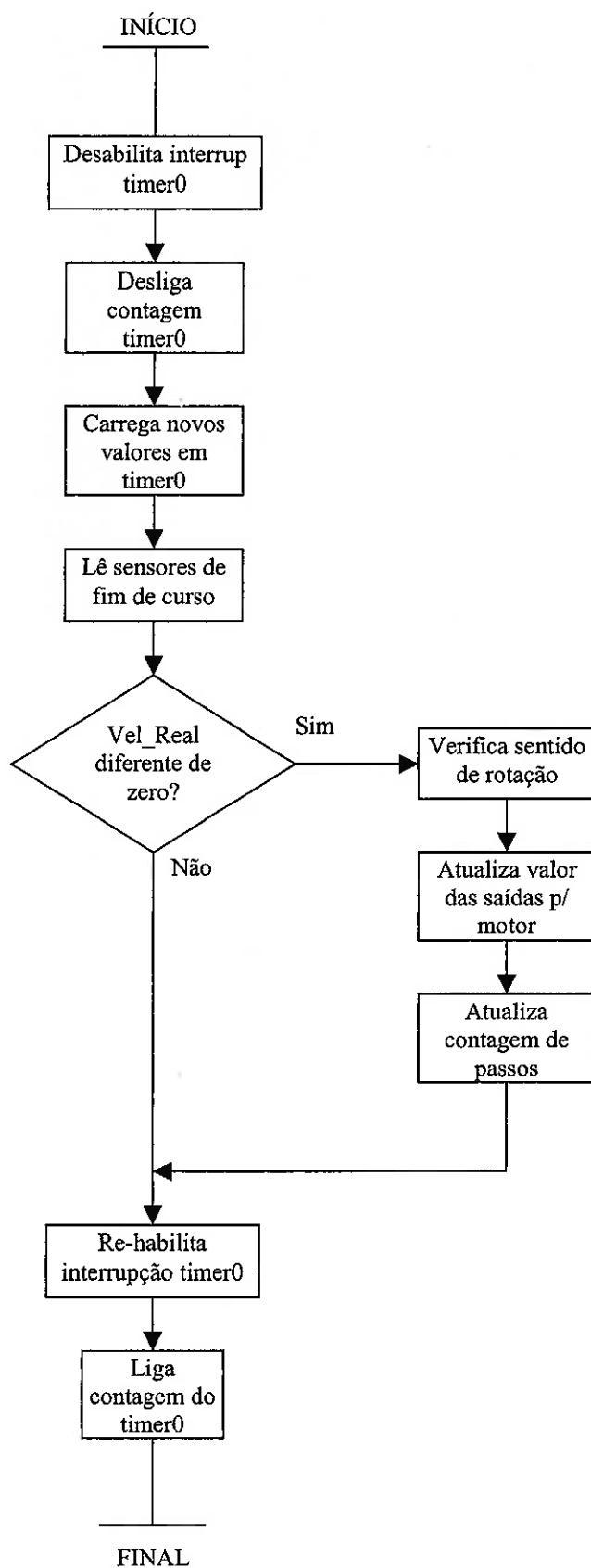


Figura 27 – Esquema de codificação da rotina de interrupção

Além das funções mostradas acima, o grupo codificou também uma outra rotina de interrupção externa, acionada quando do acionamento de um botão de emergência. O esquema geral dessa rotina se encontra abaixo:

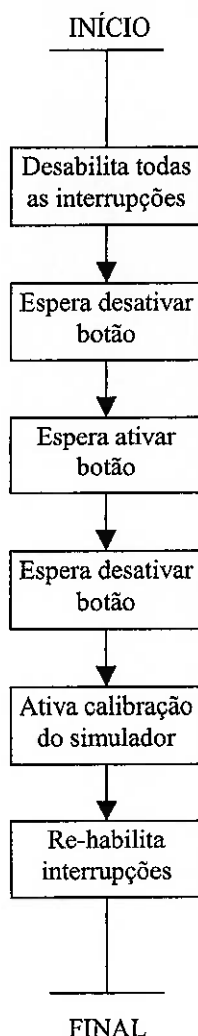


Figura 28 – Esquema geral da rotina para o botão de emergência

O grupo também codificou o programa para o Tracer. Entretanto, este programa é basicamente a repetição de três operações: leitura dos valores de pressão e fluxo, cálculo dos novos valores de posição e velocidade e envio dessas informações para o módulo de controle do motor. Há uma interrupção que é a proveniente do teclado frontal do aparelho, para tratar os dados inseridos pelo usuário. Devido à simplicidade desse programa, e ao fato do aparelho já estar montado e desenvolvido, o grupo não abordará os detalhes de sua programação.

O código-fonte dos programas não será colocado aqui por se tratar de um produto ainda em desenvolvimento cuja patente ainda não foi pedida. Dessa forma, o

grupo visa proteger não apenas os interesses comerciais da empresa Intermed, mas também nossos próprios interesses em explorar comercialmente o fruto do presente trabalho.

11.6 Limites de erro aceitáveis

Para garantir uma precisão nas medições realizadas com o simulador devem ser feitas duas indagações muito importantes:

1. Quais são os componentes geradores de erro?
2. Qual o valor de um erro aceitável?

Como não se possui um modelo de todos os geradores de erros do sistema, deve-se mapear todas as potenciais fontes de imprecisão e estimar o efeito que estas imprecisões podem causar ao sistema. Para o simulador estudado, os erros considerados críticos são aqueles que influenciam o volume interno ao fole, bem como a variação deste volume. Erros de medição da vazão e pressão do simulador também devem ser controlados, no entanto não faz parte do escopo deste trabalho a análise dos transdutores de vazão e pressão.

Foram identificados como possíveis causadores de erros os seguintes elementos:

- Defasagem de posição do motor: erros devido à dinâmica do motor já foram considerados no modelo de controle do simulador, sendo portanto erros previstos e controláveis. Há uma grande segurança de que o motor não perderá passos, no entanto isto pode eventualmente ocorrer. Este erro não é acumulativo, pois uma nova calibração é feita a cada ciclo de respiração. Dados os parâmetros da tabela dinâmica anteriormente apresentada, tem-se que para cada passo o volume varia em $0,55\text{cm}^3$;
- Defasagem de posição devido ao controle: apesar de possuir a função de minimizar os erros, o controlador é discreto e a cada iteração pode haver um erro residual. De qualquer forma, a taxa de iteração é extremamente alta em relação ao movimento mecânico, não causando erros significativos;

- Imprecisões devido a folgas no sistema (acoplamento-acoplamento, fuso-castanha, castanha-garfo): No projeto das peças primou-se por um movimento livre entre as peças, sem pré-tensões que aumentassem o atrito e conseqüentemente a solicitação sobre o motor. O ponto negativo disto é que criaram-se algumas folgas indesejadas entre essas peças. Fazendo-se uma estimativa da soma destas folgas chega-se a um erro acumulado da mesma ordem que para um passo. Considera-se portanto um erro extrapolado de 1 cm^3 ;
- Imprecisões devido à deformação indesejada do fole: Ao ser imprimida uma pressão positiva dentro do fole esta pode deformar indesejavelmente como se fosse uma bexiga. Este aumento de volume não é percebido pelo sistema, já que ele não é causa de por um movimento no motor. Para minimizar este efeito o fole conta com a presença de anéis montados em cada um dos vales de seu perfil, evitando que estes inflem. Esta medida reduz significativamente o problema, mas não o elimina totalmente. Estima-se que este fenômeno insira uma imprecisão de cerca de 5 cm^3 ao sistema.
- Má modelagem geométrica: caso a geometria do sistema não tenha sido modelada devidamente, estará sendo inserido um erro sistemático na medição. Com base nas tolerâncias das medições realizadas, estima-se que este erro possa chegar a algo em torno de 3 cm^3 .

No pior dos casos estes erros seriam somados. Teria-se portanto um erro acumulado de cerca de 10 cm^3 .

Por experiência do grupo, sabe-se que erros de 1% ou 2% em medições experimentais já podem ser considerados muito bons. Após os cálculos realizados e considerando um volume total de 1,8L (vide tabela 10) tem-se um erro acumulado estimado de 0,6%, que seria aceitável.

12. RESULTADOS

Com o presente trabalho, conclui-se a primeira versão do projeto do simulador pulmonar. O projeto de automação do simulador mecânico com a presença de esforços inspiratório e expiratório era o objetivo principal do trabalho, e este se encontra cumprido e validado.

Como a simulação de uma complacência ativa se daria na segunda versão do projeto, ela não se encontra demonstrada física e/ou logicamente no presente trabalho. Entretanto, ao longo deste trabalho foram mostrados os estudos para se garantir que a complacência automatizada poderia ser desenvolvida com o sistema projetado pelo grupo. Dessa forma, o desenvolvimento do software de controle (presente no Tracer) é o passo que falta para se ter o resultado desejado.

O projeto e a construção do protótipo foram os itens que mais demandaram esforços por parte do grupo. O projeto passou por algumas revisões devido à impossibilidade de construção de determinadas peças nos laboratórios de protótipos da Intermed, e o que se encontra demonstrado aqui é a versão final do mesmo. A figura 29 é uma foto do protótipo acabado.

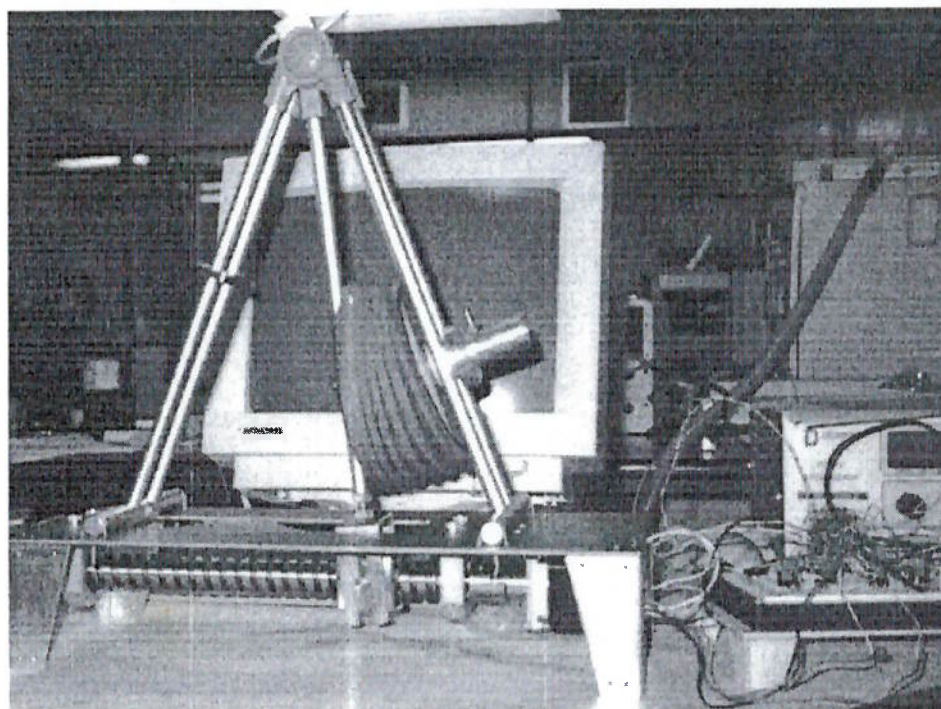


Figura 29 - Foto do protótipo construído

Em relação ao funcionamento do protótipo, este atendeu as expectativas do grupo, bem como dos outros engenheiros que se envolveram ao longo deste trabalho. Obteve-se um desempenho talvez menos satisfatório por parte do motor adotado. Era sabido pelo grupo que a procedência do motor utilizado não era de total confiança. De fato, o motor não seguia o padrão de curva “Rotação X Torque” que se encontraram em documentos de fabricantes mais conhecidos. Para um primeiro protótipo no entanto não se recorreram a produtos mais caros devido ao problema do baixo custo de desenvolvimento. Mas a troca do motor em versões futuras será feita de forma natural, visto que um modelo padronizado foi utilizado.

De uma forma geral, o resultado do projeto foi bem acolhido pelos engenheiros da Intermed, e estudos para o desenvolvimento das versões futuras do aparelho já se iniciaram.

13. CONCLUSÕES

O presente trabalho foi o fruto de muitos meses de desenvolvimento contínuo por parte dos integrantes do grupo, e comprova a capacidade dos mesmos de colocar em prática os conceitos aprendidos em sala de aula. Conceitos de projeto mecânico, projeto eletrônico e controle de sistemas foram bem utilizados para se obter o resultado desejado.

Além disso, o gerenciamento das etapas do projeto foi algo que o grupo teve de aprender para poder realizar em tempo hábil tudo aquilo que era exigido. Nesse trabalho, o grupo considera que realizou todas as etapas importantes dentro de um projeto: a concepção da idéia inicial, a busca de patrocinadores, entrevistas com potenciais compradores do produto (e o entendimento de suas necessidades), a especificação dos objetivos do projeto, o desenvolvimento de alternativas, pesquisas com fornecedores, projeto e dimensionamento de componentes mecânicos, projeto e especificações de componentes eletrônicos, estratégia de controle, simulação do sistema em softwares específicos, programação de microcontroladores para uma aplicação específica e validação dos subsistemas através de testes em condições apropriadas.

Todos os passos acima foram desenvolvidos com diversas restrições orçamentárias e técnicas. O grupo, entretanto, soube também buscar junto a outros engenheiros, em especial junto ao professor orientador Raul G. Lima, as respostas aos problemas que surgiram.

O trabalho possibilitou, ainda, o conhecimento de como é o desenvolvimento de um produto dentro de uma empresa: como agregar o fator humano ao aprendido em sala de aula. Foram necessárias diversas reuniões ao longo do ano, nas quais os integrantes do grupo puderam perceber a importância de embasar tecnicamente seus argumentos, defender seus pontos de vista e ouvir as expectativas e problemas alheios.

Por fim, o resultado final do trabalho é a primeira versão de um produto com sérias chances de conquistar o mercado para o qual foi projetado, mercado este muito carente deste tipo de projeto de engenharia.

14. BIBLIOGRAFIA

- [1] - SHERMAN, T.F. **A simple analogue of lung mechanics.** AM J Physiol. V.265 pag.S32-S34. 1993.
- [2] - FU, C. **Análise crítica de simuladores mecânicos de pulmão e sua aplicação na ventilação não invasiva com CPAP.** 2000. 117p. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo. São Paulo.
- [3] - GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Textbook of Medical Physiology.** 9th edition. Philadelphia: W.B.Saunders Company, 1996.
- [4] - BONASSA, J. **Princípios Básicos dos Ventiladores Artificiais.** s.L. s.n.
- [5] - PETERS, R.M. **The Mechanical Basis of Respiration.** Boston: Little, Brown, and Co., 1969.
- [6] - PINO, A.V.; GIANNELLA NETO, A. **Mínimos Quadrados Aplicados á Identificação dos Parâmetros da Mecânica Respiratória.** Pelotas. Estudo sobre a identificação de parâmetros da mecânica do sistema respiratório utilizando o método dos mínimos quadrados. Disponível em: <<http://esin.ucpel.tche.br/bbvirt/art/p6cbeb.htm>>. Acesso em: 29 de abr. de 2002.
- [7] - AMARAL, L.H.; ARAÚJO, F. **Simuladores – Laboratórios baseados por computador.** São Paulo. Apresenta o desenvolvimento e utilização de um simulador para sistema respiratório virtual. Disponível em: <<http://www.relacon.com/telmed99/posters/08/>>. Acesso em: 29 de abr. de 2002.
- [8] - TAKAHASHI, M.; MANO, Y.; SHIBAYAMA, M.; YAMAMI, N. Effects of breathing resistance while inhaling 3% carbon dioxide during steady-state exercise. **Journal of Occupational Health.** v.40 pag.213-217. 1998.

- [9] - NAZARI, S.; SAVINI, A.; RICCIARDI, L.; BELLINZONA, G.; PRATI, U.; DIONIGI, P.; MONCALVO, F.; ZONTA, A. **Differential Ventilation of the Lung. A new experimental model.** Pavia (Itália). Descrição do estudo do novo modo ventilatório diferencial de pulmão. Disponível em: <<http://www.fondazionecarrel.org/carrel/miscell/files/differ/fulltxt.htm>>. Acesso em: 29 de abr. de 2002.
- [10] - KAYE, J.M. **Traumap: The design of a 3D virtual environment for modeling cardiopulmonary interactions.** 1997. 187p. Dissertação. University of Pennsylvania. Pennsylvania.
- [11] - INTERMED EQUIPAMENTO MÉDICO HOSPITALAR. **Procedimento de Planejamento avançado da Qualidade do Produto.** 2002. 26p.
- [12] - MATHEWS, P. **A Review of Ingmar Medical's ASL 5000 servo Lung Simulator.** Focus on Respiratory Care. Disponível em <<http://www.foocus.com/FALL-2000/equipment.html>>. Acesso em 25 de abr. 2002.
- [13] - INGMAR MEDICAL LUNG SIMULATORS AND BREATHING SIMULATORS. Estados Unidos. Apresenta informações sobre seus produtos. Disponível em: <<http://www.ingmarmed.com/>>. Acesso em: 25 de abr. 2002.
- [14] - MICHIGAN INSTRUMENTS. Michigan. Apresenta informações sobre seus produtos. Disponível em: <<http://www.michiganinstruments.com/lung.htm/>>. Acesso em: 25 de abr. 2002.
- [15] - HANS RUDOLPH INC. Missouri. Apresenta informações sobre seus produtos. Disponível em: <<http://www.rudolphkc.com/>>. Acesso em: 25 de abr. 2002.

- [16] - BEVILACQUA, J.S.: **Dynamics of a 300 Million-alveoli Model, (ref B023).** IN: 3th International Conference on Nonlinear Dynamics, Chaos, Control and Their Applications in Engineering Sciences. 31 jul-4 ago. 2000. Campos do Jordão. SP.
- [17] – MICHAELSON, E.D.; GRASSMAN, E.D.; PETERS, W.R. **Pulmonary mechanics by spectral analysis of forced random noise.** J.Clin Invest. v.56 pag.1210-1230. 1975.
- [18] – FISHMAN, A.P. et al. **Handbook of Physiology. Section 3. Volume 3.** Maryland: American Physiology Society. 1986.
- [19] – KAMINSKI, P.C. **Desenvolvendo produtos com planejamento, criatividade e qualidade.** LTC. 2000.
- [20] – ZAMPESE, B. **Dimensionamento.** Grêmio Politécnico. 1986.
- [21] – SKF. **Catálogo Geral.** Stamperia Artistica Nazionale. 1989.
- [22] – SHIGLEY, J.E. **Mechanical Engineering Design.** McGraw-Hill. 1989.
- [23] – SLOCUM, A.H. **Precision Machine Design.** Prentice Hall. 1992.
- [24] – VENEGAS, J.G.; HARRIS, R.S.; SIMON, B.A. **A comprehensive equation for the pulmonary pressure-volume curve.** Journal of Applied Physiology v.84 pag.389-395. 1998
- [25] – SILVA JR., V.P. **Aplicações práticas do microcontrolador 8051 – 10^a edição.** São Paulo: Érica, 1998. 270p.
- [26] – NICOLSI, D.E.C. **Laboratório de microcontroladores: Família 8051:Treino de instruções, hardware e software.** São Paulo: Érica, 2002. 205p.

[27] – ESCOLA POLITÉCNICA DAS USP. **Diretrizes para apresentação de dissertações e teses.** São Paulo: 2012.

[28] – MAJERUS,P. **LPT (parallel) port.** Disponível em <<http://www.phm.lu/Documentation/Connectors/Parallel.asp>>. Acesso em: 15 out. 2002.

[29] – ANDERSON,P.H.**Use of a PC Printer Port for Control and Data Acquisition.** Disponível em <<http://et.nmsu.edu/~etti/fall96/computer/printer/printer.html>>. Acesso em: 15 out. 2002.

[30] – PHILIPS. **P89C51RA2xx/RB2xx/RC2xx/RD2xx: 80C51 8-bit flash microcontroller family.** EUA: 2002

[31] – INTERNATIONAL RECTIFIER. **IRF520N: Hexfet power MOSFET.** EUA: 1998

[32] – NATIONAL SEMICONDUCTOR. **LM78XX series voltage regulator.** EUA: 2000

[33] –PANTERMUEHL, P. J., SMALLEY, A. J. **Friction tests: Typical chock materials and cast iron.** Gas Machinery Research Council: EUA: 1997