

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ENDRIGO ROSA DE CARVALHO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA CÂMARA DE HIPÓXIA NORMOBÁRICA
PARA ESTUDOS EM FISIOLOGIA HUMANA**

PORTO ALEGRE

2015

ENDRIGO ROSA DE CARVALHO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA CÂMARA DE HIPÓXIA NORMOBÁRICA
PARA ESTUDOS EM FISIOLOGIA HUMANA**

Dissertação de Mestrado apresentado
como requisito para obtenção do grau de
Mestre pelo Programa de Pós-Graduação
na Faculdade de Engenharia da Pontifícia
Universidade Católica do Rio Grande do
Sul.

Orientadora: Profa. Dr. Thaís Russomano
Co-Orientador: Prof. Dr. Rafael R. Baptista

PORTO ALEGRE
2015



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

FACULDADE DE ENGENHARIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

DESENVOLVIMENTO DE UMA CÂMARA DE HIPÓXIA NORMOBÁRICA PARA ESTUDOS EM FISIOLOGIA HUMANA

CANDIDATO: ENDRIGO ROSA DE CARVALHO

Esta Dissertação de Mestrado foi julgada para obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

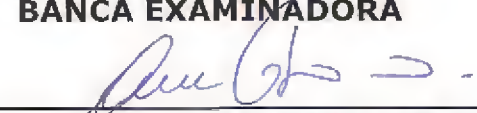


DRA. THAIS RUSSOMANO - ORIENTADORA



DR. RAFAEL REIMANN BAPTISTA - CO-ORIENTADOR

BANCA EXAMINADORA



**DR. AVELINO FRANCISCO ZORZO - PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DA
COMPUTAÇÃO - PUCRS**



DR. JOÃO DE CARVALHO CASTRO - DA FACULDADE DE MEDICINA - PUCRS



DR. ALEXANDRE ROSA FRANCO - DO PPGE/FENG - PUCRS



DR. CARLOS ALEXANDRE DOS SANTOS - DO PGETEMA/FENG - PUCRS

PUCRS

Campus Central

Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 30 - Sala 103 - CEP: 90619-900

Telefone: (51) 3320.3540 - Fax: (51) 3320.3625

E-mail: engenharia.pg.eletrica@pucrs.br

www.pucrs.br/feng

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, a todas as pessoas que, de uma forma ou de outra, me ajudaram neste projeto.

Gostaria de agradecer toda a minha família, pelo apoio incondicional que sempre tive de vocês, principalmente a minha mãe, Cleura Ferreira da Rosa, meu pai, Iran Rogério Rocha de Carvalho, que mesmo não estando aqui, sei que me ajudou em tudo que foi preciso, e a minha vó Elenita Maria da Rosa, por toda a ajuda e conselhos que tive dela.

Às minhas amigas e aos meus amigos, que nesta longa data, sempre me deram apoio e entenderam todos os momentos que não pude comparecer aos compromissos prometidos, principalmente aos meus grandes amigos e amigas Roberto Stevan, Tabata Yami, Tiago Allan, Luciana Delgado, Kellen, Tatiana, Alessandra, Andressa, Mayara e Jorge Ferreira. Infelizmente, não poderei citar todos, pois seriam muitas páginas, mas agradeço todos de coração.

A todos meus professores que me acompanharam neste projeto, porém, gostaria de fazer um agradecimento especial à Prof. Thais Russomano por ter me dado esta oportunidade; Prof. Júlio Cesar de Lima e sua esposa, por ter me dado uma grande ajuda, inclusive trabalhando de segunda a segunda, de manhã, tarde e noite; e Prof. Rafael Baptista. Como é de praxe, sem ele, este projeto não seria possível; e sua esposa, que entendeu que ele estava nos ajudando neste grande projeto.

Aos meus colegas do mestrado e, principalmente, do Microg, pois estes comprovaram o que o meu pensamento que dizia: "Um engenheiro sozinho não sai do lugar". Em especial, aos meus colegas que passaram dias e dias nesta batalha, Eloy Velasquez, Leandro Disiuta, Ingrid Lamadrid, Flávia Fachel, Ricardo Cardoso, Vinicius Melo e outros tantos que estiveram comigo.

Aos setores da PUCRS, que sempre foram solícitos quando precisei, Biomédica do Hospital da PUCRS, serralheria da PUCRS, marcenaria da PUCRS e secretaria do PPGE.

Gostaria de dizer a todos: **MUITO OBRIGADO.**

“O tripulante excelente é aquele que usa seu julgamento excelente para manter-se afastado de situações onde ele teria que usar suas habilidades excelentes.” (PASCALE, 2010)

RESUMO

Uma das maiores limitações encontrados por aviadores é conhecido como hipóxia, ou seja, a diminuição de um adequado suprimento de oxigênio aos tecidos e células. Embora acidentes por hipóxia sejam raros, podem-se citar acidentes como *Payne Stewart*, *Cipriota Helios Airways* e casal *Glazer*. Tanto a FAA quanto a ANAC exigem somente disciplinas teóricas de medicina aeroespacial nos cursos de formação de pilotos, porém, um estudo revelou que 90% dos pilotos de linha aérea concordam que há uma necessidade de treinamento prático. Com o objetivo de possibilitar e aperfeiçoar este tipo de treinamento, o presente projeto desenvolveu um sistema de treinamento de hipóxia em câmara de hipóxia normobárica denominado CHN-ERC. O desenvolvimento foi dividido em quatro sistemas denominados: infraestrutura (Infra), sistema de controle (SC), sistema de segurança (SS) e sistema de mistura gasosa (SMG). Ao final do projeto, foi desenvolvido uma câmara contendo as dimensões de 2.000 X 2.000 X 2.000 mm, pesando aproximadamente 63 Kg e podendo ser utilizado por dois alunos sentados ou um aluno utilizando uma bicicleta ou esteira ergométrica. A infraestrutura foi desenvolvida com tubos de PVC e revestimento com lona de vinil. Foi desenvolvido um sistema de controle projetado para adquirir sinais de sensores de O₂ e CO₂, utilizando um oxímetro portátil *Teledyne*, além de processar e controlar o hardware dos demais sistemas. Para o controle, a homogeneização e a exaustão da mistura gasosa foi desenvolvido o SMG. Este foi projetado para o envio dos gases contidos nos cilindros de O₂ medicinal a 100% e N₂ medicinal a 100% para a CHN-ERC, além de garantir a mistura e a homogeneização desses gases. Para garantir a segurança do aluno que irá fazer o treinamento e do instrutor, foi desenvolvido o SS. Após a conclusão da CHN-ERC, tornou-se possível o aprimoramento de treinamento de pilotos com câmara de baixo custo (aproximadamente R\$ 23.300,00), além de mostrar-se eficiente para a utilização em treinamento para melhoramento no condicionamento físico de atletas de alto rendimento e desenvolvimento de HAST (*Hypoxia Altitude Simulation Test*).

Palavras-chave: Câmara. Hipóxia. Simulação de altitude. Treinamento. Aviação.

ABSTRACT

One of the biggest challenges find by aviators is known as hypoxia; that is, the decrease in adequate oxygen supply to tissues and cells. Even though accidents due to hypoxia are rare, it's possible to quote accidents like Payne Stewart, Cipriota Helios Airways, and the Glazer couple. Both FAA and ANAC demand only theoretical disciplines of aerospace medicine in pilot formation courses, however, a study revealed that 90% of airline pilots agree that there is a necessity of practical training. With the goal of enabling and enhancing this kind of training, this present project developed a system of hypoxia training in normobaric hypoxia chamber, called CHN-ERC. The development was divided in four systems called: Infraestructure (INFRA), Control System (SC), Safety System (SS) and Gaseous Mixture System (SMG). At the project's conclusion, a camera measuring 2000x2000x2000mm was developed, weighting approximately, 63.35Kg that could be used by two seated students or one student in either a ergonomic bike or treadmill. The structure was developed using PVC tubes covered with vinyl surface. A control system design to acquire signals from O₂ and CO₂ sensors was developed using the Teledyne portable oximeter, which also processed and controlled other's systems hardware. To control gaseous mixture homogenization and exhaustion, a system to control these parameters was also developed. This was designed to release gas in cylinders of medicinal O₂ at 100% and medicinal N₂ at 100% to the CHN-ERC, also ensuring mixture and homogenization of these gases. To ensure both instructor and training student safety, a system named SS was developed. After the CNH-ERC conclusion, it became possible to not only improve pilot training with a low cost chamber (aprox. R\$ 23.300), but also efficient in high-end physical training improvement for athletes and HAST (hypoxia altitude simulation test) development.

Keywords: Camera. Hypoxia. Training. Aviation. Aviation physiology.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ilustração da curva de dissociação da hemoglobina	26
Figura 2 - Câmara hipobárica situada no IMAE	35
Figura 3 - Câmara hipobárica situada no CAMI	36
Figura 4 - Perfil de voo da câmara hipobárica	37
Figura 5 - Tenda hipóxica produzida pela fabricante Hypoxico Altitude Training Systems	38
Figura 6 – CHN-K utilizada no King’s College	39
Figura 7 - Barra próxima ao chão da CHN-K	40
Figura 8 - <i>Training With Altitude Air Generator</i> (Figura A) e saída de ar empobrecido (Figura B)	41
Figura 9 - Localização (Figura A) e fixação (Figura B) da caixa de sensor de oxigênio dentro da CHN-K	41
Figura 10 - Sala Modular produzida pela fabricante CAT Altitude Training	42
Figura 11 - CAT Air Unit	43
Figura 12 - CAT Digital Controller	44
Figura 13 - Interface gráfica da CAT	45
Figura 14 - Rampa de subida de altitude ao longo do tempo	46
Figura 15 - Máscara de hipóxia para treinamento de atletas fabricado pela Hypoxico	47
Figura 16 - Circuito utilizado na máscara de hipóxia do MicroG	48
Figura 17 - Máscara de hipóxia desenvolvida pelo Centro de Microgravidade da PUCRS	49
Figura 18 - Teste comparativo entre câmara hipobárica e câmara normobárica	50
Figura 19 - Média numérica de sintomas de 20 sujeitos expostos a ambiente hipobárico e normobárico	51
Figura 20 - Layout da CHN-ERC idealizado a partir dos pré-requisitos do sistema	54
Figura 21 - Diagrama de blocos representando os sistemas e blocos de sistemas da CHN-ERC	55
Figura 22 - Desenho computacional da Câmara de Hipóxia Normobárica	55
Figura 23 - Etapas do projeto da CHN-ERC	56
Figura 24 - Vista lateral da Câmara SensorMedics 6200 Autobox	57
Figura 25 - Cálculo de dimensões dos canos de PVC	59
Figura 26 - Montagem simulada da estrutura tubular	60

Figura 27 - Montagem final da estrutura tubular	61
Figura 28 - Visão frontal do projeto do revestimento da CHN	62
Figura 29 - Visão posterior do projeto do revestimento da CHN	62
Figura 30 - Sensor de oxigênio da fabricante “ <i>Analytical Industries</i> ”	64
Figura 31 - Ilustração do Sensor de CO ₂	65
Figura 32 - Válvula solenoide	65
Figura 33 – Placa de aquisição de dados	66
Figura 34 - <i>Label</i> com identificação dos <i>Pinout’s</i> da DAQ USB-6009	67
Figura 35 - Ilustração do ambiente de trabalho do software Labview	68
Figura 36 - Placa de aquisição de sinais - terceira versão	70
Figura 37 - Diagrama de blocos do <i>firmware</i>	72
Figura 38 - Diagrama de sequência representando o envio normal de pacotes entre o firmware e o SOFTERC	73
Figura 39 - Diagrama de sequência representando o envio anormal de pacotes, onde o SOFTERC retorna ACK = 0	74
Figura 40 - Diagrama de sequência representando o envio anormal de pacotes onde o firmware não recebe o pacote de ACK	75
Figura 41 - Diagrama de Blocos do SOFTERC	76
Figura 42 – Janela do visualizador do software SOFTERC	77
Figura 43 - Janela de configuração do sistema do software SOFTERC	77
Figura 44 - Janela de entrada do software SOFTERC	78
Figura 45 - Padrão do pacote de dados recebido pelo SOFTERC	79
Figura 46 - Diagrama do bloco de recebimento de dados	80
Figura 47 - Fluxograma representando o bloco Tratamento de Dados	81
Figura 48 - Gráfico de altitude versus % de O ₂ para valores de X < 17,41	82
Figura 49 - Gráfico de altitude versus % de O ₂ para valores de X ≥ 17,41	83
Figura 50 - Fluxograma representando o bloco controle de altitude	85
Figura 51 - Sistema de controle	87
Figura 52 - Ilustração da tampa frontal da caixa do módulo de controle	89
Figura 53 - Cilindro de O ₂ e N ₂	90
Figura 54 - Válvula redutora de pressão e fluxômetro de argônio	91
Figura 55 - Válvula Solenoide	92
Figura 56 - Ventilador Elgin MC-11B	93
Figura 57 - Mangueira Corrugada de PVC	94
Figura 58 - Layout do SEG	95

Figura 59 - Teste de homogeneidade	97
Figura 60 - Ilustração do suporte do ventilador SPAL	98
Figura 61 - Estrutura do sistema de homogeneização da CHN-ERC	98
Figura 62 - Sistema de exaustão de mistura gasosa	99
Figura 63 - Fixação do suporte com cola quente em detalhe	100
Figura 64 - Conector em detalhe do reforço das dobras do "Poxipol"	101
Figura 65 - Montagem completa do SEMG	102
Figura 66 - Máscara da fabricante "Gentex" com detalhe na válvula de fluxo	103
Figura 67 - Vista Frontal e Posterior da Máscara MSA	104
Figura 68 - Sistema de oxigenação - aluno	106
Figura 69 - Engate entre conector pneumático e balão de látex	107
Figura 70 - Conector desenvolvido para utilização com a máscara da fabricante "Gentex"	108
Figura 71 - Sistema de oxigenação - instrutor	109
Figura 72 - Ilustração do conector de entrada da MASK-MSA	109
Figura 73 - Ilustração do conector de saída da MASK-MSA	110
Figura 74 - Teste de vedação na câmara SensorMedics	112
Figura 75 - Teste de vazamento - vista frontal da CNH-ERC	113
Figura 76- Teste de vazamento - Vista posterior da CNH-ERC	113
Figura 77 - Teste de vazamento - zíper lateral da CNH-ERC com vazamento ...	114
Figura 78 - Teste de oxigênio a 21% com a primeira versão de hardware do sistema de sensoriamento	115
Figura 79 - Teste de oxigênio a 21% com a segunda versão de hardware do sistema de sensoriamento	115
Figura 80 - Teste de oxigênio a 21% com a segunda versão de hardware do sistema de sensoriamento	116
Figura 81 - Teste para verificação de perdas de pacotes do Software SOFTERC	116
Figura 82 - Ilustração do teste de bancada do sistema de controle de hardware e equipamentos utilizados	117
Figura 83 - Respirador automático modelo "Babylog 800 Plus" utilizado no teste de funcionamento do sensor "PSR-11-915-2"	119
Figura 84 - Teste para verificar a melhor distância entre o ventilador e o suporte utilizando anemômetro	120
Figura 85- Teste do sistema de homogeneização utilizando gelo seco	122
Figura 86 - Primeira (Figura A) e segunda (Figura B) versão do sistema de oxigenação do aluno	123

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores típicos para pressões e saturação da hemoglobina de um sujeito saudável exposto à hipóxia	26
Tabela 2 - Relação entre altitude, concentração de O ₂ e Tempo de Desempenho Eficaz (TDE)	29
Tabela 3 – Sintomatologia da hipóxia de altitude	31
Tabela 4 – Sinais e sintomas da hiperventilação em altitude	34
Tabela 5 - Medidas fisiológicas realizadas durante cinco minutos de exposição dos indivíduos em câmara hipobárica e normobárica com PO ₂ de 58,9 mmHg, simulando altitude de 25,000 pés	51
Tabela 6 - Sumário de comparação de variáveis dependentes entre ambientes hipobárico e normobárico	52
Tabela 7 - Relação entre Equipamentos e Pinouts da DAQ	86
Tabela 8 - Tabela de performance do circulador de ar "00-B40-22" da fabricante "SPAL"	93
Tabela 9 - Número do resistor setado no ventilador X corrente	96
Tabela 10 - Média dos valores amostrados no teste para verificar a distância entre suporte e ventilador	121
Tabela 11 - Tabela comparativa entre diversos tipos de câmaras de hipóxia	125

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

%O ₂	Concentração de oxigênio
CAAMI	<i>Civil Aerospace Medical Institute</i>
CHH	Câmara de hipóxia hipobárica
CHN	Câmara de hipóxia normobárica
CHN-ER	Câmara de hipóxia normobárica do Embry-Riddle Aeronautical University
CHN-ERC	Câmara de hipóxia normobárica desenvolvida neste projeto
CHN-K	Câmara de hipóxia normobárica do <i>King's College</i>
CI	Circuito impresso
CN	Câmara normobárica
CO	Monóxido de carbono
CO ₂	Dióxido de carbono
DAQ	Placa de aquisição de dados
FAA	<i>Federal Aviation Administration</i>
FAB	Força Aérea Brasileira
Gz positivo	Aceleração vertical
IHT	<i>Intermittent hypoxia training</i>
LHTL	<i>Living High, Training Low</i>
LLTH	<i>Living Low, Training High</i>
INFRA	Infraestrutura
MASK-GENTEX	Máscara de oxigênio da fabricante "GENTEX"
MASK-MSA	Máscara de oxigênio da fabricante "MSA"
MDH	Módulo de controle de hardware
MicroG	Centro de Microgravidade da PUCRS
N ₂	Nitrogênio
O ₂	Oxigênio
PA _{CO2}	Pressão parcial do dióxido de carbono
PA _{O2}	Pressão parcial do oxigênio no sangue arterial
PAS-V1	Placa de aquisição de sinais – Primeira versão
PAS-V2	Placa de aquisição de sinais – Segunda versão
PAS-V3	Placa de aquisição de sinais – Terceira versão
Pb	Pressão Barométrica
PC	Computador pessoal

PCI	Placa de circuito impresso
PI _{O2}	Pressão parcial do oxigênio inspirado
PO ₂	Pressão parcial do oxigênio
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
SC	Sistema de controle
SCH	Sistema de controle de hardware
SEG	Sistema de entrega de gases
SS	Sistema de Segurança
SEMG	Sistema de exaustão de mistura gasosa
SHMG	Sistema de homogeneização de mistura
SMG	Sistema de Mistura Gasosa
SOA	Sistema de oxigenação do aluno
SOI	Sistema de oxigenação do instrutor
SPO ₂ , SAO ₂	Saturação da hemoglobina

UNIDADES

Bpm	Batidas por minuto
Ft	Pés
Kgf/cm ²	Quilo grama força por centímetro quadrado
L	Litros
L/min	Litros por minuto
m ³ /h	Metros cúbicos por hora
mA	miliAmpere
min	Minutos
mmHg	Milímetros de mercúrio
pol	polegadas
ppm	Pontos por milhão
v	Volts
W	Watts

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	18
1.1 OBJETIVO	20
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	21
2.1 HIPÓXIA	21
2.1.1 Hipóxia histotóxica	21
2.1.2 Hipóxia anêmica	22
2.1.3 Hipóxia isquêmica	22
2.1.4 Hipóxia hipóxica	22
2.2 HIPÓXIA NA AVIAÇÃO	24
2.2.1 Estágios da hipóxia	27
2.2.2 Tempo de desempenho eficaz	29
2.2.3 Características clínicas	30
2.3 HIPERVENTILAÇÃO	31
2.3.1 Efeitos da hiperventilação	32
2.3.2 Características clínicas	33
2.4 TREINAMENTO FISIOLÓGICO AEROESPACIAL	34
2.4.1 Câmara de hipóxia hipobárica	35
2.4.2 Câmara de hipóxia normobárica	37
<i>2.4.2.1 Chn do King'S College</i>	39
<i>2.4.2.2 Chn Do Embry-Riddle Aeronautical University</i>	42
2.4.3 Máscara de hipóxia normobárica	46
<i>2.4.3.1 Máscara De Hipóxia Do Microg</i>	47
2.5 CÂMARA HIPOBÁRICA VERSUS CÂMARA NORMOBÁRICA	49
3 MATERIAIS E MÉTODOS	53
3.1 IDEALIZAÇÃO DA CHN-ERC	53
3.2 INFRAESTRUTURA	57
3.2.1 Versão 1 – Sensor Medics 6200	57
3.2.2 Versão 2 – estrutura tubular	58
<i>3.2.2.1 Construção da estrutura tubular</i>	58
3.2.3 Construção do revestimento	61
3.4 SISTEMA DE CONTROLE	63

3.4.1 Materiais utilizados no sistema de controle	63
3.4.1.1 Sensor De O ₂	63
3.4.1.2 Oxímetro Portátil Teledyne	64
3.4.1.3 Sensor de Co ₂	64
3.4.1.4 Relés	65
3.4.1.5 Placa de aquisição de dados	66
3.4.2 Softwares utilizados no sistema de controle	67
3.4.2.1 Labview	67
3.4.2.2 Eclipse	69
3.4.3 Desenvolvimento do sistema de sensoriamento	69
3.4.3.1 Hardware	69
3.4.3.2 Firmware	70
3.4.4 Desenvolvimento do software	75
3.4.4.1 Recebimento de dados	78
3.4.4.2 Tratamento de dados	81
3.4.4.3 Gravação de dados	82
3.4.4.4 Cálculo de altitude	82
3.4.4.5 Controle de Gases	84
3.4.4.6 Envio de sinais para Daq	85
3.4.5 Desenvolvimento do Sistema de controle de hardware	86
3.4.5.1 Módulo Daq	87
3.4.5.2 Módulo de controle de hardware	87
3.5 SISTEMA DE MISTURA GASOSA	89
3.5.1 Materiais utilizados no sistema de mistura gasosa	89
3.5.1.1 Cilindro de oxigênio e nitrogênio	89
3.5.1.2 Válvula redutora de pressão e fluxômetro para cilindro de oxigênio	90
3.5.1.3 Válvula redutora de pressão e fluxômetro para cilindro de nitrogênio	90
3.5.1.4 Válvula tripla com válvula de impacto para oxigênio	92
3.5.1.5 Mangueiras de ar comprimido	92
3.5.1.6 Válvulas solenoides	92
3.5.1.7 Ventilador Elgin Mc-11b	93
3.5.1.8 Ventilador Spal 009-B40-22	94
3.5.1.9 Mangueira corrugada	95
3.5.2 Construção do sistema de entrega de gases	96
3.5.3 Construção do sistema de homogeneização da mistura gasosa	96

3.5.3.1 Ventilador Spal	96
3.5.4 Suporte do ventilador	97
3.5.4.1 Sistema de exaustão de mistura gasosa	99
3.6 SISTEMA DE SEGURANÇA	102
3.6.1 Materiais utilizados no sistema de segurança	102
3.6.1.1 Máscara Gentex	103
3.6.1.2 Máscara Msa	104
3.6.1.3 Tubo de PVC	104
3.6.1.4 Mangueira de ar comprimido	105
3.6.1.5 Balão	105
3.6.2 Construção do sistema de oxigenação do aluno	105
3.6.3 Construção do sistema de oxigenação do instrutor	108
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	111
4.1 INFRAESTRUTURA	111
4.1.1 Teste de vedação	112
4.2 SISTEMA DE CONTROLE	114
4.2.1 Teste de funcionamento do sensor “Psr-11-915-2”	118
4.3 SISTEMA DE MISTURA GASOSA	119
4.4 SISTEMA DE SEGURANÇA	122
4.5 SISTEMA DE MALHA FECHADA	123
4.6 COMPARAÇÃO ENTRE A CHN-ERC E OUTROS SISTEMAS DE HIPÓXIA	123
5 CONCLUSÃO	126
6 PROJETOS FUTUROS	127
REFERÊNCIAS	128
APÊNDICE A - Tabela ISA (International Standart Atmosphere) para valores de altitude, pressão, temperatura, %O₂ e pressão parcial de O₂	132
APÊNDICE B - Montagem da estrutura de canos	134
APÊNDICE C - Base do sistema de exaustão de mistura	137
APÊNDICE D - Suporte do conector do sistema de exaustão de mistura	138
APÊNDICE E - Conector do sistema de exaustão de mistura	139
APÊNDICE F - Esquemático da placa de controle	140
APÊNDICE G - Layout da placa de controle	142

APÊNDICE H - Tampa frontal da caixa do módulo de controle	143
APÊNDICE I - Suporte do Ventilador	144
APÊNDICE J - Engate do balão de látex com tubo de PU	145
APÊNDICE K - Conector desenvolvido para máscara da fabricante "Gentex"	146
APÊNDICE L - Conector de entrada da MASK-MSA (CONIN-MASK-MSA) ...	147
APÊNDICE M - Conector de saída da MASK-MSA (CONOUT-MASK-MSA) ..	148

1 INTRODUÇÃO

Um dos grandes desafios encontrados por aviadores é conhecido como hipóxia hipóxica, também conhecida como hipóxia de altitude ou hipóxia hipobárica, ou seja, estado de oxigenação insuficiente do sangue, células e/ou tecidos, causado principalmente por diminuição da pressão ambiental e, por conseguinte, a diminuição da pressão parcial do O₂ (FEDERATION AVIATION ADMINISTRATION, 2002), tendo como resultado diversos fatores no organismo, que podem variar desde a diminuição gradativa da visão noturna, diminuição das funções psicomotoras e, em casos extremos, pode chegar a inconsciência e morte. Embora acidentes aeronáuticos sejam raros (SELF et al., 2010), pode-se citar alguns casos de descompressão da aeronave que resultaram em hipóxia, como no caso do acidente que vitimou o famoso golfista norte-americano Payne Stewart, no dia 25 de outubro de 1999, em Dakota do Sul (HISTORY CHANNEL, 2007). Outro caso com as mesmas características ocorreu em 02 de agosto de 2005, com a aeronave da companhia Cipriota Helios Airways, onde morreram 110 passageiros e oito tripulantes (BBC BRASIL, 2005). O caso mais recente aconteceu no dia 05 de setembro de 2014, envolvendo uma aeronave de pequeno porte que vitimou o casal multimilionário Larry e Jane Glazer. O voo partiu de Rochester, em Nova York, com destino a Naples, na Flórida, sendo encontrados os destroços em Port Antonio, na Jamaica (MAILONLINE REPORT, 2014).

O Federal Aviation Administration (FAA) e a Agência Nacional de Aviação Civil (ANAC), órgãos do governo americano e brasileiro, respectivamente, exigem que os cursos de formação de pilotos devam ter disciplinas referentes à medicina aeroespacial, porém, somente é exigido o conhecimento teórico conforme 'MCA 58 - Manual de Curso Piloto Comercial – Avião' (BRASIL, [2013]), desenvolvido pelo Ministério da Aeronáutica. Entretanto, o FAA desenvolveu um estudo com 71 pilotos, com o objetivo de descobrir a necessidade de haver treinamento prático de hipóxia em câmaras de simulação de altitude (câmara hipóxia hipobárica e câmara de hipóxia normobárica). Em relação a pilotos de linhas aéreas, 71% concordaram que haja um curso básico de introdução a hipóxia e 90% concordaram que haja treinamento inicial em câmaras de simulação de altitude. Esses percentuais diminuiriam em relação a

pilotos comerciais e pilotos privados, onde 72% e 73%, respectivamente, concordaram que haja um curso básico de introdução a hipóxia, e 74% e 32% concordaram que haja treinamento em câmaras de simulação de altitude. Este estudo concluiu que realmente há uma necessidade no treinamento prático (HACKWORTH et al., 2003) e conforme Russomano e Castro (2012), há a necessidade de um comandante conhecer seus próprios sintomas, para a possível antecipação das ações corretivas, caso ocorra uma emergência em voo, secundária à descompressão.

O treinamento prático consiste em fazer uma simulação de voo até uma altitude pré-estabelecida, geralmente utilizando máscaras, câmaras de hipóxia hipobárica ou câmaras de hipóxia normobárica. No mercado, há empresas especializadas que desenvolvem câmaras hipóxicas normobáricas. As mais conhecidas são Go2Altitude Europe LTDA, na qual desenvolve o Colorado Hypoxicator e a Colorado Altitude Training (CAT), detentora do Altitude Simulation System for Pilots. O inconveniente das câmaras desenvolvidas por estas empresas é seu alto custo de aquisição, na base de U\$ 330.000,00 (COLORADO ALTITUDE TRAINING, [2015]). Para treinamento dos alunos de Ciência Aeronáutica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), o Centro de Microgravidade (MICROG) desenvolveu um sistema utilizando máscara de oxigênio e cilindros com misturas de ar com concentrações fixas de oxigênio medicinais conforme a altitude requerida. Este equipamento é de baixo custo, porém, há restrições de como haver mudança na simulação de altitude, ser obrigatório fazer a troca de cilindro e também não haver a possibilidade de treinamento simultâneo de alunos.

O presente trabalho propõe uma evolução neste sistema, tendo como objetivo a construção de uma câmara de hipóxia normobárica, a qual foi denominada CHN-ERC. Esta tem como principais características a possibilidade de realização de treinamentos simultâneos, controle automático de altitude, leveza, portabilidade e também possibilidade de realização de treinamentos e pesquisas simulando exercícios em altitude. A principal vantagem em relação às câmaras comerciais é seu baixo custo e a possibilidade no transporte e na montagem da estrutura.

1.1 OBJETIVO

Desenvolver uma câmara de hipóxia normobárica (CHN) para simular diferentes altitudes, através do uso de misturas de gases ao ar inspirado enriquecido com nitrogênio, de forma a permitir aos usuários a identificação dos efeitos da hipóxia, como uma ferramenta para o treinamento fisiológico de pilotos civis e militares, estudos sobre a fisiologia humana e esportes na altitude.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os objetivos deste trabalho foram:

- a) estrutura da CHN, sendo fabricada com materiais leves, desmontáveis, de baixo custo, que possam ser facilmente transportáveis;
- b) a estrutura deve comportar em seu interior uma esteira/cicloergonômetro ou um aluno e um instrutor;
- c) sistema de controle capaz de gerenciar a entrada e a saída de gases da CHN;
- d) software para PC de controle de altitude;
- e) sistema de oxigenação para aluno e instrutor;
- f) realizar testes de sistema.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 HIPÓXIA

O organismo humano tem o oxigênio como principal fonte de combustível para geração de energia. Os seres humanos são extremamente sensíveis e vulneráveis a mudanças nos níveis de oxigenação celular, ocorrendo uma severa deterioração nos sistemas corpóreos, principalmente em células do sistema nervoso central, especialmente do cérebro e órgãos dos sentidos. A diminuição de um adequado suprimento de oxigênio nos tecidos e células é denominada de hipóxia e pode ser causada por diversos fatores. Já a completa ausência de oxigênio é chamada de anóxia (RUSSOMANO; CASTRO, 2012). Na privação de oxigênio, as células do sistema nervoso central sofrem danos em menos de três minutos e as do cérebro em menos de cinco minutos, resultando em uma hipóxia cerebral. Esta hipóxia pode ocasionar rapidamente danos cerebrais graves, chegando ao óbito do indivíduo, caso não haja uma reversão na situação (ERNSTING; GRADWELL, 2006; HARDING, 2012). A hipóxia é classificada quanto ao mecanismo desencadeador.

2.1.1 Hipóxia histotóxica

Toda e qualquer hipóxia que tem como origem distúrbios resultantes na diminuição da capacidade de utilização do suprimento de oxigênio nas células e tecidos. Nos processos oxidativos, será considerada como hipóxia histotóxica (ERNSTING; GRADWELL, 2006; RUSSOMANO; CASTRO, 2012). Este tipo de hipóxia geralmente é resultante da ação de toxinas, como cianeto, que tornam as células e enzimas respiratórias incapacitadas, não permitindo o processo de oxirredução celular (RUSSOMANO; CASTRO, 2012).

São exemplos causadores de hipóxia: envenenamento por cianeto (como liberado pela combustão de certos tipos de plásticos), intoxicação por oxigênio, ingestão de bebidas alcoólicas, drogas e fármacos (ERNSTING; GRADWELL, 2006; RUSSOMANO; CASTRO, 2012).

2.1.2 Hipóxia anêmica

Toda e qualquer hipóxia que tem como origem a redução na capacidade de transporte de oxigênio para as células e tecidos, ou seja, distúrbios relacionado a hemoglobina, glóbulos vermelhos ou ligações entre moléculas de oxigênio e a hemoglobina serão consideradas como hipóxia anêmica (ERNSTING; GRADWELL, 2006; RUSSOMANO; CASTRO, 2012).

Este tipo de hipóxia geralmente ocorre quando a hemoglobina está saturada por gases que têm uma maior afinidade que o oxigênio, como no caso do monóxido de carbono. Distúrbios como anemia decorrentes de hemorragia, alterações químicas na hemoglobina, uso de certos fármacos (por exemplo, medicamentos que contenham sulfa e nitritos) podem levar à ocorrência da hipóxia anêmica (WALLACE, 2004; ERNSTING; GRADWELL, 2006; RUSSOMANO; CASTRO, 2012).

2.1.3 Hipóxia isquêmica

Toda e qualquer hipóxia que tem como origem a redução do fluxo sanguíneo para os tecidos será considerada como hipóxia isquêmica, também sendo conhecida como hipóxia estagnante ou circulatória (ERNSTING; GRADWELL, 2006; RUSSOMANO; CASTRO, 2012).

As causas incluem insuficiência cardíaca congestiva, queda do débito cardíaco e/ou pressão arterial, constrição/obstrução arterial local, síncope vasovagal, exposição ao frio extremo, Gz positivo (aceleração vertical) e choque.

2.1.4 Hipóxia hipóxica

Toda e qualquer ocorrência extracorpórea que ocasione deficiência na difusão gasosa do oxigênio entre a membrana alvéolo-pulmonar e capilar alveolar, tendo como consequência a diminuição da quantidade de gás disponível para a oxigenação dos tecidos e células serão consideradas hipóxia hipóxica, também conhecida como hipóxia hipobárica ou hipóxia de altitude.

A hipóxia hipóxica é classificada quanto ao tipo de exposição (COSTA; PROTÁSIO; BRASILEIRO, 2009):

- a) aguda: exposição imediata, na qual não há tempo hábil do organismo compensar os efeitos da hipóxia (ex.: descompressão em cabine de avião);
- b) crônica: exposição crônica, na qual há tempo de compensação do organismo (ex.: viver em altitude).

As principais causas são:

- a) diminuição na pressão ambiental (topo de montanhas/câmaras hipobáricas), com conseqüente diminuição da pressão parcial do oxigênio, a certo nível, de forma a impossibilitar uma correta difusão de oxigênio no sangue. Como esta é a que tem um maior número de ocorrências, a hipóxia hipóxica também é conhecida como *hipóxia de altitude*;
- b) diminuição na concentração de oxigênio do ar inspirado (RUSSOMANO; CASTRO, 2012);
- c) doenças pulmonares que geram efeitos como defeito na ventilação/perfusão, obstrução das vias aéreas ou paralisias musculares, como pneumonia, pneumotórax e enfisemas pulmonares (ERNSTING; GRADWELL, 2006; HARDING, 2012; RUSSOMANO; CASTRO, 2012).

Na aviação civil e militar, embora não sejam comuns, os principais motivos de acidentes com hipóxia (HARDING, 2012; RUSSOMANO; CASTRO, 2012) são:

- a) aumento de altitude sem suplementação de oxigênio (10% dos casos);
- b) falha ou mau uso do equipamento pessoal de respiração, enviando uma concentração ou pressão inadequada de oxigênio (68% dos casos);
- c) descompressão da cabine em altas altitudes (20% dos casos).

2.2 HIPÓXIA NA AVIAÇÃO

A hipóxia pode ocorrer por diversas razões em ambientes aeronáuticos, mas, especialmente, devido à diminuição da pressão parcial de oxigênio, sendo uma consequência da queda de pressão atmosférica, como ocorre na altitude (ERNSTING; GRADWELL, 2006). Outras causas incluem falha e/ou mal uso dos equipamentos de oxigênio a bordo das aeronaves.

Este fenômeno pode ser explicado através da lei de Dalton (lei dos gases ideais) (RUSSOMANO; CASTRO, 2012) onde:

$$P_x = F_x \times P_t \quad (1)$$

Sendo:

P_x : pressão parcial exercida pelo gás x

F_x : fração de concentração de um gás x

P_t : pressão total da mistura de gases

Ao ser mudada a pressão total de uma mistura ou a fração da mesma, haverá uma alteração na pressão parcial que o gás exercerá na mistura gasosa. Desta forma, a hipóxia de altitude pode ser gerada através de dois modos:

- a) Mudança na pressão ambiental: uma diminuição da pressão ambiental acarretará uma diminuição na pressão parcial que o oxigênio (P_{O_2}) exercerá na difusão gasosa dos pulmões para o sangue. Esta mudança poderá ocorrer através de uma ascensão em altitude, numa simulação em câmaras hipobáricas ou pressurização/despressurização de cabine;
- b) Mudança na fração de volume de oxigênio no ambiente: a fração de volume do oxigênio é diretamente proporcional à pressão parcial exercida por ele. Sendo assim, uma diminuição no volume de oxigênio irá, conseqüentemente, diminuir a pressão parcial exercida por ele na difusão gasosa dos alvéolos para o sangue. Esta mudança pode ser gerada através de simulações em câmaras normobáricas.

Conforme a *Internacional Standard Atmosphere*, os padrões para pressão barométrica e concentração de oxigênio ao nível do mar são de 760 mmHg e 21%, respectivamente. Através desses dados, é possível calcular a pressão parcial do oxigênio inspirado (PI_{O_2}), conforme equação (2):

$$PI_{O_2} = Pb \times \%O_2 \quad (2)$$

$$PI_{O_2} = 760 \times 0,2$$

$$PI_{O_2} = 159,6 \text{ mmHg}$$

Onde:

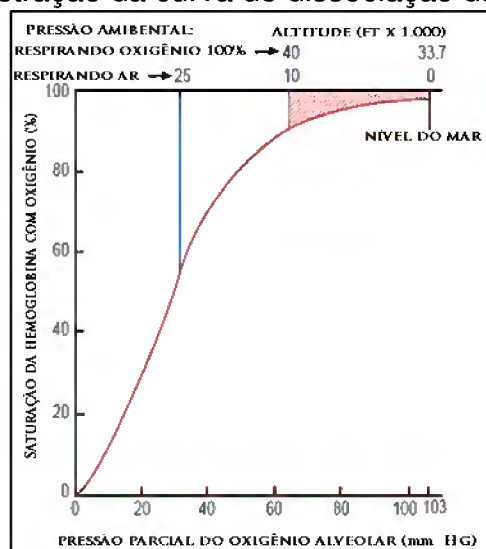
Pb: pressão barométrica

%O₂: concentração de oxigênio

Esta PI_{O_2} é suficiente para as moléculas de oxigênio difundir-se para as hemácias através dos alvéolos. Em uma pessoa saudável, a saturação da hemoglobina (SAO_2), ao nível do mar, é de aproximadamente 98 a 99% (RUSSOMANO; CASTRO, 2012).

Com o aumento da altitude, há um decréscimo exponencial na pressão barométrica e, conseqüentemente, na pressão parcial do oxigênio inspirado (PI_{O_2}) e na pressão parcial do oxigênio no sangue arterial (PA_{O_2}). Como há uma menor PA_{O_2} , a saturação da hemoglobina terá uma diminuição, como é mostrado na curva de dissociação da hemoglobina (Figura 1) e representado na Tabela 1.

Figura 1 - Ilustração da curva de dissociação da hemoglobina



Fonte: Adaptado de Harding (2012).

Nota: A figura ilustra a relação entre a saturação da hemoglobina por oxigênio e a pressão parcial do oxigênio, na qual é representada por uma sigmoide. A curva pode ser separada em parte superior (saturação acima de 80%) e parte inferior (saturação entre 10 e 70%). Na parte superior, uma grande queda da pressão parcial ocasiona uma pequena queda na saturação da hemoglobina. Até 10.000 pés existe uma zona de segurança, que proporciona uma proteção aos indivíduos saudáveis, sendo largamente explorada por projetistas de aviões que mantêm as cabines de aeronaves comerciais abaixo desta altitude. Na parte inferior há uma proteção dos tecidos, pois permite que haja uma grande quantidade de extração de oxigênio do sangue com pequena queda na tensão do oxigênio. Na figura também mostra a correlação entre a pressão parcial do oxigênio e altitude com o indivíduo respirando ar e respirando oxigênio puro.

Tabela 1 - Valores típicos para pressões e saturação da hemoglobina de um sujeito saudável exposto à hipóxia

Altitude [pés]	Concentração de O ₂ [%]	Pressão barométrica (Pb) [mm Hg]	Pressão parcial do O ₂ inspirado (P _I O ₂) [mm Hg]	Pressão parcial do O ₂ no sangue arterial (P _A O ₂) [mm Hg]	Saturação da hemoglobina (SpO ₂) [%]
0.000	20,95	760	148	95	96
8.000	15,54	565	108	56	92
15.000	11,81	429	80	37	79
18.000	10,45	380	69	32	63
20.000	9,61	349	63	29	44

Fonte: Ernsting e Gradwell (2006).

Do nível do mar até aproximadamente 8.000 - 10.000 pés, há uma diferença na pressão barométrica (Pb) de aproximadamente 195 mmHg, enquanto na saturação da hemoglobina, a diferença fica em torno de 4%. Uma grande queda de pressão irá causar uma pequena queda na saturação da hemoglobina. Neste sentido, os efeitos da hipóxia serão pequenos, pois há uma compensação do organismo devido à falta de oxigênio. Conseqüentemente, as poucas alterações fisiológicas que ocorrem no organismo são consideradas sem risco à saúde. Acima desta altitude (8.000 - 10.000 pés), um pequeno acréscimo na altitude ocasiona uma grande queda na saturação da hemoglobina, ou seja, uma ascendência na altitude de 15.000 pés até 18.000 pés produzirá uma redução na pressão barométrica de 49 mmHg; enquanto que a diferença na saturação da hemoglobina é de aproximadamente 16%. Como há uma grande queda no SpO₂, o organismo não conseguirá compensar a queda de oxigênio, gerando efeitos mais nocivos ao mesmo (ERNSTING; GRADWELL, 2006; HARDING, 2012).

2.2.1 Estágios da hipóxia

Os efeitos da hipóxia foram divididos em quatro estágios:

Estágio indiferente: de 0 a 6.000 pés. No estágio indiferente, a hipóxia é insidiosa. O indivíduo não sente dor ou mal estar e há uma inexistência de sintomas nos indivíduos. Um dos sinais que podem estar presente é a diminuição gradativa da visão noturna e, em alguns casos, a diminuição da visão tunelada. Em um voo noturno, a 5.000 pés, perde-se de 5 a 10% da visão; a 10.000 pés, de 15 a 25%; e a 12.000, pés de 25 a 30% (RUSSOMANO; CASTRO, 2012). Ocorrem, ainda, alterações no eletrocardiograma como encurtamento do espaço PR, achatamento da onda T e taquicardia sinusal (COSTA; PROTÁSIO; BRASILEIRO, 2009).

O indivíduo não percebe sinais da hipóxia por existirem mecanismos compensatórios, porém, há uma alteração no organismo com uma maior queima calórica (podendo chegar a quatro vezes maior que ao nível do mar) (BALYKIN et al., 2003; QUINTERO, 2009; WIESNER et al., 2010; URDAMPILLETA et al., 2011) e aumento de performance em atletas de alto nível (RUSKO et al., 2004; WALLACE, 2004; DEBEVEC, 2009 et al.; DOMINGO et al., 2012). Modelos de exercícios como o *Intermittent hypoxia training* (IHT), *Living High, Training Low* (LHTL), *Living Low, Training High* (LLTH) utilizam o estágio indiferente da hipóxia como um benefício para os atletas. Academias especializadas também utilizam este benefício, com

salas de hipóxia normobárica simulando altitudes que alcançam níveis que variam entre 3.000 e 6.000 pés (LASEXTA NOTÍCIAS, 2010).

Estágio compensatório: de 6.000 pés a 15.000 pés. O organismo tende a compensar os efeitos da hipóxia através das respostas respiratória e cardiovascular por hiperventilação, resultando em aumento dos batimentos cardíacos, que podem produzir hipocapnia (ERNSTING; GRADWELL, 2006; RUSSOMANO; CASTRO, 2012).

Os principais sintomas são sonolência, alterações no julgamento, descoordenação motora, raciocínio mais lento, sensação de “bem estar”, sendo esta última a mais perigosa deste estágio, pois não permite que o indivíduo tome providências mediante uma situação de emergência.

Estágio perturbado: de 15.000 a 20.000 pés. Neste estágio, a compensação realizada pelo organismo não é mais satisfatória. Há uma degradação nas funções psicomotoras, cognitivas e visual (ERNSTING; GRADWELL, 2006; HARDING, 2012; RUSSOMANO; CASTRO, 2012).

Os principais sintomas são hiperventilação acentuada e cefaleia intensa. Há alterações nas funções psicomotoras como aumento significativo no tempo de reação, descoordenação muscular e descoordenação motora (*Eye-hand coordinator*), alterações nas funções cognitivas, como debilitação da performance a novas tarefas, diminuição da memória de curto e longo prazo e raciocínio lógico, dificuldade na resolução de tarefas matemáticas simples e perda de julgamento e alteração na função visual como redução de percepção à intensidade luminosa. A acuidade visual é diminuída com pouca luz e perda da visão periférica (tunelamento).

Estágio crítico: acima de 20.000 pés. Debilitação do sistema cardiopulmonar e nervoso, juntamente com acentuação dos sintomas que acontecem no estágio perturbado. Há uma rápida diminuição da performance mental e inconsciência com poucos ou nenhum sintoma. Podem ocorrer convulsões, caracterizadas principalmente por contrações musculares de diferentes intensidades que produzem opistótono (cabeça, braço, pescoço e coluna vertebral formam uma posição de arco côncavo para trás), precedido ou seguido por um ou mais espasmos musculares (RUSSOMANO; CASTRO, 2012).

O principal sintoma é a acentuação daqueles mencionados anteriormente. Secundariamente, há uma queda repentina no desempenho mental e na

compreensão. Também pode ocorrer um aumento de espasmos musculares, semiconsciência, inconsciência e morte.

2.2.2 Tempo de desempenho eficaz

O intervalo entre a diminuição da demanda de oxigênio até o momento que o indivíduo perde a capacidade de tomada decisões (protetoras e corretivas) é chamado de tempo de desempenho eficaz (*effective performance time* - TDE), também conhecido como tempo de consciência útil (*time of useful consciousness* – TCU). Na prática, o conceito mais aceito é o período que o indivíduo afetado retém a habilidade para atuar na correção de situações difíceis (ERNSTING; GRADWELL, 2006; HARDING, 2012; RUSSOMANO; CASTRO, 2012).

Um piloto que está a 15.000 pés terá um TDE de 30 minutos ou mais, tempo necessário para reconhecer os sintomas da hipóxia e tomar atitudes que salvem os passageiros e tripulantes de um acidente, porém, este mesmo piloto terá o TDE de 20 segundos caso esteja a 40.000 pés. O tempo de consciência útil é mostrado na Tabela 2.

Tabela 2 - Relação entre altitude, concentração de O₂ e Tempo de Desempenho Eficaz (TDE)

Altitude [pés]	Concentração de O ₂ [%]	Tempo de desempenho eficaz – TDE [s]
15.000	11,81	1800 ou mais
18.000	10,45	1200 a 1800
22.000	8,83	300 a 600
25.000	7,76	180 a 360
28.000	6,80	150 a 180
30.000	6,21	60 a 180
35.000	4,92	30 a 60
40.000	3,87	15 a 20
50.000	-	6 a 9

Fonte: Russomano (2012).

Nota: Tempo de desempenho eficaz (TDE) ou tempo de consciência útil (TCU) é o tempo entre o início da hipóxia até a perda da capacidade de tomada de decisões.

Os valores de TDE diminuem conforme a altitude, porém, há uma variação de indivíduo para indivíduo, sendo influenciados por diversos fatores como: resposta

ventilatória pulmonar à hipóxia, idade, atividade física, estado nutricional, fumo, presença de doenças prévias, grau de treinamento à hipóxia e experiências anteriores a hipóxia.

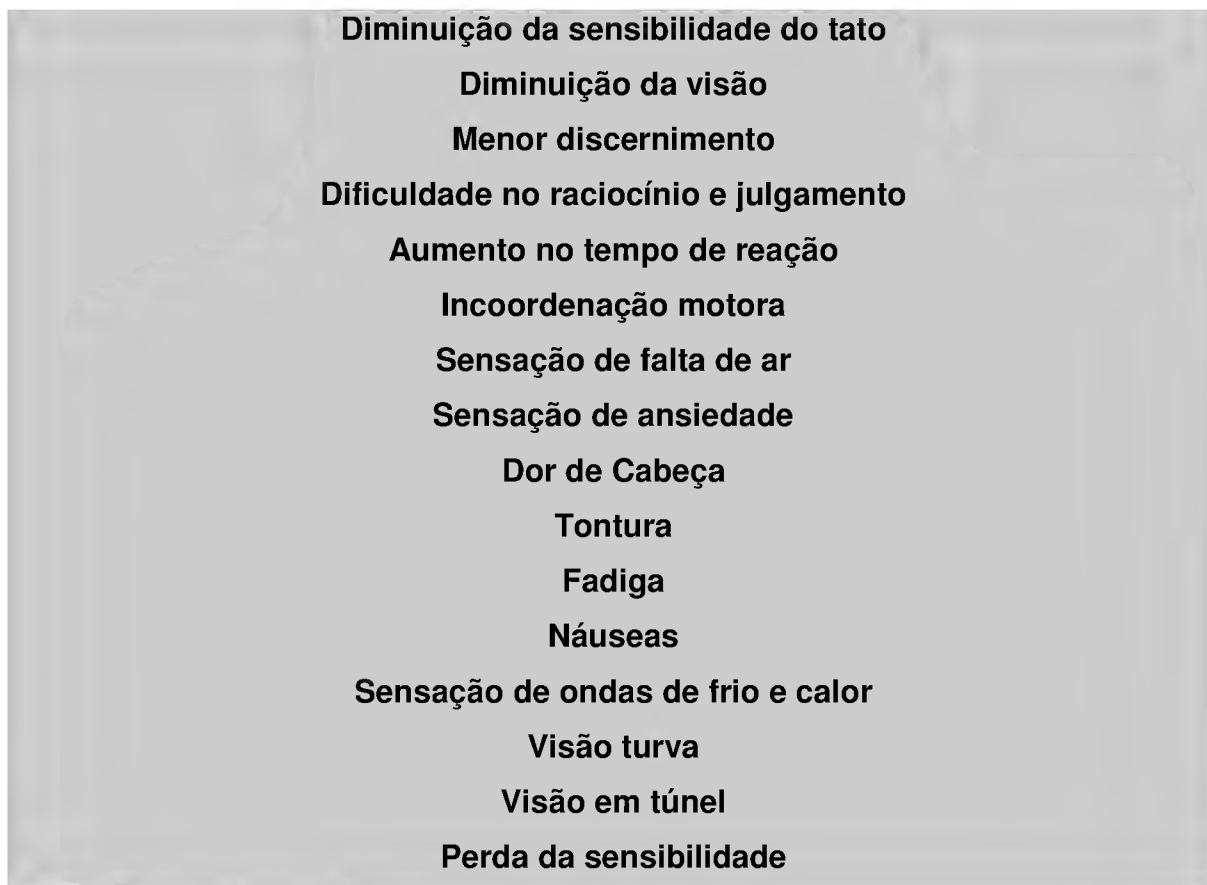
2.2.3 Características clínicas

As características clínicas são consequências dos efeitos da combinação entre a resposta respiratória, resposta cardiovascular e resposta neurológica à hipóxia. A velocidade e a ordem de aparecimento dos sintomas e sinais irão depender da duração e do nível de oxigênio. Há diversos tipos de fatores que podem influenciar na susceptibilidade do indivíduo à hipóxia. Fatores ambientais como a razão de subida, altitude alcançada e o frio (temperatura ambiental) diminuem a tolerância à hipóxia. Estado psicofísico, atividade física e a tolerância individual são fatores humanos que podem exacerbar a hipoxemia. Alguns fármacos e substâncias produzem efeito similar ao da hipóxia hipóxica, como é o caso dos anti-histamínicos, álcool e fumo. Cada três cigarros fumados equivalem a 5.000 pés de altitude (HARDING, 2012; RUSSOMANO; CASTRO, 2012).

A sintomatologia mais observada é descrita como o aumento da frequência cardíaca e profundidade respiratória, confusão mental, diminuição de julgamento, perda da coordenação muscular, euforia ou agressividade, perda de consciência. A cianose é um exemplo de sinal clínico da manifestação da hipóxia causada pelo aumento da concentração da hemoglobina reduzida nas vênulas e capilares dos tecidos, sendo reflexo de uma profunda dessaturação da hemoglobina nos tecidos que recebem oxigênio à baixa pressão. As principais características são a pele arroxeadada púrpura ou azulada, nas extremidades do corpo (boca, dedos) (HARDING, 2012; RUSSOMANO; CASTRO, 2012). Outros sintomas descritos são visão em túnel, sensação de falta de ar, sensação de ansiedade, dor de cabeça, tontura, fadiga, entre outros (HARDING, 2012; RUSSOMANO; CASTRO, 2012). A sintomatologia é descrita na Tabela 3.

Tabela 3 – Sintomatologia da hipóxia de altitude

Sintomatologia



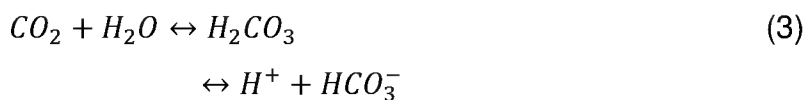
Fonte: Russomano e Castro (2012).

Para haver a homeostasia (correto funcionamento do organismo) no indivíduo após o início da hipóxia, há a necessidade de um aporte de oxigênio igual ou superior a 21% e manutenção de uma pressão entre 60 e 100 mmHg de PA_{O_2} .

2.3 HIPERVENTILAÇÃO

A hipóxia induz a uma menor quantidade de O_2 nas hemácias. Para o organismo voltar à homeostase, há a necessidade de aumentar a frequência e/ou a amplitude respiratória; porém, isto implica em uma eliminação em demasia de CO_2 (hipocapnia) e, por conseguinte uma diminuição na pressão de CO_2 . Esta ventilação em demasia é conhecida com hiperventilação (HARDING, 2012; RUSSOMANO; CASTRO, 2012).

A concentração de CO_2 está ligada diretamente à concentração de íons de hidrogênio, como é mostrado na Fórmula (3) (ERNSTING; GRADWELL, 2006; HARDING, 2012):



Conseqüentemente, a queda de concentração de CO₂ no sangue e nos tecidos irá gerar uma queda na concentração de íons de nitrogênio, aumentando os níveis do pH do sangue (alcalose respiratória).

O controle do sistema respiratório pelo organismo é feito através do controle primário e controle secundário, sendo uma frequência respiratória normal de 12 a 16 ciclos/min. O controle primário da respiração se produz através da estimulação do centro respiratório por saturação de CO₂ no sangue. O controle secundário se produz através da estimulação dos quimiorreceptores nas aortas e artérias carótidas quem respondem à saturação de oxigênio no sangue (ERNSTING; GRADWELL, 2006; HARDING, 2012; RUSSOMANO; CASTRO, 2012).

2.3.1 Efeitos da hiperventilação

A hiperventilação age principalmente em dois sistemas: muscular e vascular (ERNSTING; GRADWELL, 2006).

Sistema muscular: a hiperventilação causa uma irritabilidade neuromuscular resultando em uma sensação de formigamento; porém, se o indivíduo permanece nesta condição, há a possibilidade de ocorrer um espasmo ou rigidez muscular, a qual poderá induzir espasmos musculares generalizados (tetania) (HARDING, 2012).

Sistema vascular: a alcalose respiratória causada pela hiperventilação produz uma vasoconstrição nos vasos arteriais cerebrais e vasodilatação nos demais vasos do organismo. Conseqüentemente, é gerada uma hipóxia isquêmica no cérebro que é agravada por uma diminuição de retorno venoso ao coração (HARDING, 2012).

2.3.2 Características clínicas

A hiperventilação é a resposta normal do organismo à hipóxia, sendo iniciada quando a pressão parcial do oxigênio no sangue arterial (PA_{O₂}) tem uma queda

abaixo de 55 - 60 mmHg e ocasionando queda abaixo de 35 mmHg de pressão do dióxido de carbono (PA_{CO_2}) (HARDING, 2012).

Os sintomas da hiperventilação são muito parecidos com o da hipóxia. Quanto menor a pressão parcial do CO_2 no sangue (PA_{CO_2}), mais graves são os sintomas. A hipocapnia gerada pela hiperventilação não causa alterações na pressão sanguínea ou no débito cardíaco; entretanto, o sangue é redistribuído no corpo, sendo aumentado o fluxo nos músculos esqueléticos e reduzido na pele e na circulação cerebral. Com a PA_{CO_2} variando de 20 - 30 mmHg, ocorre uma significativa diminuição na capacidade de resolução de tarefas psicomotoras e tarefas mentais complexas, além do aparecimento de vertigens, tonturas, sensação de “cabeça leve”, parestasia (sensação de formigamento, frio, calor, pressão) nas extremidades e lábios. O indivíduo pode sentir ansiedade que, por sua vez, pode estimular ainda mais a hiperventilação, provocando um círculo vicioso. Diminuição na performance de tarefas manuais e físicas devido a distúrbios neuromusculares, espasmos musculares nos membros (carpopedal) e face (rinus sardonicus) e aumento dos reflexos dos tendões (sinal de *Chvostek* positivo) são sentidos quando a PA_{CO_2} variar entre 15 - 20 mmHg. Uma pressão menor que 15 mmHg causa contrações tônicas dos músculos esqueléticos (tetania) e rigidez muscular. Pressões menores que 10 - 15 mmHg geram semiconsciência e, nos casos mais graves, inconsciência.

As características clínicas da hiperventilação são classificadas em sinais e sintomas como mostrado na Tabela 4.

Tabela 4 – Sinais e sintomas da hiperventilação em altitude

Tipo	Sinais e Sintomas
Sintomas	Tonturas Náuseas Debilidade Tremor Muscular Euforia
Sinais	Contratura muscular Pele fria ou pálida Rigidez Semiconsciência / Inconsciência

Fonte: Harding (2012).

2.4 TREINAMENTO FISIOLÓGICO AEROESPACIAL

Na literatura existem diversos estudos sobre a hipóxia, todos listando seus sinais e sintomas; porém, cada indivíduo tem uma reação diferente frente a esse efeito (AVIATORS, 2012). Assim, há a necessidade de um treinamento fisiológico prático para reconhecimento dos efeitos individuais da hipóxia para todos os aviadores. Conforme Arlsura (2013): “A sobrevivência dos tripulantes e de seus passageiros irá depender da rapidez que os sintomas serão reconhecidos e as ações que serão tomadas frente a uma emergência”.

O treinamento prático consiste em fazer uma simulação de voo até uma altitude pré-estabelecida, tendo como objetivo principal, expor o indivíduo aos seus próprios sintomas da hipóxia, em um ambiente controlado e seguro, visando o melhor preparo para a segurança de voo, buscando, assim, a prevenção de acidentes (FORÇA AÉREA BRASILEIRA, 2013). Há diversos tipos de treinamento; porém, os mais utilizados são as câmaras hipobáricas, as câmaras normobáricas e as máscaras normobáricas.

2.4.1 Câmara de hipóxia hipobárica

Câmara hipobárica (*Hypobaric Chamber* - CHH) consiste em uma sala (Figuras 2 e 3) na qual há a retirada de pressão do ambiente. A CHH do Instituto de Medicina Aeroespacial Brigadeiro Médico Roberto Teixeira (IMAE) da Força Aérea Brasileira mede 7.300 X 2.700 X 2.400 mm, tem o peso de 35.000 Kg e pode ser utilizada por até 16 alunos simultaneamente.

Com a diminuição da pressão atmosférica, há uma diminuição da pressão de oxigênio, conforme descrito por Russomano e Castro (2012). Todos os fenômenos que ocorrem na altitude ocorrem fidedignamente dentro da câmara hipobárica, inclusive a hipóxia. O funcionamento desta consiste em usar válvulas de vácuo para remover gás/pressão do interior da câmara para simular uma subida na altitude e bomba do ar para injetar ar e simular uma descida. A pressão no interior da câmara simula a pressão ambiental correspondente à altitude desejada, conforme a *Internacional Standard Atmosphere*.

Figura 2 - Câmara hipobárica situada no IMAE



Nota: Câmara hipobárica situada no Instituto de Medicina Aeroespacial Brigadeiro Médico Roberto Teixeira (IMAE) da Força Aérea Brasileira utilizada para treinamentos de pilotos civis e militares brasileiros.
Fonte: Força... (2013).

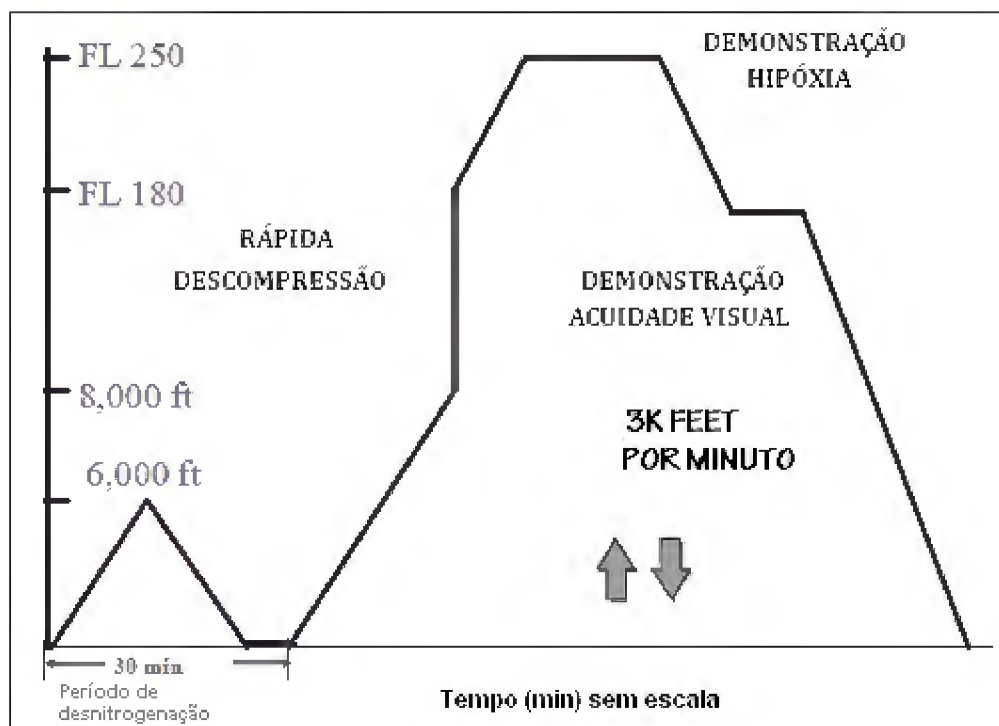
Figura 3 - Câmara hipobárica situada no CAMI



Nota: Câmara hipobárica situada no Civil Aerospace Medical Institute (CAMI) da Federal Aviation Administration localizada nos Estados Unidos utilizada em treinamento de pilotos e tripulantes civis americanos.
Fonte: CAMI (2009).

O protocolo padrão que é utilizado no Instituto de Medicina Aeroespacial da Força Aérea Brasileira (FAB) e no *Civil Aerospace Medicinal Insitute da Federal Aviation Administration* (FAA) nos Estados Unidos é dividido em três períodos. Inicialmente, é simulado um pico de altitude de 5.000 pés - 6.000 pés por alguns minutos, tendo como objetivo fazer verificações das condições físicas do indivíduo, como, por exemplo, a correta equalização dos ouvidos e seios da face ou qualquer tipo de alteração e/ou dor. Após este período, é iniciado o processo de retirada de nitrogênio (desnitro), onde o indivíduo respira oxigênio a 100% por aproximadamente 30 minutos, tendo como objetivo a diminuição do nitrogênio corporal. Este período é essencial para minimizar o risco da doença da descompressão. No último período, é simulado uma altitude, que pode variar de acordo com o tipo de treinamento, sendo 17.000 pés para treinamento de pilotos de helicóptero, 25.000 pés para aviação geral e 28.000 pés para pilotos de caça, elevando-se a 3.000 pés/min, onde são realizados alguns testes e demonstrações dos sintomas da hipóxia (SELF et al., 2010; FORÇA..., 2013). Este protocolo é apresentado na Figura 4.

Figura 4 - Perfil de voo da câmara hipobárica



Nota: Protocolo utilizado nas câmaras hipobárica de hipóxia utilizadas na Força Aérea Brasileira e da Federal Aviation Administration. O protocolo inicia com a etapa de verificação física do indivíduo, elevando a pressão interna da câmara até equivaler a 6.000 pés, após inicia a fase de desnitro, onde o indivíduo respira oxigênio a 100% e ao final é elevado à pressão interna equivalente a 25.000 pés, que resultará nos efeitos da hipóxia no indivíduo.

Fonte: Adaptado de Self et al. (2010).

2.4.2 Câmara de hipóxia normobárica

A câmara de hipóxia normobárica (*Normobaric Chamber - CHN*) ou tenda hipóxica (*hypoxic tent* – Figura 5) consiste em uma sala na qual há a inserção de nitrogênio, de forma a modificar a composição do ar da CHN. Esta modificação acarreta em uma mudança na pressão parcial do oxigênio, conforme explicado na seção 0 (

2.2 HIPÓXIA NA AVIAÇÃO). Como não há variação na pressão ambiental, a sua estrutura pode ser construída como uma barraca totalmente vedada, podendo ter estrutura de plástico ou alumínio e invólucro de nylon (COLORADO..., [2010]; HYPOXICO ALTITUDE TRAINING SYSTEMS, [2010]). Como são leves e compactas, há uma grande facilidade no transporte. Seu uso mais comum é em treinamento para atletas de alta performance no modo de treino *Live High, Train Low*, onde o atleta dorme dentro da câmara simulando “alta altitude” e treina em “baixa altitude” (HYPOXICO..., [2010]). Outro modo de ser construída é através de salas modulares (*modular enclosure*) feitas com esquadrias de alumínio e placas de vidro ou poliestireno. A sua maior vantagem em relação à tenda é que, por ser modulável, pode ser adaptável a quantidades variáveis de participantes no treinamento em hipóxia (COLORADO..., [2010]). Os maiores fabricantes deste tipo de câmara são a *Colorado Altitude Training*, localizada em *Louisville*, no Estado do Colorado, Estados Unidos e a *Hypoxico Altitude Training Systems*, localizada em Nova York, também nos Estados Unidos. Uma sala modular para 10 pessoas custa aproximadamente U\$ 238.670,00 (COLORADO..., [2010]; HYPOXICO..., [2010]).

Figura 5 - Tenda hipóxica produzida pela fabricante Hypoxico Altitude Training Systems



Fonte: Hypoxico... ([2010]=).

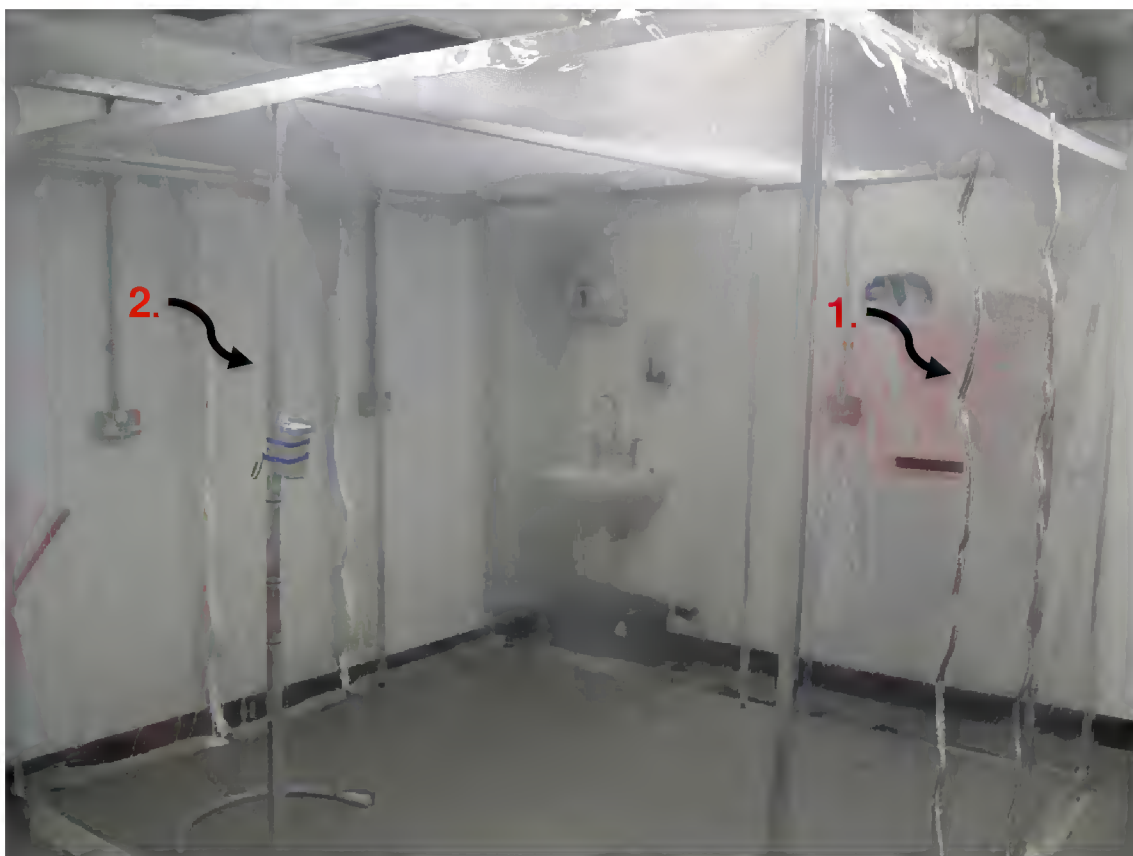
Nota: Tenda hipóxica da fabricante Hypoxico Altitude Training Systems, utilizada principalmente no modo de treinamento *Live High, Train Low*, na qual o indivíduo dorme em hipóxia e treina em ambiente ao nível do mar.

Para o aprimoramento do conhecimento, ao longo do trabalho foram conhecidas e estudadas duas CHN, sendo a do *King's College*, em Londres, e *Embry-Riddle Aeronautical University*, em *Daytona Beach*, não sendo possível o aumento deste número devido a somente um pequeno grupo de universidades deter este tipo de câmara.

2.4.2.1 Chn do King'S College

A CHN do *King's College* (CHN-K) tem dimensões de aproximadamente 3.000 X 3.000 X 2.000 mm, construída de plástico PVC transparente com estrutura de alumínio e aberturas lacradas com zíperes (Figura 6). Há uma barra próximo ao chão de plástico PVC reforçado (Figura 7), que serve para melhorar a vedação da câmara, embora não haja qualquer tipo de plástico ou vedação ao chão.

Figura 6 – CHN-K utilizada no King's College



Fonte: O autor (2014).

Nota 1: CHN-K utilizada no King's College, construída com plástico transparente e alumínio, tendo suas dimensões de aproximadamente 3.000 X 3.000 X 2.000 mm.

Nota 2: 1. Entrada em zíper; 2. Estrutura em alumínio.

Figura 7 - Barra próxima ao chão da CHN-K



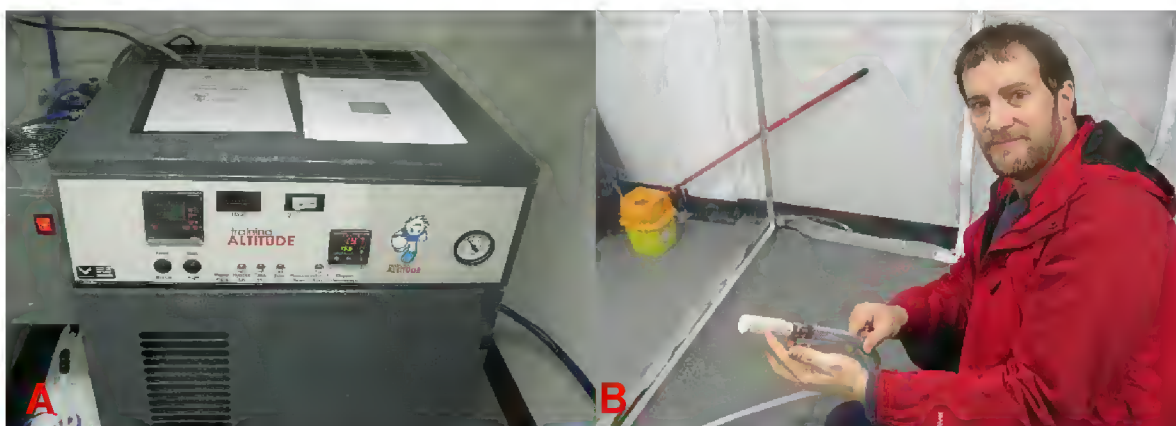
Fonte: O autor (2014).

Nota: A figura mostra em detalhe a barra de PVC reforçado (1), utilizado para melhorar a vedação da câmara.

A geração do ar empobrecido de oxigênio é feita através do equipamento da *Training With Altitude Air Generator* (TWAAG) (Figura 8 - A). O funcionamento deste consiste em sugar o ar ambiente para o interior do equipamento, fazer a captura do oxigênio e enviar o ar empobrecido para o interior da CHN-K através de um tubo de PVC (Figura 8 - B). Este tubo tem o diâmetro aproximadamente de $\frac{3}{4}$ de polegada e na ponta há um abafador para diminuir o barulho do gerador. Na tentativa de também diminuir o barulho, o gerador fica localizado em uma sala ao lado da sala em que está inserida a câmara.

Todo o controle é feito através do TWAAG, sendo a única interface do sistema com o usuário, pois não há qualquer tipo de software supervisor. O controle de altitude pode ser feito através de dois modos, por timer ou manual, e há dois tipos de alarmes, um que é acionado quando os níveis de O_2 (*Low O₂*) estão baixos e o outro por alarme externo (*extern alarm*).

Figura 8 - *Training With Altitude Air Generator* (Figura A) e saída de ar empobrecido (Figura B)

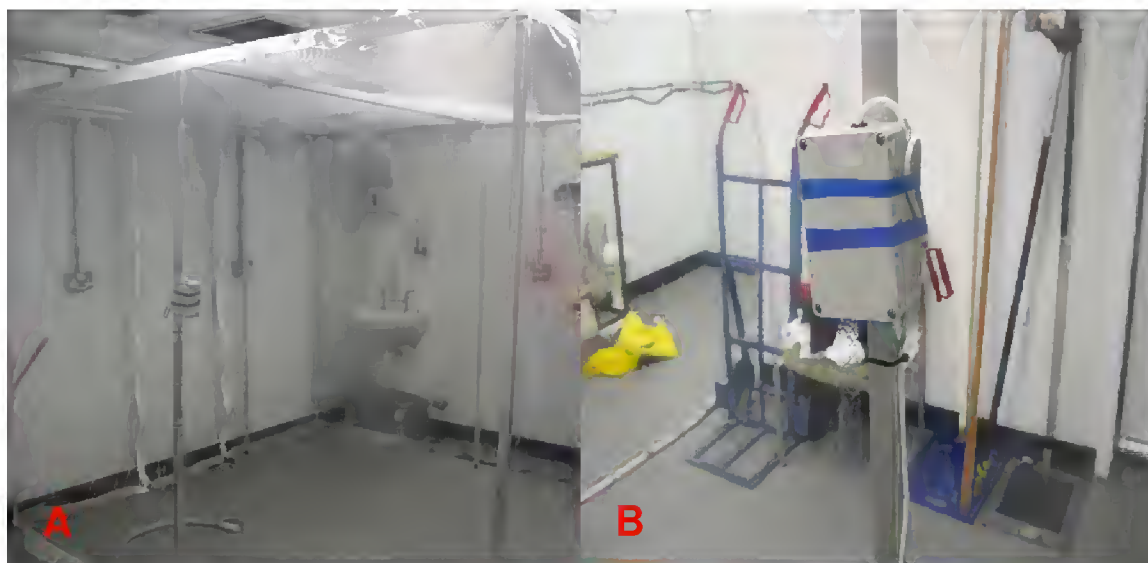


Fonte: O autor (2014).

Nota: Figura A: equipamento de geração de ar empobrecido chamado de *Training With Altitude Air Generator* (TWAAG); Figura B: tubo de PVC com silenciador na ponta utilizada para inserir ar empobrecido de oxigênio para o interior da câmara.

O monitoramento de ar no interior da CHN-K é feito através de uma caixa com um sensor de oxigênio (Figura 9 - B) que está conectada com o TWAAG, localizada aproximadamente a 1000 mm de altura (Figura 9 - A), sendo fixada na estrutura por *fita tape*. Não há monitoramento de CO₂ ou outro tipo de gás, também não há qualquer monitoramento da qualidade do ar no ambiente externo à CHN-K.

Figura 9 - Localização (Figura A) e fixação (Figura B) da caixa de sensor de oxigênio dentro da CHN-K



Fonte: O autor (2014).

Nota: Figura A: Localização da caixa com sensor de oxigênio dentro da CHN-K, inserido a aproximadamente 1000 mm de altura do chão.

Figura B: Caixa com sensor de oxigênio fixada com fita tape.

No momento da visita, a CHN-K estava interditada devido aos vazamentos existentes, principalmente na parte inferior, e somente seria liberada após ajustes. O custo dela foi de aproximadamente € 65.000,00, sendo aproximadamente € 55.000,00 o custo do gerador de ar empobrecido e € 10.000,00 da infraestrutura.

2.4.2.2 Chn Do Embry-Riddle Aeronautical University

A CHN da Embry-Riddle Aeronautical University (CHN-ER) é fabricada pela empresa CAT Altitude Training, construída com placas de polipropileno e estrutura de alumínio, está montada em cima de uma estrutura de madeira elevada em relação ao chão, por onde é feita a passagem da fiação elétrica. A CHN-ER é composta por uma sala de aproximadamente 15 X 10 pol (aproximadamente 3810 X 2540 mm) e uma antessala de 3 X 10 pol (aproximadamente 760 X 2540 mm), a qual é necessária para evitar a perda de altitude na abertura da porta (COLORADO..., [2010]). A CHN-ER contém capacidade de utilização de oito indivíduos mais um instrutor, além da possibilidade de adicionar um simulador de voo (Figura 10).

Figura 10 - Sala Modular produzida pela fabricante CAT Altitude Training



Fonte: Colorado... ([2010].)

Nota: Sala Modular produzida pela fabricante CAT Altitude Training utilizada na Embry-Riddle Aeronautical University para treinamento de pilotos e tripulação de voo civis.

A geração de mistura gasosa é feita através do equipamento *CAT Air Unit*, modelo *CAT-23* (Figura 11). As dimensões são 500 X 370 X 670 mm, pesando aproximadamente 25 Kg (COLORADO..., [2010]). O modo de funcionamento é semelhante ao da *Training With Altitude Air Generator*, onde o ar é sugado do ambiente para o interior do equipamento. O oxigênio é capturado e o ar empobrecido enviado para o interior da CHN-ER através de um tubo. Nesse equipamento, há outro modo de operação onde o ar do interior da CHN-ER é capturado, filtrado e reinserido na CHN-ER. A quantidade de equipamentos a serem utilizados depende do número de indivíduos utilizando a câmara. Conforme informações presentes no catálogo, a CHN-ER deverá ter um equipamento para cada indivíduo, porém, neste caso, foram utilizados dez equipamentos para suprir a demanda de oito indivíduos.

Figura 11 - CAT Air Unit



Fonte: O autor (2014).

Nota: A CAT Air Unit é o módulo da fabricante CAT responsável pela geração de mistura gasosa e filtragem do ar. Na CHN-ER é utilizado o modelo CAT-23, que mede aproximadamente 500 X 370 X 670 mm, pesando aproximadamente 25,5 Kg.

O controle e monitoramento do ambiente são feitos com o CAT Digital Controller (Figura 12). Ele é responsável por controlar o CAT Air Unit e gerenciar a altitude simulada e os alarmes (COLORADO..., [2010]). O monitoramento é feito através de dois sensores de oxigênio, um sensor de dióxido de carbono, um de pressão e um de temperatura. A interface gráfica do sistema (Figura 13) com o usuário é feita através do supervisor desenvolvido através do *software LabView*, onde é possível o ajuste de set-point de altitude, verificação de status dos equipamentos e gravação data-logs do sistema.

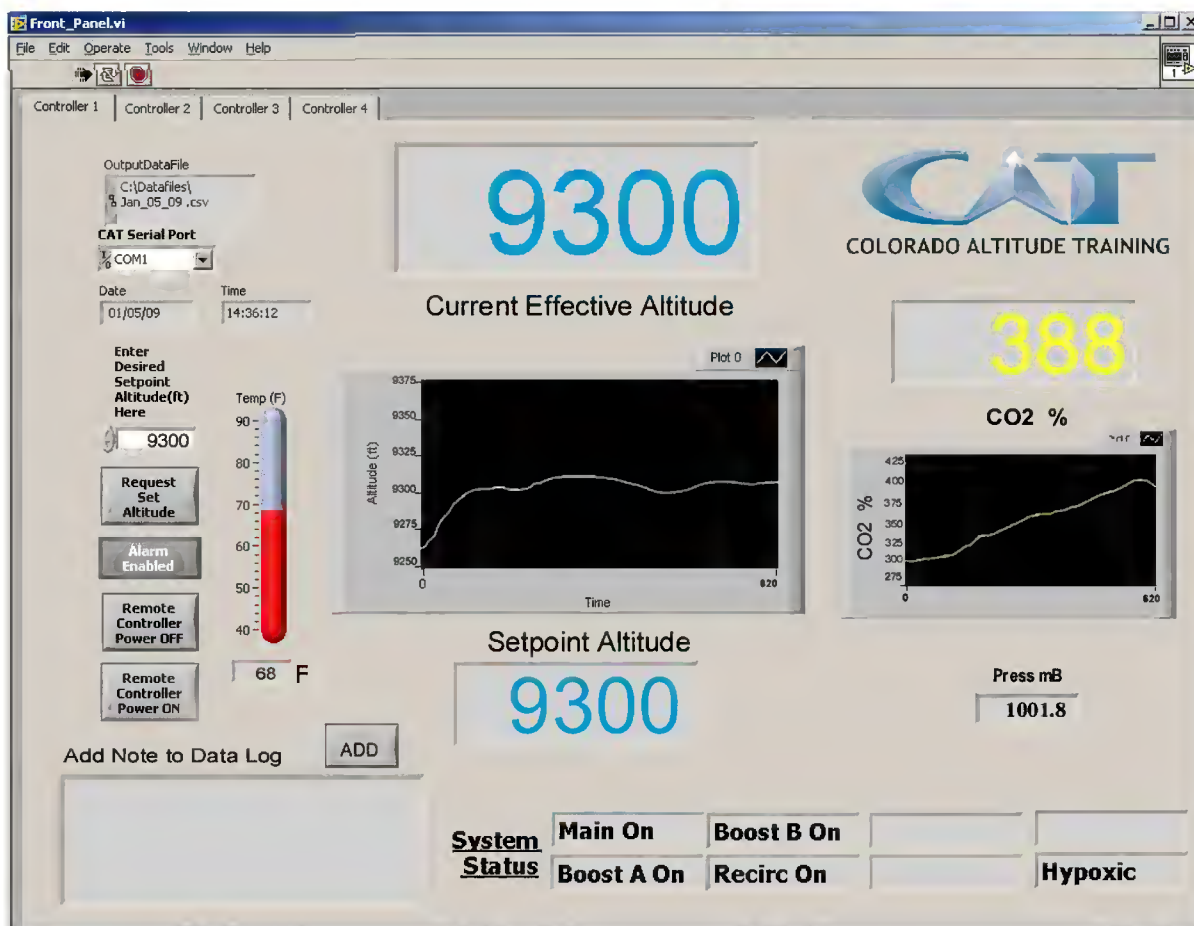
Figura 12 - CAT Digital Controller



Fonte: O autor (2014).

Nota: O CAT Digital Controller é responsável pelo controle e monitoramento dos sensores e atuadores da CHN-ER.

Figura 13 - Interface gráfica da CAT

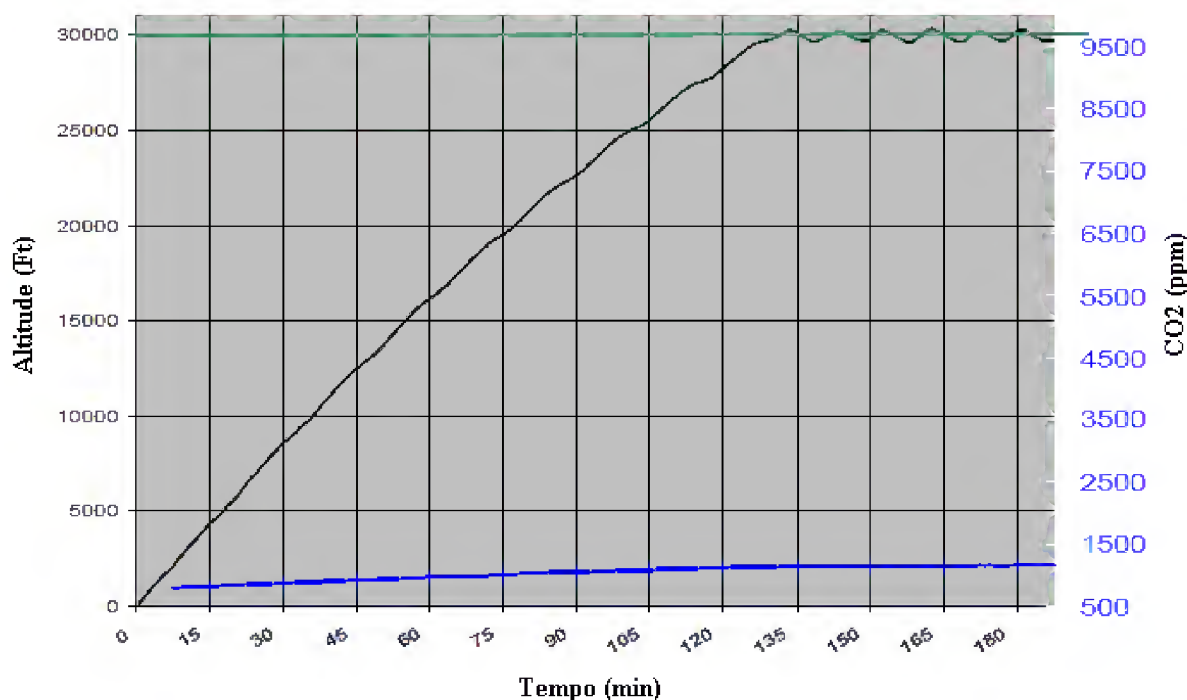


Fonte: O autor (2014).

Nota: Interface gráfica da CAT entre o usuário e o CAT Digital Controller.

Esta câmara conta com um sistema que possibilita que o indivíduo conheça com efetividade os efeitos da hipóxia; porém, esta é uma câmara extremamente cara, custando o valor de US\$ 252.893,00 e conta com um sistema lento, ou seja, leva mais que 120 minutos para alcançar uma altitude de 30.000 pés (COLORADO..., 2015). Na sala onde a câmara está instalada, não há qualquer sistema de exaustão dos gases provenientes do interior da câmara para um ambiente externo, tornando como única medida de segurança para que não haja contaminação, a obrigatoriedade de abertura da porta deste local quando está sendo realizado o teste.

Figura 14 - Rampa de subida de altitude ao longo do tempo



Fonte: Adaptado de Colorado... ([2010]).

Nota: A CHN-ER leva aproximadamente 130 minutos para atingir o *setpoint* (linha verde) de 30.000 pés de altitude como é mostrada na rampa de subida (linha preta) do gráfico ao longo do tempo. A linha azul indica que há um pequeno acúmulo de CO₂ ao longo do tempo.

2.4.3 Máscara de hipóxia normobárica

As máscaras de hipóxia recebem a mistura gasosa pré-selecionada através de um cilindro ou gerador de “altitude simulada”. Diferente de outros modos de treinamento, a máscara não necessita de infraestrutura para sua utilização, barateando o custo de construção, instalação e manutenção. A maior vantagem da máscara é a sua velocidade em gerar hipóxia em indivíduos comparado com as câmaras. O mercado disponibiliza dois fabricantes, porém, com ramos distintos. Para treinamento de atletas de alta performance em diversos tipos de esportes é encontrada a fabricante *Hipoxico Altitude Training Systems*. O kit *Sleeping & Exercise Combo* contendo um gerador, um adaptador para alta altitude, uma máscara e a tenda custa em torno de US\$ 4.600,00 (HYPOXICO..., [2010]). Para o treinamento de tripulação de voo, há diversos modelos da fabricante *Go2Altitude*, localizada em Londres, Inglaterra. O modelo mais simples custa na base de US\$ 6,990,00 (GO2ALTITUDE, 2014).

Figura 15 - Máscara de hipóxia para treinamento de atletas fabricado pela Hypoxico Altitude Training



Fonte: Hypoxico... ([2010]).

Para o treinamento dos alunos da Faculdade de Ciências Aeronáuticas e cursos de medicina aeroespacial, o Centro de Microgravidade da PUCRS (MicroG) desenvolveu um equipamento semelhante ao utilizado em treinamentos de tripulação da fabricante *Go2Altitude*.

2.4.3.1 Máscara De Hipóxia Do Microg

O equipamento desenvolvido (Figura 16) é composto por uma máscara de oxigênio da *Royal Air Force* da Inglaterra, modelo “OP5480” da fabricante *Mine Safety Appliances* (MSA), tamanho 3, uma traqueia de silicone de 22 X 800 mm, uma válvula seletora manual, um balão de látex de 2 L, duas cânulas de 10 X 100 mm, um cilindro de O₂ medicinal a 100%, um cilindro de mistura gasosa (balanceamento de O₂ e N₂ medicinais). O MicroG dispõe de dois tipos de mistura de 6,9 e 10% de O₂ medicinal, podendo simular os valores de 15.000 e 10.000 pés de altitude, respectivamente.

Figura 16 - Circuito utilizado na máscara de hipóxia do MicroG



Fonte: O Autor (2014).

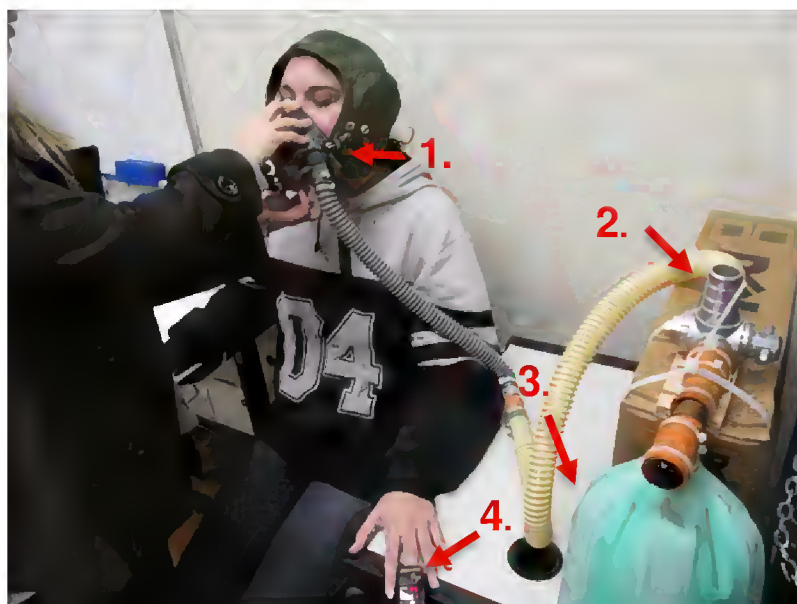
Nota: 1. Máscara de Oxigênio MSA, modelo OP5480, tamanho 3; 2. Traqueia de silicone de 22 X 800 mm; 3. Balão de látex de 2 litros; 4. Válvula Seletora Manual; 5. Cilindro de Oxigênio a 100% de 50 litros; 6. Cilindro de oxigênio a 6,9% de 50 litros.

O funcionamento consiste em liberar a mistura gasosa contida em um cilindro com uma pressão de 3,5 Kgf/cm² e a um fluxo de aproximadamente 10 L/min, variando de indivíduo para indivíduo, e este percorrerá o circuito composto por cânulas, balão, válvula seletora manual, traqueia e máscara, local onde será liberado para o indivíduo. A válvula seletora é responsável por fechar o fluxo da mistura e abrir o fluxo de ar, sendo utilizado após o encerramento do treinamento, ou seja, até o indivíduo atingir um SPO₂ de 80%.

Para o diagnóstico de hipóxia, é utilizado um oxímetro de dedo da fabricante “Nonin”, modelo “Onyx” e, por segurança, também é utilizada a função de oximetria do monitor cardíaco da fabricante “Lifemed”, modelo “Lifetouch 1.0”. Como este treinamento envolve risco de vida, há um cilindro de O₂ a 100% conectado

diretamente à linha da mistura gasosa, podendo ser acionado em caso de emergência. A Figura 17 mostra como é realizado o treinamento de hipóxia no Centro de Microgravidade da PUCRS.

Figura 17 - Máscara de hipóxia desenvolvida pelo Centro de Microgravidade da PUCRS



Fonte: O Autor (2014).

Nota 1: 1. Máscara de Oxigênio; 2. Válvula Seletora; 3. Balão de Látex; 4. Oxímetro de dedo modelo "Onix" da fabricante "Nonin".

Nota 2: Aluna do curso de Ciências Aeronáuticas da PUCRS fazendo treinamento de hipóxia utilizando a máscara de hipóxia desenvolvida no Centro de Microgravidade da PUCRS.

Os principais sintomas que os indivíduos relatam após os treinamentos são respiração profunda e ofegante, cianose nas mãos e lábios, sudorese, tremores nas mãos, dificuldade e lentidão na leitura e raciocínio.

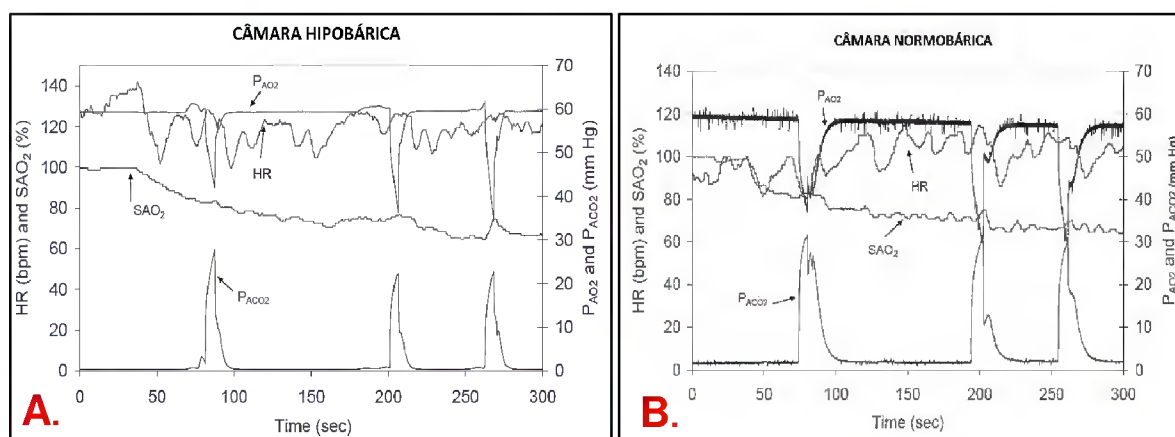
2.5 CÂMARA HIPOBÁRICA VERSUS CÂMARA NORMOBÁRICA

Comparando a câmara hipobárica e normobárica em relação à estrutura, a câmara hipobárica tem uma estrutura extremamente complexa, robusta e pesada, ao contrário da câmara normobárica, que é mais leve, podendo ser modulável e facilmente transportável.

Em relação aos treinamentos fisiológicos de hipóxia em altitude, todos os fenômenos que ocorrem na altitude ocorrem fidedignamente dentro da câmara

hipobárica, mas também podendo ocorrer barotraumas e doença da descompressão. O FAA, órgão do governo americano que regulamenta a aviação dos Estados Unidos, através do *Civil Aerospace Medical Institute (CAMI)*, realizou um experimento comparativo entre a câmara hipobárica (Figura 18 - A) e normobárica (Figura 18 - B) com o objetivo de verificar a equivalência fisiológica da exposição de humanos à altitude. O teste teve uma duração de cinco minutos simulando a altitude de 25.000 pés, onde foi medida a taxa de batimentos cardíacos (HR), a saturação da hemoglobina, PA_{O_2} , PA_{CO_2} e os sintomas subjetivos. O resultado foi que a maior parte dos parâmetros fisiológicos foram diferentes, como apresentado na Figura 18 - A, Figura 18 - B e Tabela 5.

Figura 18 - Teste comparativo entre câmara hipobárica e câmara normobárica



Fonte: Self et al. (2010).

Nota: Gravação representativa de gases alveolares, SAO₂ e taxa de batimento cardíaco de 5 minutos de exposição à hipóxia hipobárica (Figura A) e normobárica (Figura B) a uma exposição equivalente a 25.000 pés em um sujeito.

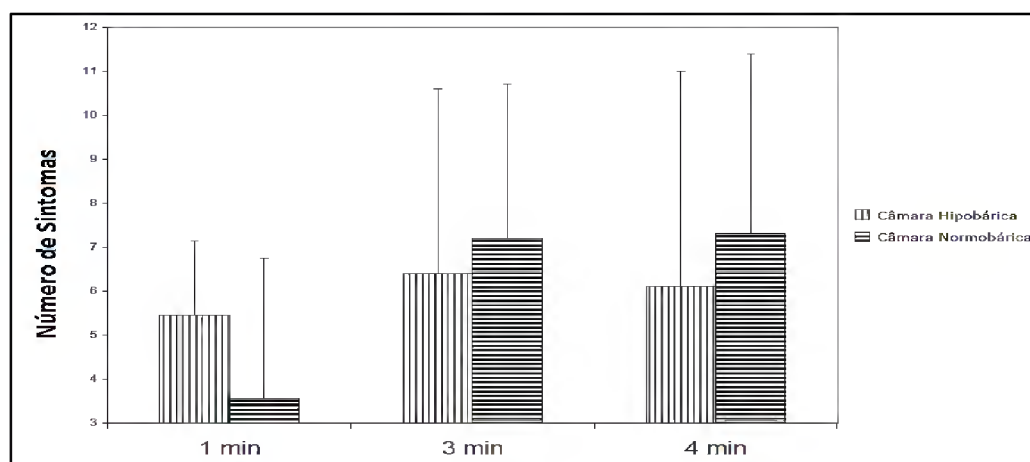
Tabela 5 - Medidas fisiológicas realizadas durante cinco minutos de exposição dos indivíduos em câmara hipobárica e normobárica com PO₂ de 58,9 mmHg, simulando altitude de 25,000 pés

MEDIDAS	CÂMARA HIPOBÁRICA	CÂMARA NORMOBÁRICA
Batimento cardíaco inicial (bpm)	104,9±14,3	96,6±14,6
Batimento cardíaco aos 4 min (bpm)	113,3±12,3	102,2±26,9
Queda de SAO ₂ a 1 min (% SAT)	20,56±9,8	19,6±3,1
SAO ₂ aos 4 min (% SAR)	62,3±8,4	69,5±4,9
Taxa de declive de SAO ₂ acima de 5 min (% SAT / seg)	0,156±0,032	0,135±0,031
PA _{O2} aos 4 min (mmHg)	33,5±2,4	31,4±3,6
PA _{CO2} aos 4 min (mmHg)	28,2±3,1	31,1±2,6

Fonte: Adaptado de Self et al. (2010).

Os sintomas fisiológicos tiveram uma maior quantidade de ocorrências na câmara hipobárica no primeiro minuto; porém, nos minutos restantes houve uma inversão de processo, e o número de ocorrências foi maior na câmara normobárica, como mostrado na Figura 19.

Figura 19 - Média numérica de sintomas de 20 sujeitos expostos a ambiente hipobárico e normobárico



Fonte: Adaptado de Self et al. (2010).

Nota: O gráfico mostra a quantidade de sintomas relatados por sujeitos ao longo de cinco minutos. No primeiro minuto houve uma maior quantidade de sintomas ocorridos na câmara hipobárica, invertendo-se após três minutos.

Em relação aos tipos de sintomas, não houve diferença ao longo do tempo, conforme Tabela 6.

Tabela 6 - Sumário de comparação de variáveis dependentes entre ambientes hipobárico e normobárico

VARIÁVEL MEDIDA		IGUAL	DIFERENTE
Gás alveolar aos 4 min			X
SAO ₂ aos 4 min			X
Taxa de declínio de SAO ₂	A 1 min	X	
	Aos 5 min		X
Taxa de batimento cardíaco	A 1 min		X
	Aos 4 min	X	
Sintomas da hipóxia	A 1 min		X
	Aos 3 min	X	
	Aos 4 min	X	

Fonte: Adaptado de Self et al. (2010).

De acordo com Self et al. (2010, p. 10), o motivo para a diferença fisiológica apresentada entre a CHH e CHN é:

A densidade do oxigênio afeta o coeficiente de difusão do oxigênio de tal maneira que o fluxo de oxigênio deve ser maior em um ambiente hipobárico com o mesmo PO₂. Entretanto, a transferência de gás dos alvéolos para o sangue em condições hipobárica ou normobárica deve ter uma difusão limitada pela combinação do rápido tempo de trânsito capilar (*faster capillary transit times*) resultando em um aumento do débito cardíaco e uma drástica redução na concentração do gradiente. Sujeitos expostos a baixa P_B poderão aumentar o espaço morto ventilatório, sendo resultante de uma menor densidade do ar. Em mesmo PO₂, ambientes hipobáricos irão induzir uma menor PA_{CO2}, alcalose sanguínea, e uma hipoxemia refletida em um menor SAO₂ do que em ambiente normobárico.

Após a avaliação dos resultados, Self et al. (2010) concluíram que a CHN é tão eficiente quanto a CHH para treinamento fisiológico em hipóxia, com a vantagem de ser mais barata e segura.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, serão apresentados os materiais e os métodos utilizados na construção da câmara de hipóxia normobárica (CNH-ERC), os quais serão divididos em quatro blocos, de acordo com os diferentes tipos de sistemas desenvolvidos neste projeto:

- a) Infraestrutura (Infra);
- b) Sistema de Controle (SC);
- c) Sistema de Mistura Gasosa (SMG);
- d) Sistema de Segurança (SS).

3.1 IDEALIZAÇÃO DA CHN-ERC

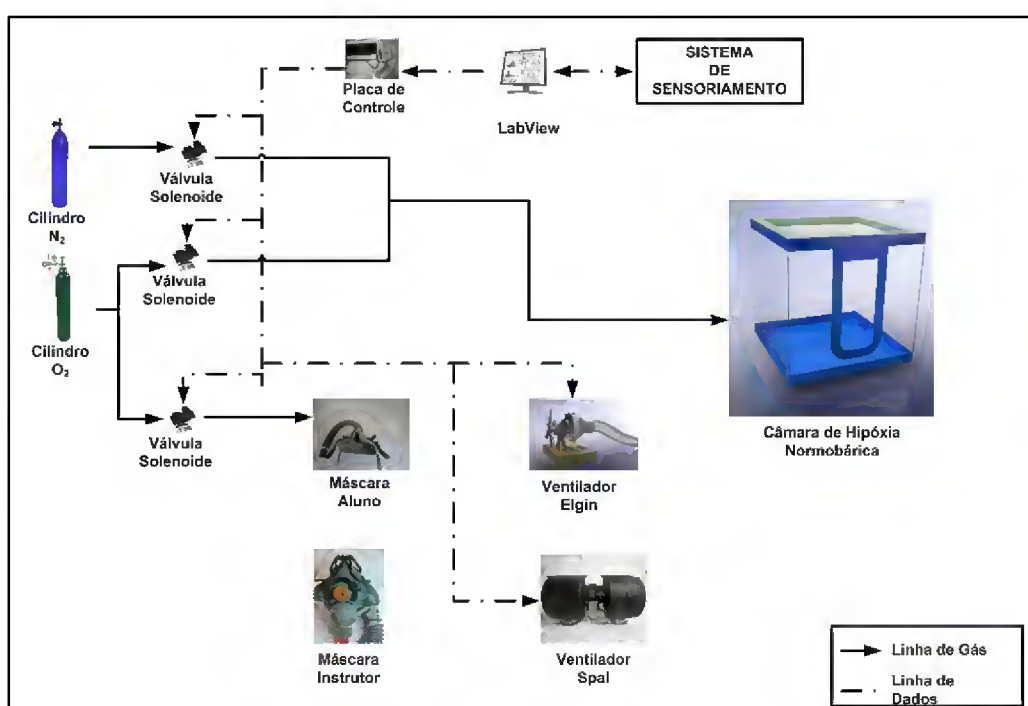
A câmara de hipóxia normobárica ERC (CHN-ERC) desenvolvida tem como objetivo o treinamento fisiológico de pilotos e tripulação de voo em hipóxia e estudos do comportamento do organismo a altos níveis de altitudes. A partir desses objetivos e estudos do estado da arte, foram definidos os seguintes pré-requisitos que o projeto da CHN-ERC deve seguir:

- a) a estrutura deve:
 - ser desenvolvida com material que permita que ela seja desmontável, impermeável, de fácil transporte e o peso não seja superior a 150 Kg, descontando o peso dos cilindros de O₂ e N₂;
 - ter dimensões suficientes para permitir um aluno sentado em treinamento e mais um instrutor ou uma esteira ergométrica, bicicleta ergométrica ou cicloergômetro com dimensões máximas de 1120 X 530 X 1130 mm.
- b) a CHN deve conter:
 - controle de altitude controlado por software;
 - sistema de oxigenação que garanta segurança para o aluno e para o instrutor;

- sistema de retirada da mistura gasosa para o ambiente externo ao final do treinamento;
- sistema para garantir que a mistura gasosa seja igual em qualquer parte da sala.

Com esses pré-requisitos, foi desenvolvido o layout (Figura 20) que balizou o presente projeto.

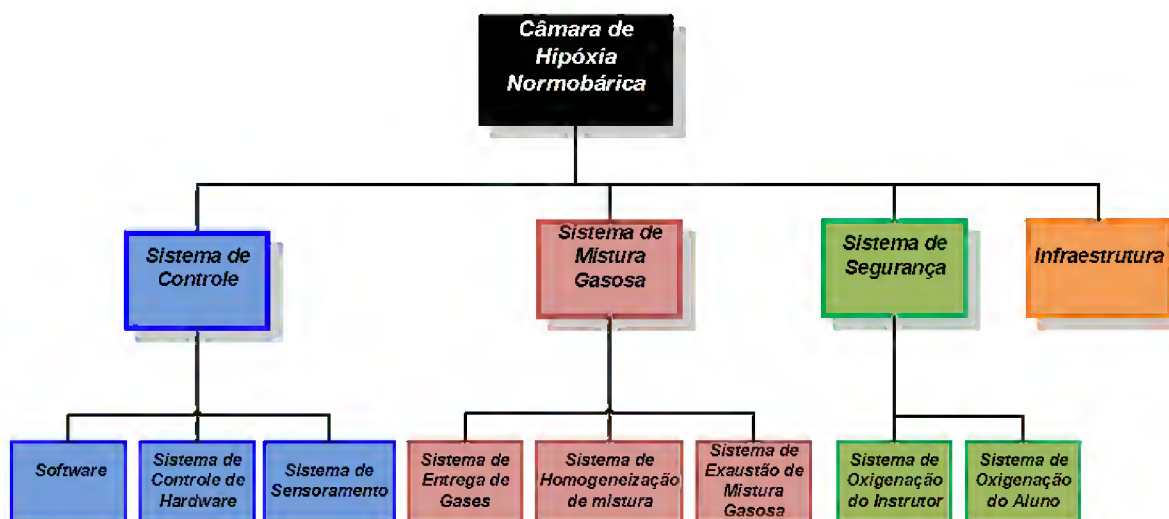
Figura 20 - Layout da CHN-ERC idealizado a partir dos pré-requisitos do sistema



Fonte: O Autor (2014).

A partir do layout, foi possível projetar a infraestrutura e mais oito sistemas, sendo denominados de software, sistema de controle de hardware, sistema de sensoriamento, sistema de entrega de gases, sistema de homogeneização de mistura gasosa, sistema de exaustão de mistura gasosa, sistema de oxigenação do instrutor e sistema de oxigenação do aluno. Estes foram agrupados conforme sua finalidade, sendo infraestrutura, sistema de controle, sistema de mistura gasosa e sistema de segurança. A Figura 21 mostra o diagrama de blocos dos sistemas.

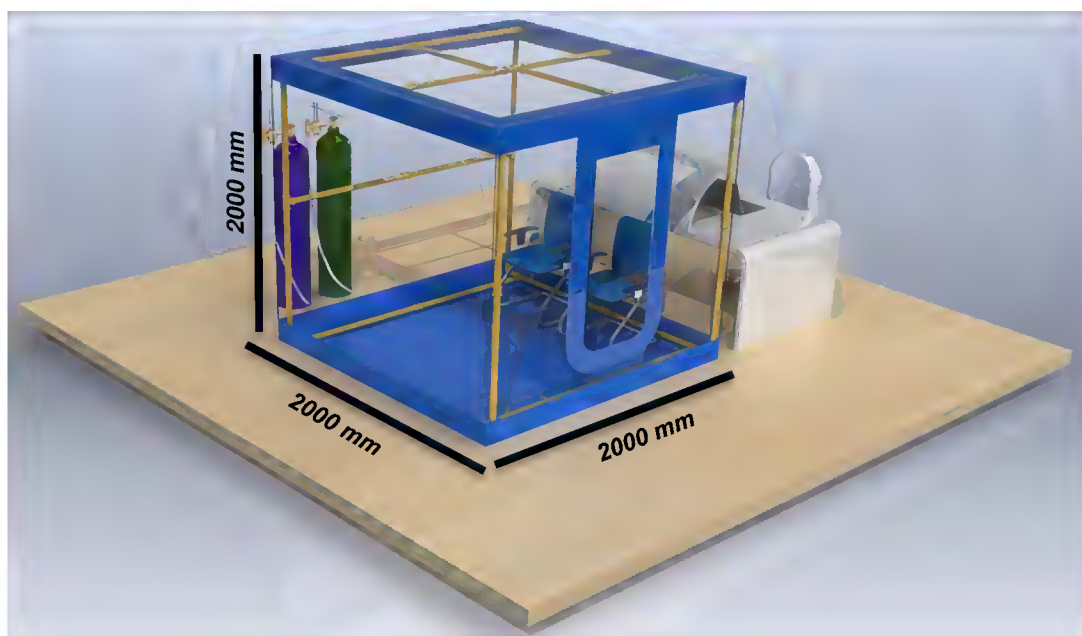
Figura 21 - Diagrama de blocos representando os sistemas e blocos de sistemas da CHN-ERC



Fonte: O Autor(2014).

Ao final desta etapa, foi desenvolvido um desenho computacional projetando como deve ficar a CHN-ERC ao final do projeto (Figura 22).

Figura 22 - Desenho computacional da Câmara de Hipóxia Normobárica

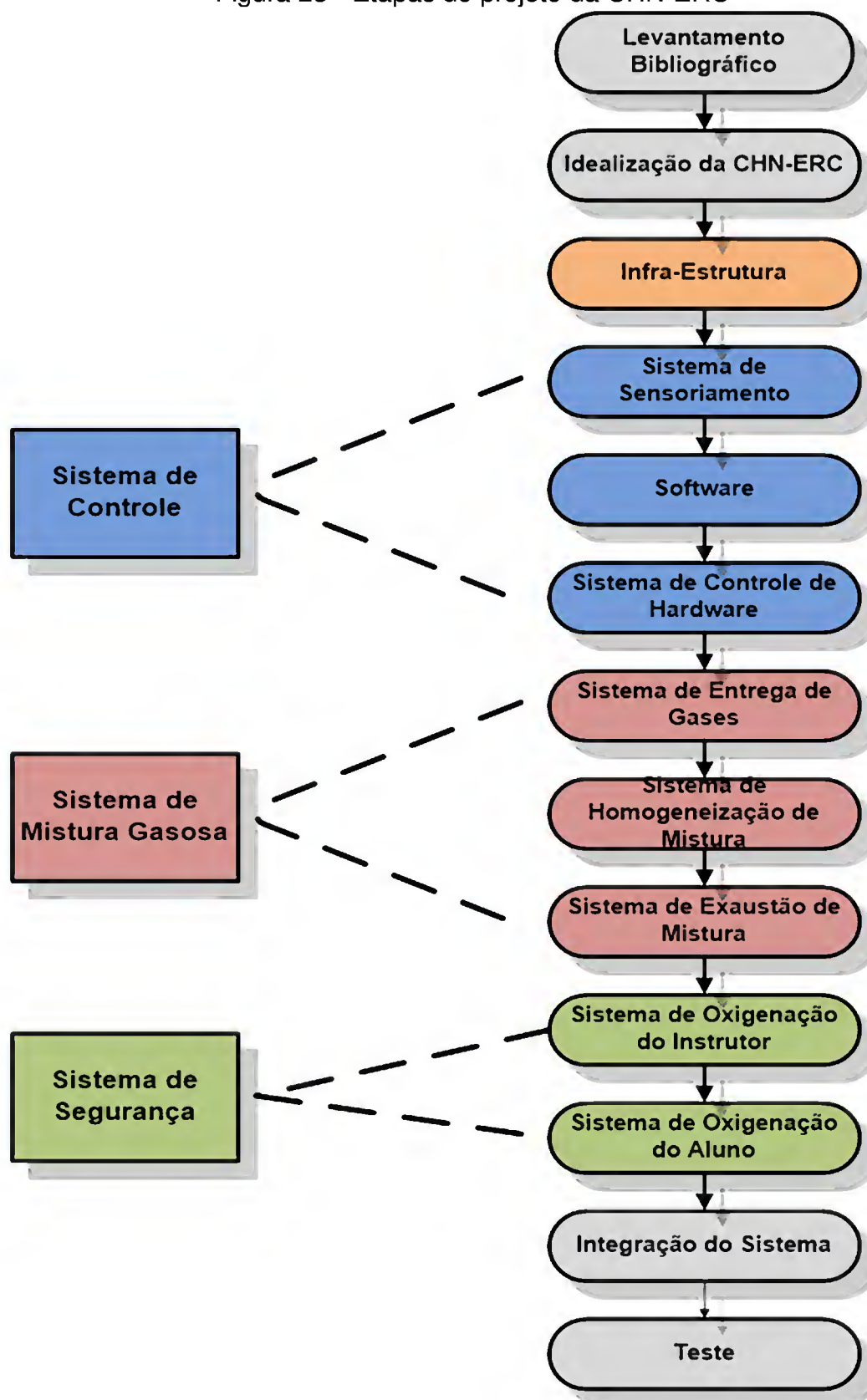


Fonte: O Autor (2014).

Nota: Desenho computacional da câmara de hipóxia normobárica (CHN), desenvolvido através do software *SolidWork*®.

O desenvolvimento deu-se a partir das seguintes etapas do projeto, conforme mostrado na Figura 23.

Figura 23 - Etapas do projeto da CHN-ERC



3.2 INFRAESTRUTURA

A estrutura física compreende na parte estrutural da CNH-ERC, ou seja, paredes, portas, entre outros. Neste projeto, foram desenvolvidas duas versões da estrutura, sendo a primeira com o *SensorMedics 6200 Autobox* e a segunda com canos de PVC e revestimento de plástico.

3.2.1 Versão 1 – Sensor Medics 6200

A primeira versão da estrutura da câmara a ser utilizada foi a *SensorMedics 6200 Autobox* (SAB) da fabricante *SensorMedics* (Figura 24), cedida através de doação do Hospital São Lucas da PUCRS. Esta é uma câmara utilizada em diversos tipos de exames médicos como espirometria, pletismografia (teste de função pulmonar), mecânica respiratória, dentre outros. As dimensões da câmara são 1670 mm X 1321 mm X 813 mm e pesa em torno de aproximadamente 227 Kg (SENSORMEDICS, 2002).

Figura 24 - Vista lateral da Câmara SensorMedics 6200 Autobox



Fonte: O Autor (2014).

Ao analisá-la, foi verificada que ela continha a vantagem de não necessitar grandes mudanças estruturais, pois continha duas entradas cilíndricas de aproximadamente 230 mm, as quais poderiam ser utilizadas para entrada e saída de

gases e uma abertura na frente, na qual poderia ser instalado o console. O teste de vedação provou que a SAB poderia ser utilizada como câmara de hipóxia. Porém, o principal problema que impossibilitou a continuidade de seu uso foi a presença de uma maçaneta na porta que poderia ser trancada por dentro da SAB, apresentando, desta forma, risco de segurança, principalmente nos casos de desmaio e/ou alterações psíquicas decorrentes da hipóxia nos indivíduos, como explicado anteriormente (**Estágios da Hipóxia** – pág. 27), dificultando ou impedindo, assim, a remoção do indivíduo, causando grande risco de vida a este. Outro aspecto que motivou o desenvolvimento de uma nova versão foi o pequeno tamanho interno da câmara, pois, devido às suas dimensões, não haveria espaço suficiente para práticas de exercícios ou inserção de maca, restringindo futuras pesquisas.

3.2.2 Versão 2 – estrutura tubular

A segunda versão da câmara foi desenvolvida com estrutura de tubos de 40 mm e revestida com lona de vinil, tendo sua dimensão de 2000 X 2000 x 2000 mm. A maior vantagem de ser feito com este material é a possibilidade de ser montada e desmontada em poucos minutos, além de ser leve e barata.

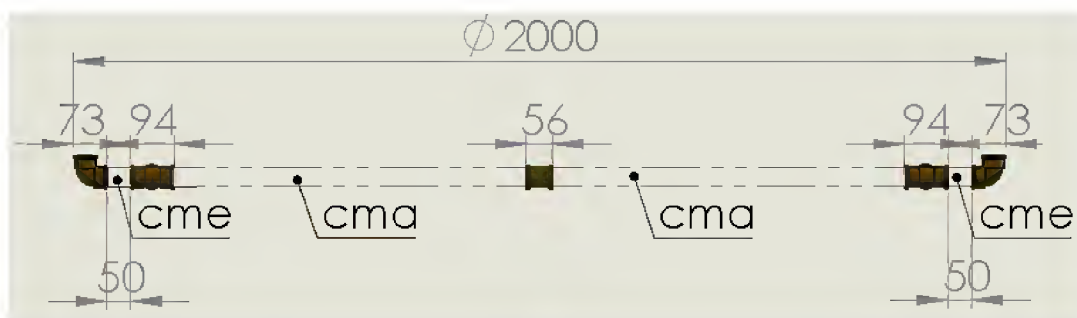
3.2.2.1 Construção da estrutura tubular

A estrutura tubular foi feita utilizando tubos de PVC para água fria de 40 mm de diâmetro com o total de 70 peças, sendo sete luvas soldáveis, oito joelhos soldáveis, 16 tes soldáveis, nove canos com 103 mm de comprimento, seis canos com 789 mm de comprimento, quatro canos com 808 mm de comprimento, quatro canos de 861 mm de comprimento, dez canos de 933 mm de comprimento, quatro canos de 952,5 mm de comprimento e dois canos de 984 mm de comprimento. O peso estimado pelo *software SolidWorks®* foi de 12,76 Kg, sendo que o peso medido separadamente de cada peça e feito o somatório total foi de 15,35 Kg.

A construção foi feita em duas fases, sendo a primeira o desenvolvimento do projeto e a segunda a montagem dos componentes. Na fase do projeto, primeiro todas as peças foram desenhadas no *software SolidWorks®*, utilizando dimensões retiradas do catálogo do fabricante (TIGRE, 2014), como mostrado na Figura 25.

Conhecendo as dimensões dos tes, luvas e joelhos através do catálogo do fabricante, foram calculados os diferentes comprimentos de tubos utilizados nos desenhos, como mostrado no exemplo abaixo:

Figura 25 - Cálculo de dimensões dos canos de PVC



Fonte: O Autor (2014).

Foi pré-determinado que o tamanho da estrutura deveria apresentar 2000 mm de comprimento, o espaço entre a luva e o te deveria medir 50 mm em ambos os lados e foram nomeadas as variáveis “cma” para os dois canos maiores e “cme” para os dois canos menores.

O cálculo do cme foi somando o espaço entre a luva e o te (50 mm) e o comprimento de encaixe das peças (26,5 mm), totalizando um comprimento total de 103 mm, mostrados na equação (4).

$$\begin{aligned} cme &= esp_luva_te + 2 \times comp_encaixe & (4) \\ cme &= 50 + 2 \times 26,5 \\ cme &= 103 \text{ mm} \end{aligned}$$

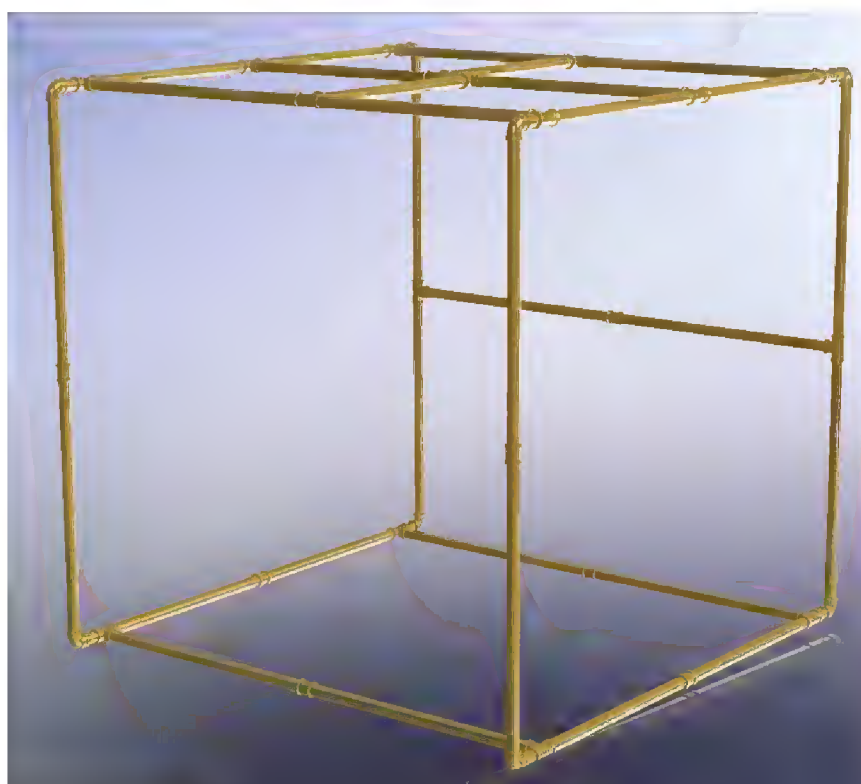
Para cálculo do cma, subtraiu-se o comprimento das peças do valor total e, ao final, dividiu-se o valor por dois, como mostrado na equação (5).

$$\begin{aligned} cme & & (5) \\ &= \frac{comp_{total} - 2 \times esp_luva_te - 2 \times comp_{ele} - 2 \times comp_{te} - comp_{luva}}{2} \\ &+ 2 \times comp_{encaixe} \end{aligned}$$

$$cme = \frac{2000 - 2 \times 50 - 2 \times 73 - 2 \times 94 - 56}{2} + 2 \times 26,5$$
$$cme = 808 \text{ mm}$$

Ao final dessa etapa, foi gerada uma montagem virtual (Figura 26) no *software SolidWorks®*, onde foi possível validar os valores das dimensões calculadas. Para facilitar na montagem, todos os canos foram numerados conforme mostrado no Apêndice B.

Figura 26 - Montagem simulada da estrutura tubular



Fonte: O Autor (2014).

A montagem final da estrutura é mostrada na Figura 27.

Figura 27 - Montagem final da estrutura tubular



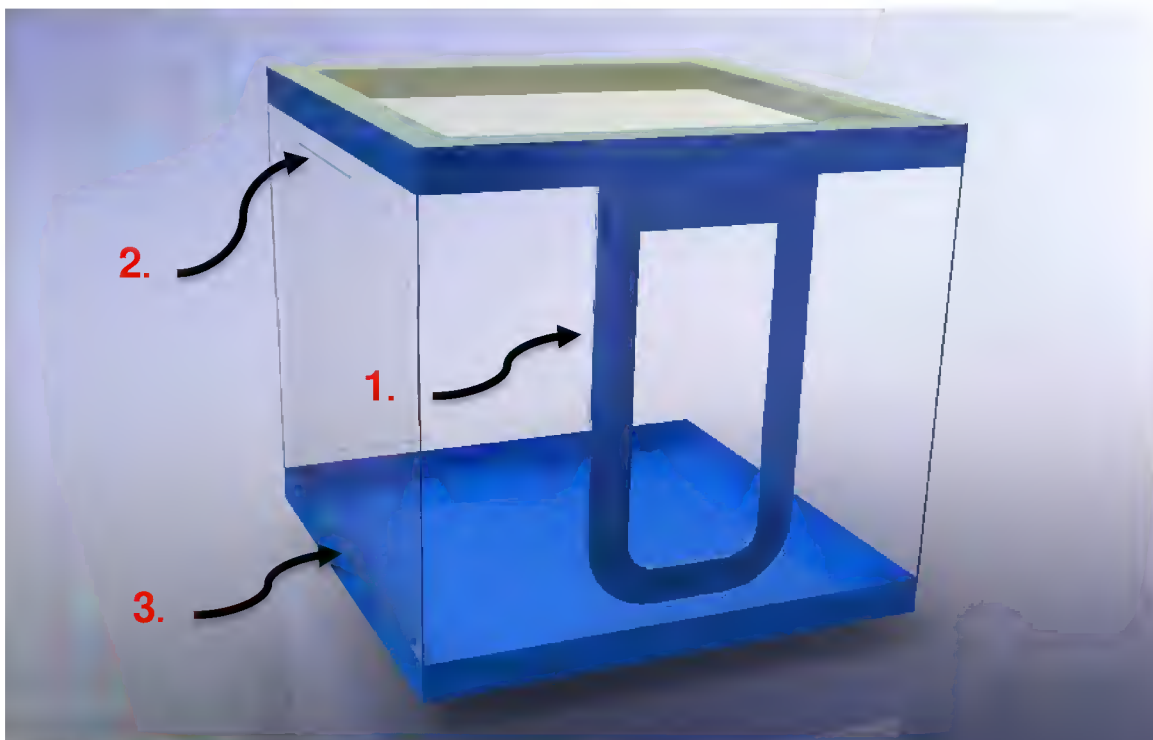
Fonte: O Autor (2014).

3.2.3 Construção do revestimento

O revestimento foi idealizado a partir de desenhos projetados no *software* SolidWorks® (Figuras 28 e 29), onde foram seguidos todos os pré-requisitos discutidos anteriormente, e fabricado pela empresa “Tecno Costuras”.

O material utilizado na composição do revestimento foi lona vinil kp1400 utilizado na base, lona vinil kp1000 nas paredes laminado cristal 60 para partes transparentes, todos contendo 0,6 mm de espessura e densidade de 0,2 g/cm². A dimensão total do revestimento é de 24 m² e o peso é de 48 Kg.

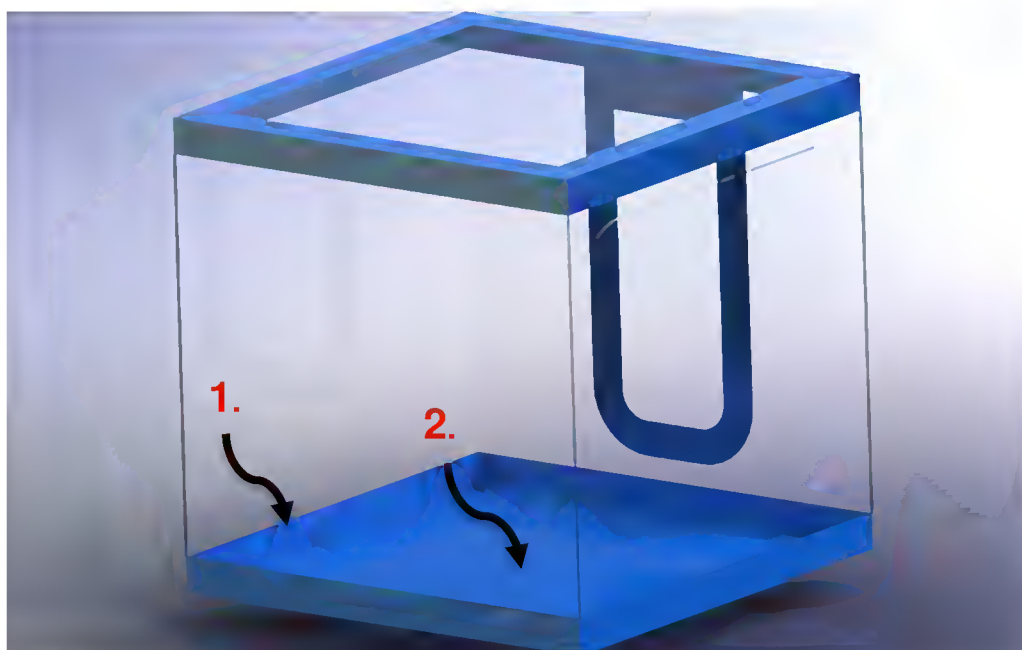
Figura 28 - Visão frontal do projeto do revestimento da CHN



Fonte: O Autor (2014).

Nota: 1. Entrada Principal; 2. Entrada Secundária; 3. Zíper.

Figura 29 - Visão posterior do projeto do revestimento da CHN



Fonte: O Autor (2014).

Nota: 1. Abertura para entrada de gases lacrada com zíper; 2. Abertura para entrada de fiação lacrada com zíper.

A entrada principal foi desenvolvida em forma de “U”, com dimensões de 800 x 1600 mm, lacrada com dois zíperes, tendo como objetivo possibilitar uma rápida

abertura em caso de emergência. Para a inserção de equipamentos e objetos dentro da câmara, como macas, cadeiras e equipamentos médicos, foi desenvolvida uma porta secundária, medindo aproximadamente 1870 X 1620 mm, que também pode ser utilizada em caso de emergência.

Para permitir a visualização do indivíduo pelo lado externo da câmara, as paredes foram projetadas com PVC transparente, exceto onde há o contato com os canos. Para estes locais, foi projetada a utilização de PVC opaco, devido à sua maior resistência. Com a intenção de permitir uma melhor iluminação no interior, o teto também foi projetado com PVC transparente, não havendo, assim, a necessidade de adicionar uma iluminação no interior.

A entrada e saída das mangueiras de gases e fiação elétrica foi projetada para ser inserida dentro da câmara através de duas aberturas na parte traseira, medindo 400 mm cada. Por precaução, foi separada a abertura utilizada para gases da utilizada para fiação elétrica.

Para facilitar a montagem da estrutura, foi colocado um zíper na parte inferior do revestimento, possibilitando separar o chão das paredes.

3.4 SISTEMA DE CONTROLE

O sistema de controle (SC) foi projetado para adquirir sinais dos sensores de O_2 e CO_2 , processar e controlar o *hardware* dos demais sistemas.

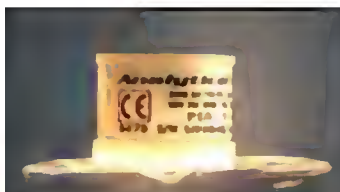
3.4.1 Materiais utilizados no sistema de controle

A seguir, será descrito todo o material utilizado no SC.

3.4.1.1 Sensor De O_2

O sensor de oxigênio utilizado no projeto é do modelo “PSR-11-915-2” da fabricante “Analytical Industries” (Figura 30). O range de saída varia entre 23 - 30 μA , equivalente ao range de 0 a 100% de O_2 . A resposta é menor que 20 segundos para chegar a 90% do valor medido e a expectativa de vida é de 60 meses.

Figura 30 - Sensor de oxigênio da fabricante “Analytical Industries”



Fonte: Analytical ([2014]).

3.4.1.2 Oxímetro Portátil Teledyne

O oxímetro portátil utilizado no projeto é do modelo “TED 60T” da fabricante Teledyne®, cedido pelo Hospital São Lucas da PUCRS. O equipamento mede 72 X 115 X 35 mm, pesando 255 gramas. O range de medição é de 0 - 100% de oxigênio com sensibilidade de 1% e acurácia de $\pm 1\%$ fundo de escala à temperatura constante. A temperatura de trabalho varia entre 0 - 40°C. O tempo de *Warm Up* é de 20 minutos ou menos. Para este projeto, foi adaptado o sensor de oxigênio “PSR-11-915-2” da fabricante “Analytical Industries”.

3.4.1.3 Sensor de CO_2

O sensor utilizado no projeto é do modelo “MG811” da fabricante Parallax® (Figura 31). O sensor utiliza o princípio de funcionamento eletroquímico, ou seja, converte a concentração do gás em sinal elétrico, semelhante a uma bateria metálica, formando anodo, eletrólito e um catodo de ar. Quando o elemento de aquecimento é ativado, neste caso, utilizando uma tensão entre 6,5 a 12 v, o sensor de gás responde ao CO_2 gerando uma pequena corrente proporcional à concentração de gás. Para ser medida a tensão gerada, a corrente deve passar por uma resistência conhecida, ser medida e aplicada a lei de ohms – equação (6).

$$v = i \times r \quad (6)$$

Sendo:

v : Tensão

i : Corrente

r : Resistência

Como o sensor é um dispositivo de alta impedância, deve-se colocar um amplificador para medir sua saída.

O consumo do sensor é de 165 mA quando o aquecedor (elemento de aquecimento) está ligado e 1,2 mA quando está desligado. A temperatura de operação varia entre 0°C e 70°C.

Figura 31 - Ilustração do Sensor de CO2



Fonte: Analytical ([2014]).

3.4.1.4 Relés

A válvula utilizada para abertura e fechamento dos gases é do tipo “mini solenoide”, modelo “VSMA-1422”, duas vias, marca “Pecroll” com entrada e saída para rosca de 1/4” (Figura 32). A bobina foi projetada para ser acionada com uma tensão de 12 v e corrente de 41mA.

Figura 32 - Válvula solenoide



Fonte: Pecroll (2014).

3.4.1.5 Placa de aquisição de dados

A placa de aquisição de dados (DAQ – Data Acquisition) é modelo “USB-6009” da fabricante “National Instruments” (Figura 33). A DAQ contém 12 canais digitais bidirecionais (input/output), oito canais de entrada analógica, duas saídas analógicas, um contador, uma saída de 5 v e uma saída de 2,5 v.

O canal digital tem um range que varia de 0 - 5 v, com corrente máxima de 8,5 mA por canal ou 102 mA em todos os canais. A entrada analógica tem um range que varia entre -10 a 10 v e uma resolução de 14 bits. A saída analógica tem um range de 0 a 5 v com uma resolução de 12 bits.

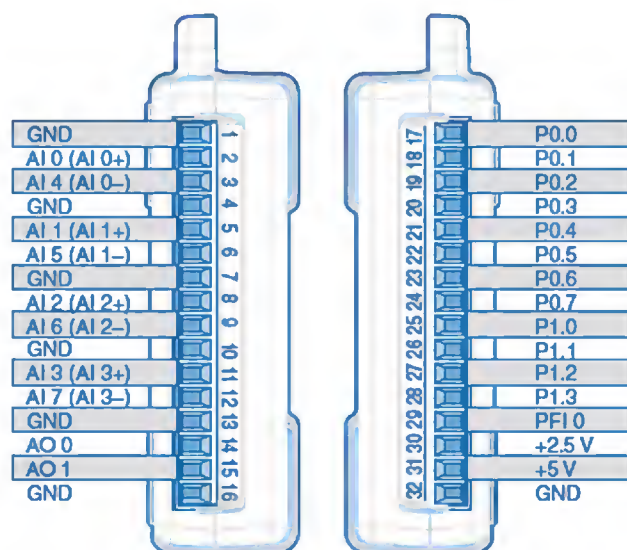
Figura 33 – Placa de aquisição de dados



Fonte: National Instruments (2012).

A identificação dos conectores de entrada/saída (*pinouts*) é feita através de *labels* com nome dos sinais, como mostrado na Figura 34.

Figura 34 - Label com identificação dos Pinouts da DAQ USB-6009



Fonte: National... (2012).

Onde:

AI: Entrada analógica (*Analogic Input*)

AO: Saída Analógica (*Analogic Output*)

GND: Terra

P: Entrada/Saída Digital (IO Digital)

PF: Contador

+2.5 V: Saída 2.5Vcc

+5V: Saída 5Vcc

3.4.2 Softwares utilizados no sistema de controle

3.4.2.1 Labview

O LabView™ é uma plataforma de desenvolvimento da fabricante *National Instruments*, voltada para aplicações que envolvam medições e automações. A programação é gráfica, utilizando ícones no lugar de funções e fios para ligar as entradas e saídas, seguindo um modelo de fluxo de dados, ou seja, cada função somente será executada quando todas as entradas sejam disponíveis para uso. No LabView™, cada função é chamada de VI (*Virtual Instruments*) e, por facilidade da

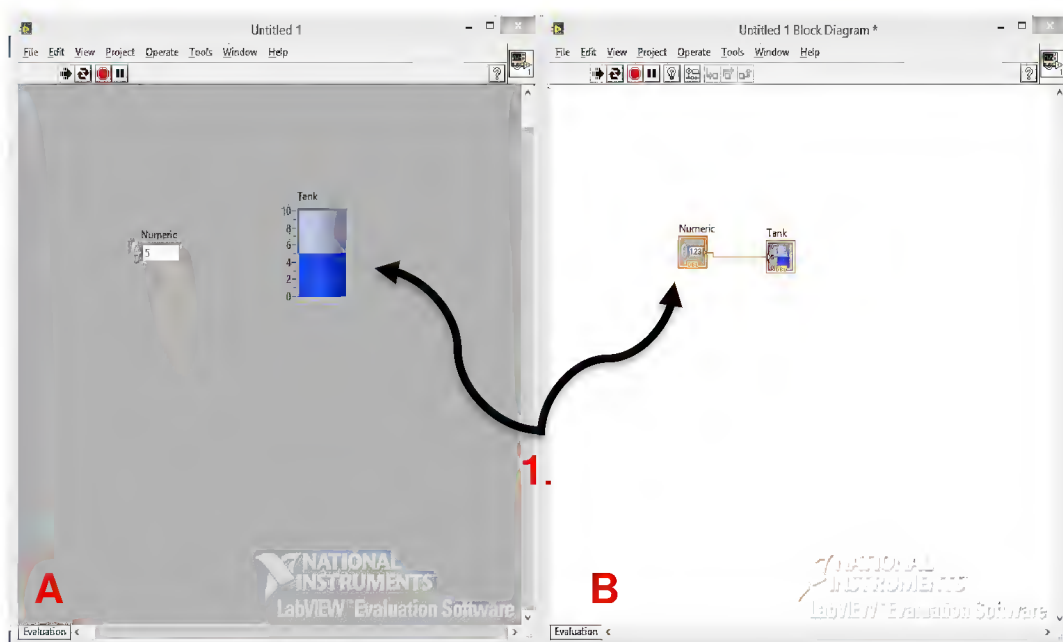
linguagem, cada VI pode ter outra VI em seu interior, sendo chamada de SubVI. Outra facilidade desta linguagem é que as VIs podem facilmente rodar processos em paralelo, semelhantes a *Threads*.

A maior vantagem desta plataforma em relação às outras é a integração *Plug and Play* com diversos módulos de aquisição de sinais, como, por exemplo, DAQ *USB-6009* utilizado neste projeto.

O LabView™ funciona essencialmente com duas janelas, o painel frontal que funciona como interface do usuário e o diagrama de blocos, onde são inseridos todos os códigos gráficos do programa.

Na Figura 35 é ilustrado o ambiente de trabalho composto pela janela do painel frontal e janela do diagrama de blocos utilizando VIs.

Figura 35 - Ilustração do ambiente de trabalho do software Labview



Fonte: O Autor (2014).

Nota: A. Janela "Painel Frontal"; B. Janela "Diagrama de Blocos"; 1. Código gráfico utilizado no *Labview*.

Neste projeto, o software projetado através desta plataforma foi denominado SOFTERC, tendo como principal responsabilidade a de controlar todos os sistemas da CHN-ERC e ser a interface do usuário com o sistema.

3.4.2.2 Eclipse

O Eclipse é uma plataforma de desenvolvimento Java, porém, suporta outros tipos de linguagem de programação, como C, C++, PHP, ColdFusion, Python e plataforma android.

Neste projeto, a plataforma foi utilizada para programar o processador MSP430F2619 com a linguagem de programação C. A versão utilizada foi luna 4.4.0 com o plugin *MSP430 Toolchain*.

3.4.3 Desenvolvimento do sistema de sensoriamento

O sistema de sensoriamento é dividido em hardware e *firmware*. O hardware é composto pelo sensor de oxigênio modelo “PSR-11-915-2” e placa de aquisição de sinais desenvolvida para este projeto. O *firmware* foi desenvolvido através da plataforma de desenvolvimento Eclipse.

3.4.3.1 Hardware

Para o sensoriamento do nível de oxigênio da CHN-ERC, foi desenvolvida uma placa de aquisição de sinais denominada PAS-V1, sendo esta responsável por adquirir o sinal do sensor de oxigênio, processar e enviar através da porta serial para o software Labview. Ao longo do projeto, foram desenvolvidas três versões da placa de aquisição de sinais.

A primeira versão foi desenvolvida uma pci (placa de circuito impresso) utilizando o sensor modelo “O2-A2” da fabricante “Apollo” integrado à mesma, porém, como esse sensor não é específico para uso médico, optamos por desenvolver uma nova versão.

Na segunda versão, substituiu-se o sensor atual por um de uso médico, tendo em vista o aumento da confiança e da segurança do sistema e utilizando o CI “LMP91000” como amplificador operacional.

Na terceira versão (Figura 36), foi substituído o circuito amplificador por um oxímetro portátil modelo TED 60T, juntamente com o sensor de oxigênio “PSR-11-915-2”. Como o oxímetro portátil não dispõe de nenhum tipo de saída para que possa haver o envio de sinais para o PC, foi utilizada a placa de desenvolvimento

MSP430F261x modelo 2011 para esta função. Além da aquisição de sinais, a placa é responsável por fazer o processamento e posteriormente o envio de sinais para o software LabView™ através da porta serial com um cabo USB.

Figura 36 - Placa de aquisição de sinais - terceira versão



Fonte: O Autor (2014).

Nota: 1. Oxímetro Portátil "TED 60T"; 2. Sensor de Oxigênio "PSR-11-915-2"; 3. Placa de desenvolvimento MSP430F261x.

O processador utilizado foi o modelo "MSP430F2619" da fabricante "Texas Instruments". Para a interação do usuário com a placa, foram utilizados quatro botões, um display gráfico e um buzzer.

3.4.3.2 Firmware

Para a programação do processador, foi desenvolvido um firmware em linguagem de programação C. Para a compilação e o upload do firmware para o processador, foi utilizada a plataforma eclipse.

No início do firmware são feitas as principais configurações do processador através das seguintes variáveis:

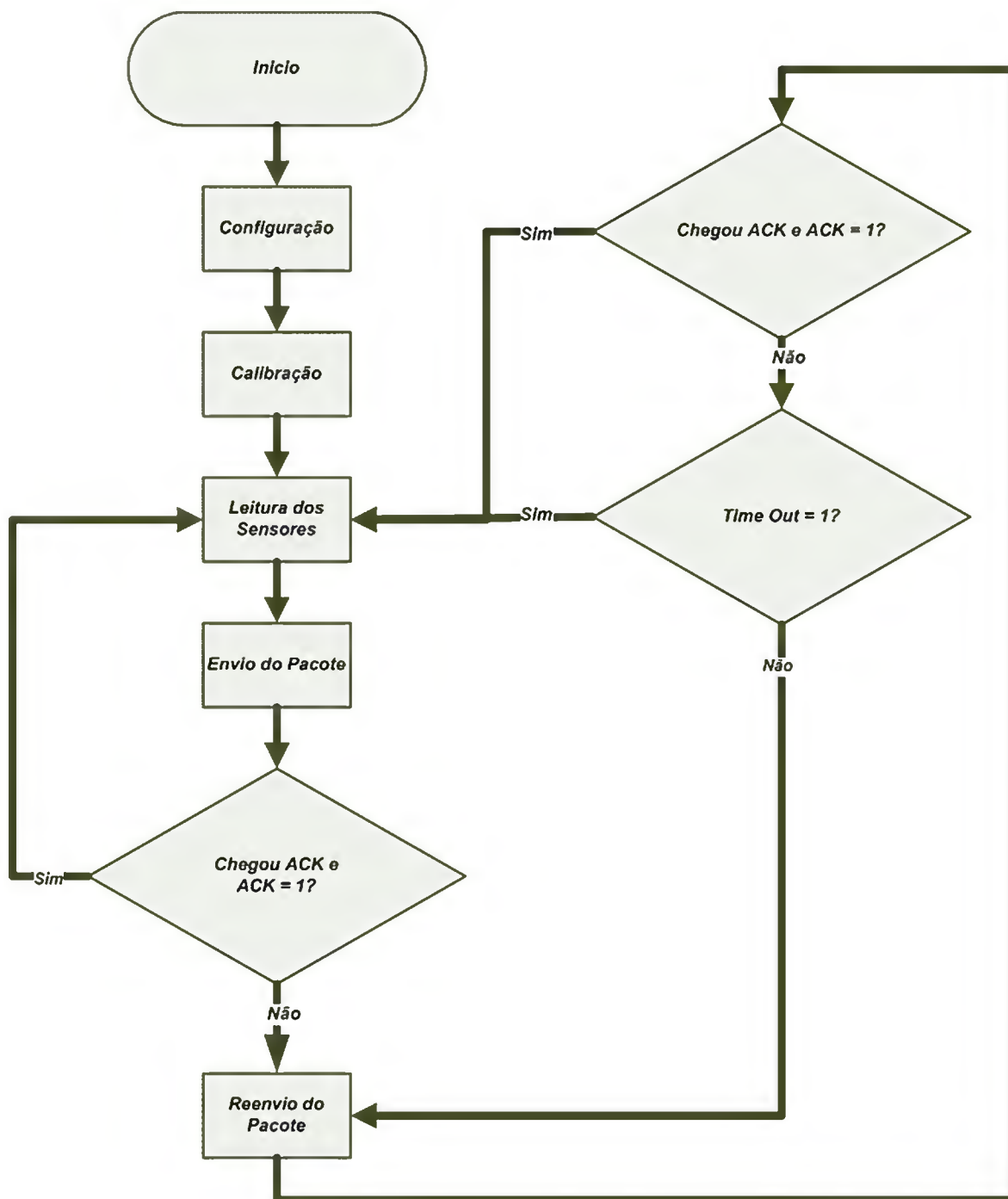
a) configurações do *Clock*:

- ACK = 32768 Hz;
- MCLK = 1153000 Hz;
- SMCLK = 1153000 Hz.

b) configurações do conversor AD:

- fonte de referência: 1V5;
- fonte de Clock: clk_adcosc.

Após, é feita a calibração dos sensores e os envios dos pacotes conforme o diagrama de blocos representado na Figura 37.

Figura 37 - Diagrama de blocos do *firmware*

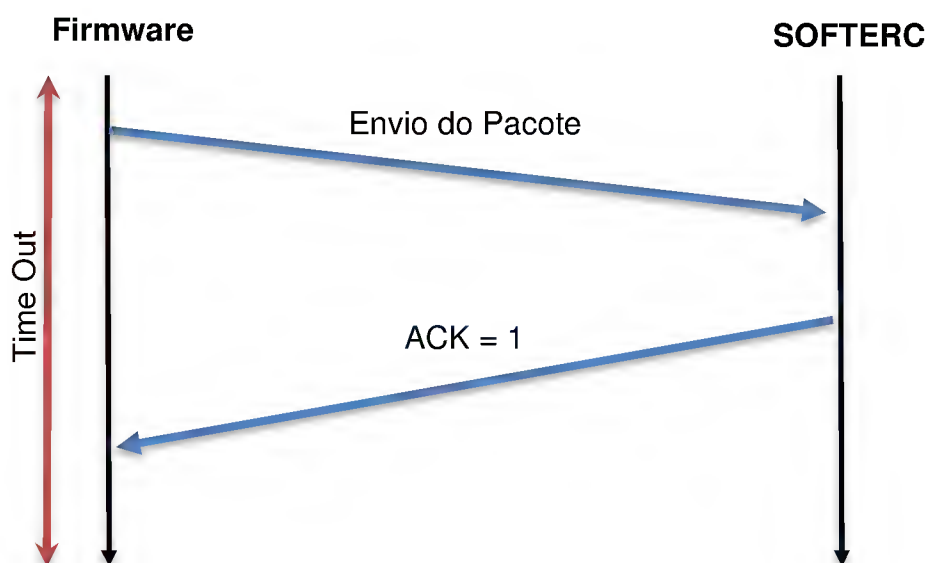
Fonte: O Autor (2014).

Para o firmware ficar mais robusto, ou seja, à prova de falhas no envio de pacotes para o software SOFTERC, foi implantado o protocolo de transmissão *handshake*, onde, após o envio do pacote de dados, é aguardado um pacote de

dados com a confirmação de recebimento (ACK) do SOFTERC. Para este projeto, foi prevista uma situação de envio normal e duas situações de falha de envio.

O envio normal é compreendido no firmware enviar o pacote e o SOFTERC retornar ACK = 1. O próximo pacote será enviado após o término do *timeout*, setado para 1s. A representação deste envio é mostrada na Figura 38.

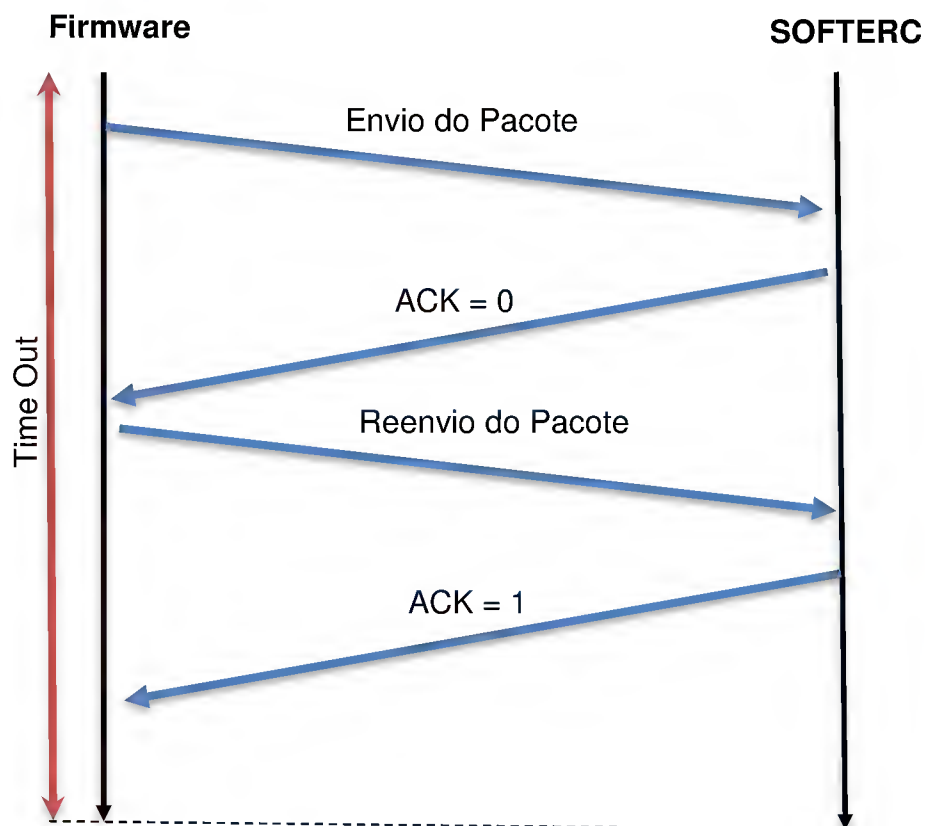
Figura 38 - Diagrama de sequência representando o envio normal de pacotes entre o firmware e o SOFTERC



Fonte: O Autor (2014).

Na primeira situação de envio anormal, o firmware envia o pacote para o SOFTERC e este, por sua vez, retorna ACK = 0. A partir desta resposta, o firmware reenvia o mesmo pacote e aguarda ACK = 1 do SOFTERC. Caso ocorra ACK = 0 novamente, será repetido este processo de reenvio até o término do *timeout*. O diagrama de sequência é representado na Figura 39.

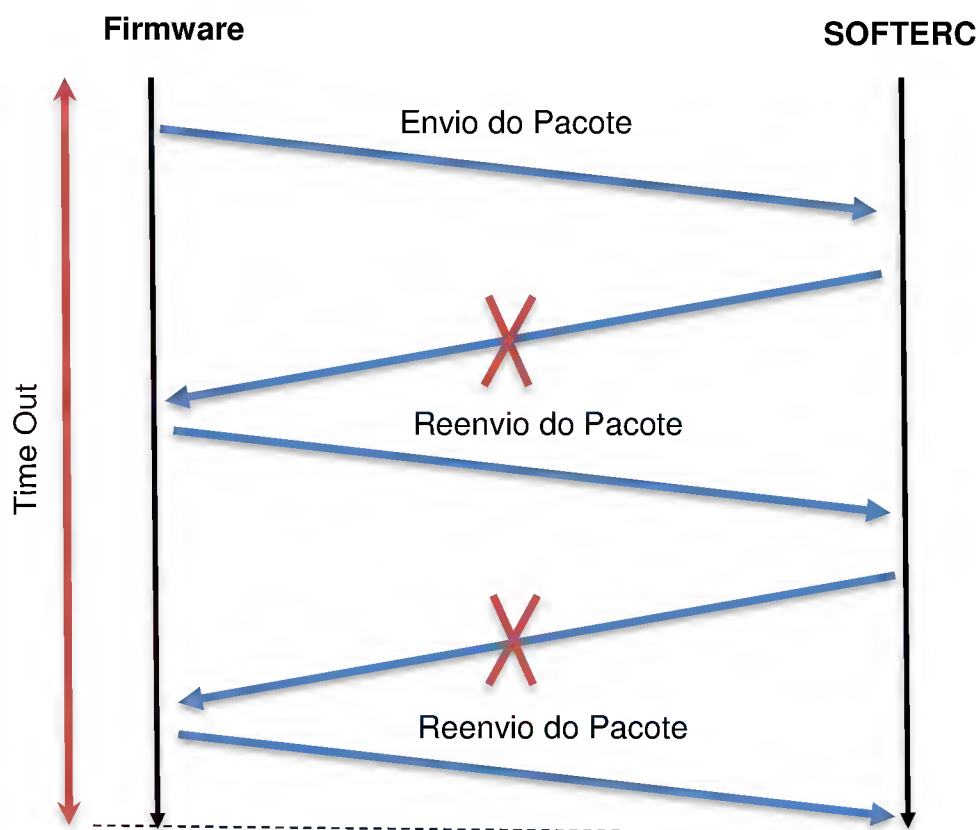
Figura 39 - Diagrama de sequência representando o envio anormal de pacotes, onde o SOFTERC retorna ACK = 0



Fonte: O Autor (2014).

Na segunda situação de envio anormal, o firmware envia o pacote e aguarda por 110ms. Caso não receba o pacote de confirmação (ACK) do SOFTERC, este reenvia o mesmo pacote, sendo repetido este processo até que receba ACK = 1 ou ocorra o término do *timeout*. O diagrama de sequência é representado através da Figura 40.

Figura 40 - Diagrama de seqüência representando o envio anormal de pacotes onde o firmware não recebe o pacote de ACK



Fonte: O Autor (2014).

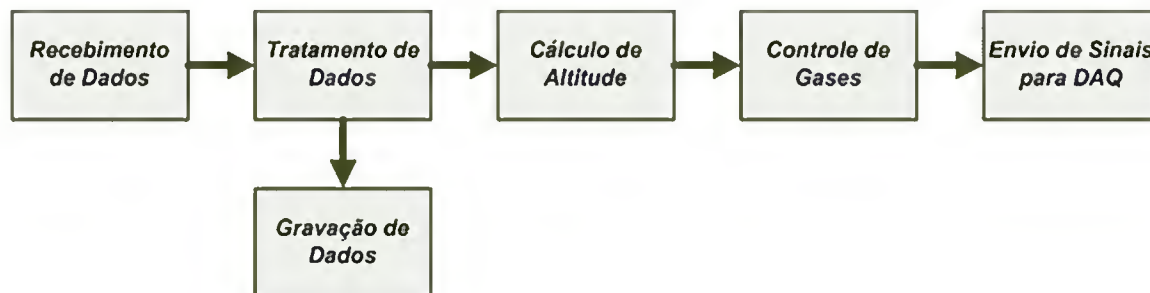
3.4.4 Desenvolvimento do software

O desenvolvimento de software foi na plataforma LabView™, sendo escolhida devido à facilidade que o sistema oferece para fazer aquisições e envio de sinais e a integração com a DAQ.

O software foi denominado como SOFTERC, sendo desenvolvido para ser o cérebro da CHN-ERC, tendo como principal função a de controlar todos os sistemas envolvidos neste projeto e ser a interface do usuário com o sistema. O SOFTERC foi projetado para receber pacotes de dados enviados pelo sistema de sensoriamento, fazer o tratamento destes dados, gravar em arquivo de texto, calcular a altitude recebida, controlar a altitude conforme *set-point* e, por último, enviar os sinais para o sistema de controle. Para facilitar o desenvolvimento, o software foi dividido conforme o tipo de processamento em seis blocos: recebimento de dados;

tratamento de dados; gravação de dados; cálculo de altitude; controle de gases; envio de sinais para DAQ. A Figura 41 mostra o diagrama de blocos do SOFTERC.

Figura 41 - Diagrama de Blocos do SOFTERC

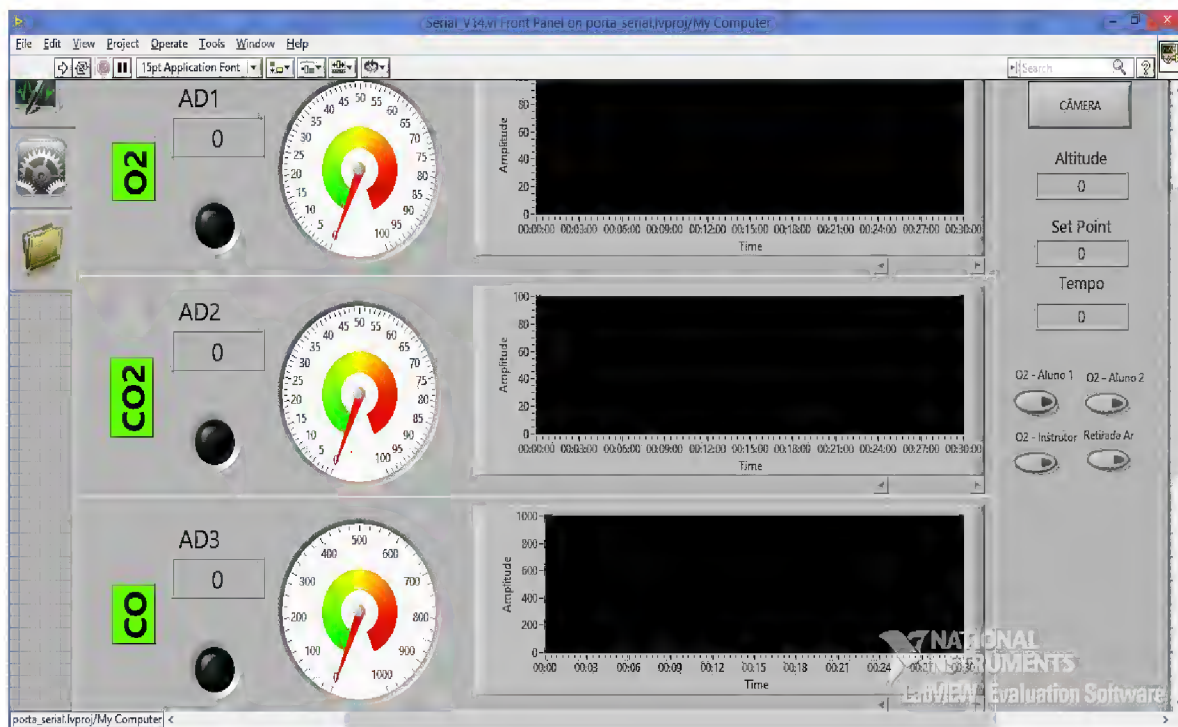


Fonte: O Autor (2014).

Foram desenvolvidas três telas para a interface do sistema com o usuário, sendo chamadas de visualizador (Figura 41), configuração do sistema (Figura 43) e entrada (Figura 44).

O visualizador foi projetado para ser a janela principal, onde o usuário poderá visualizar os valores dos principais parâmetros do sistema como O_2 , CO_2 e CO , além de acionar o módulo da webcam e as válvulas solenoides do sistema de segurança. A janela de configuração do sistema é responsável por toda a configuração do software incluindo limites de alarmes, porta serial e endereços de gravação. A janela de entrada é responsável pela inserção de set-points de altitude com a possibilidade de entrada automática (através de leitura de arquivo .txt) ou manual, além de possibilitar o acionamento de todos os equipamentos gerenciados pelo sistema de controle.

Figura 42 – Janela do visualizador do software SOFTERC



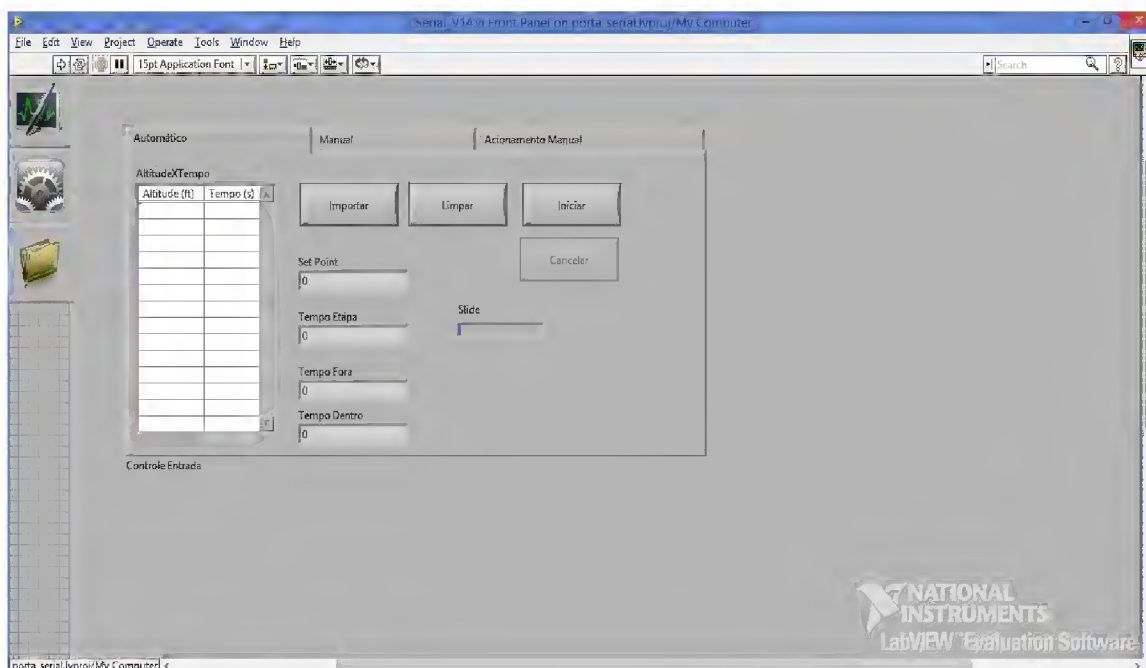
Fonte: O Autor (2014).

Figura 43 - Janela de configuração do sistema do software SOFTERC



Fonte: O Autor (2014).

Figura 44 - Janela de entrada do software SOFTERC



Fonte: O Autor (2014).

3.4.4.1 Recebimento de dados

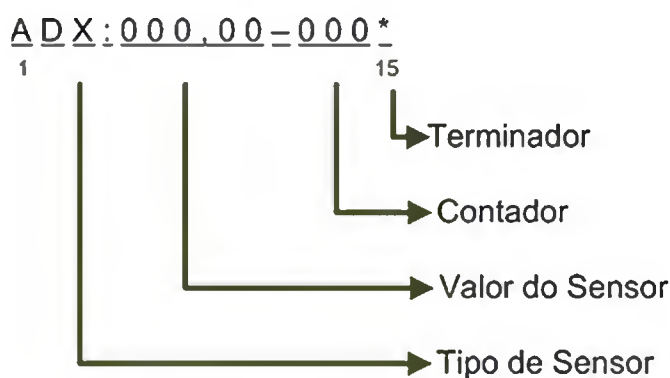
O recebimento de dados enviados pelo sistema de sensoriamento (firmware) se dará através do bloco de recebimento de dados, este irá receber os pacotes de dados enviados através da porta serial (COM); após, será feita a verificação do pacote de dados recebidos e, ao final, o pacote de dados será alocado na variável “Valor Aceito”.

A VI (*virtual instrument*) utilizada para a utilização da porta serial foi a *VISA Configure Serial Port VI*, para o recebimento de dados foi utilizado a *VISA Read Function* e, para o envio, foi utilizado a *VISA Write Function*. A porta serial foi configurada para utilizar o *Baud Rate* padrão de 9600 bps, não sendo necessário taxas maiores, pois a frequência de recebimento é baixa (aproximadamente 1000 ms). O *TimeOut* foi configurado para 20000 ms para evitar *overflow* e a seleção da porta foi configurada para *COM6*, porém, pode ser alterado pelo usuário. Os parâmetros de *Enable Terminator*, *Terminator Char*, *Data Bits*, *Parity*, *Stop Bits* e *Flow Control* foram deixados com os valores padrão.

O padrão do pacote a ser recebido é mostrado na Figura 45, contendo 15 *strings* (caracteres), iniciando com AD, seguido pelo tipo do sensor (1 para O₂, 2

para CO₂, 3 para CO), valor e terminando com o terminador “*”. Na primeira versão do padrão do pacote não havia o contador, porém, após testes, foi constatado que ocorria uma perda de aproximadamente 1% de pacotes na transmissão. Para que pudesse ser implantada a retransmissão do pacote perdido, houve a necessidade de implantar este contador.

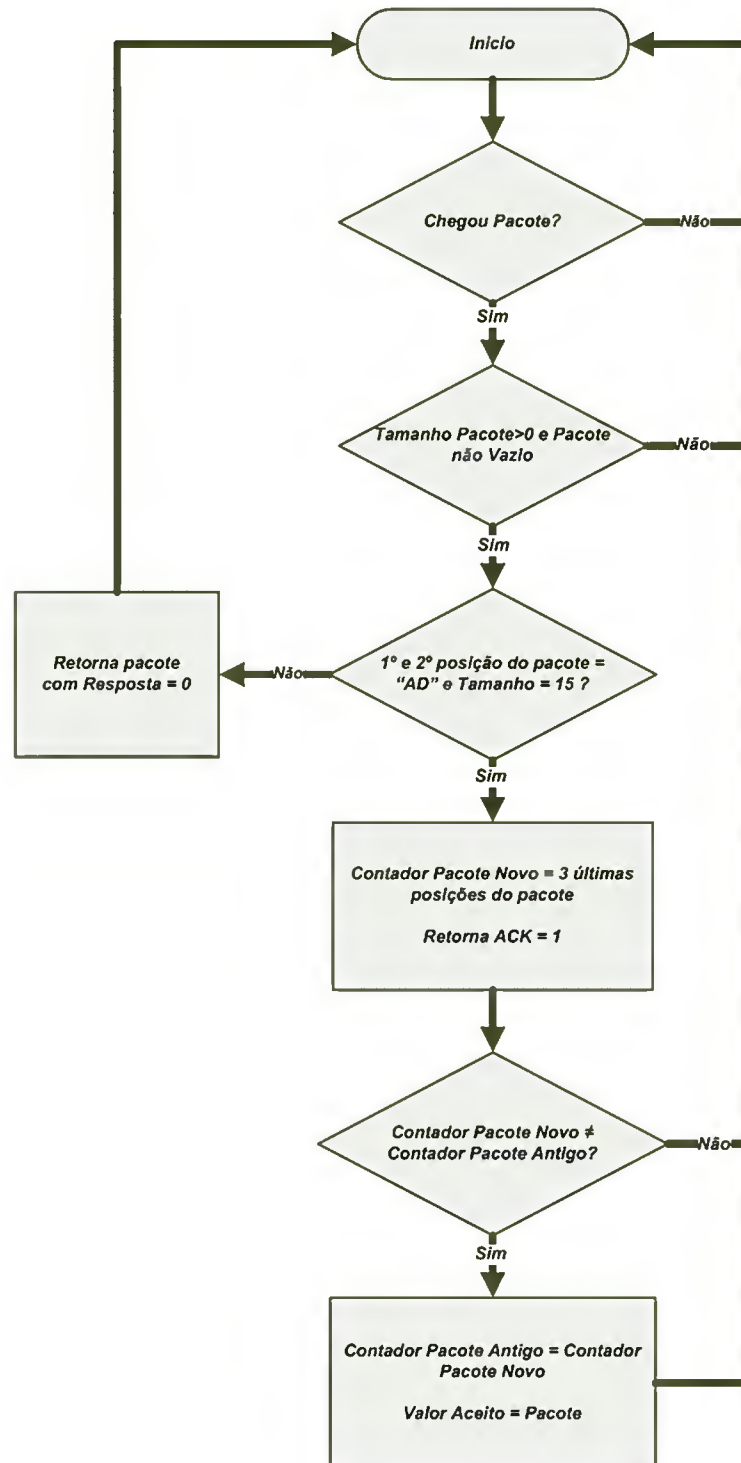
Figura 87 - Padrão do pacote de dados recebido pelo SOFTERC



Fonte: O Autor (2014).

A verificação do pacote segue os passos descritos no fluxograma mostrado na Figura 46:

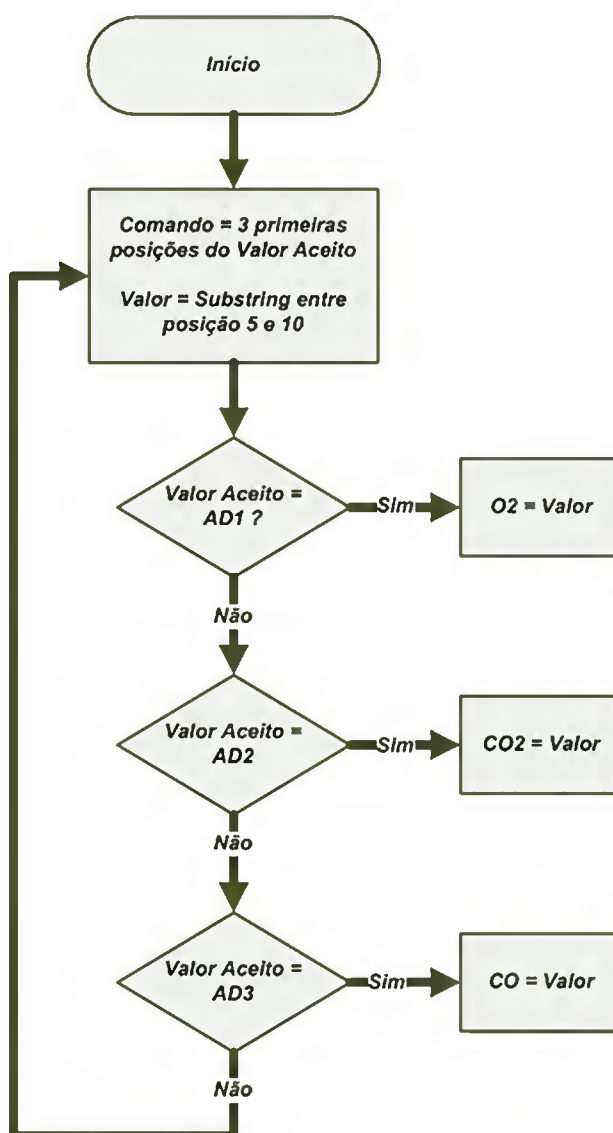
Figura 46 - Diagrama do bloco de recebimento de dados



3.4.4.2 Tratamento de dados

Este bloco irá desmembrar o pacote de dados que está alocado na variável “Valor Aceito” em duas partes, “Comando” e “Valor”, após inserir os valores referidos nas devidas variáveis “O₂”, “CO₂” e “CO”. Foram definidos que os comandos “AD1”, “AD2” e “AD3” são referentes aos valores recebidos dos sensores de O₂, CO₂ e CO respectivamente. O bloco de tratamento de dados irá seguir os passos descritos no fluxograma representado na Figura 47.

Figura 47 - Fluxograma representando o bloco Tratamento de Dados



Fonte: O Autor (2014).

3.4.4.3 Gravação de dados

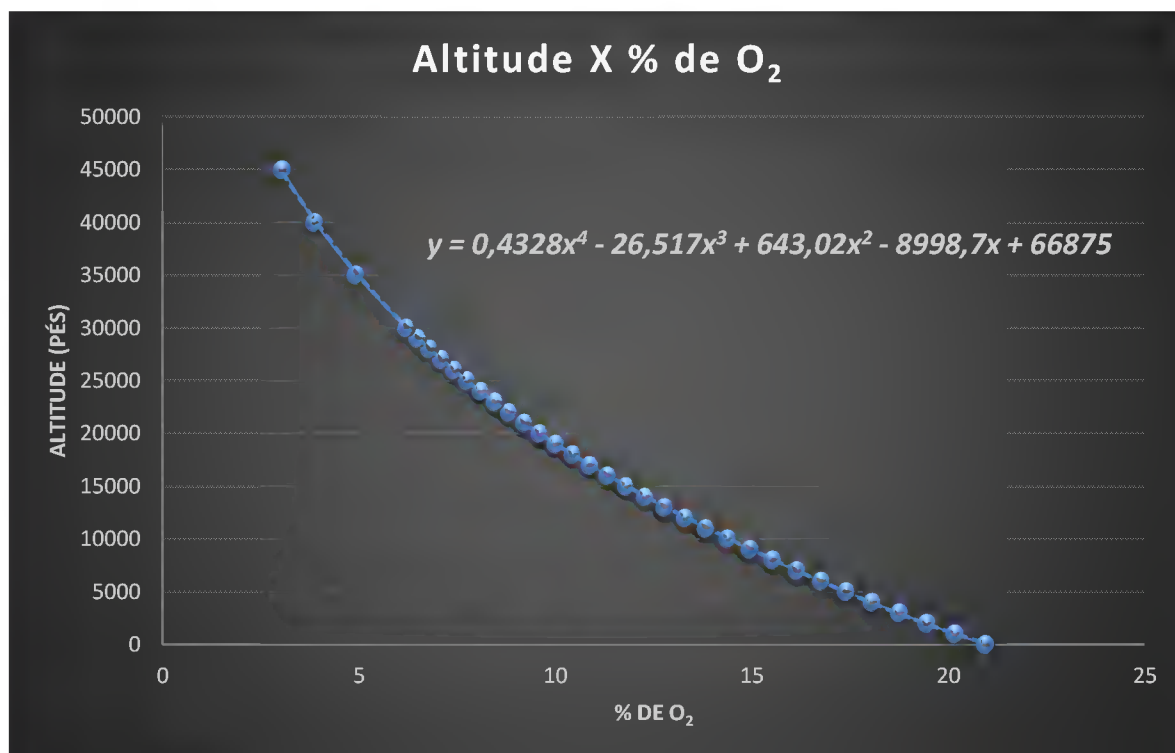
Os valores de “O₂”, “CO₂” e “CO” podem ser gravados em um arquivo de texto (formato .txt), conforme necessidade do usuário. Para a gravação foi utilizado a VI “Write To Spreadsheet File VI”, sendo configurado para não sobrescrever o arquivo, caso ele já exista.

3.4.4.4 Cálculo de altitude

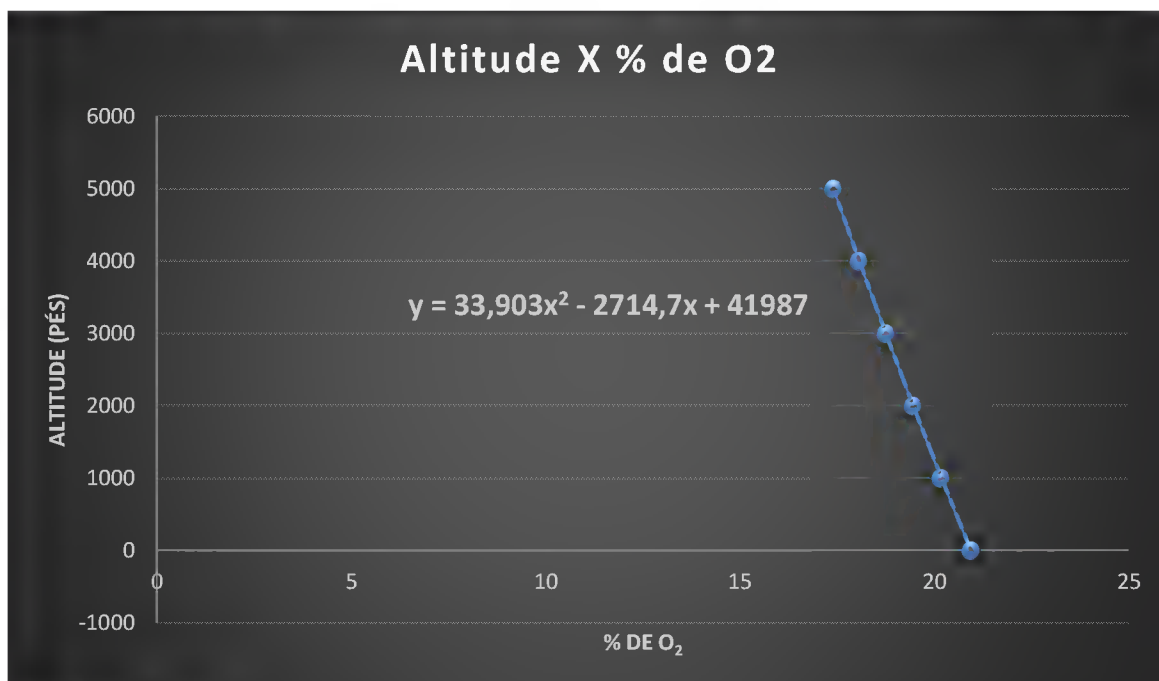
Para calcular a altitude, foi feita uma correlação entre %O₂ e altitude (em pés), tendo como referência os valores da tabela ISA (APÊNDICE A), sendo gerada a fórmula (6).

Com os pontos levantados da curva, foi feito uma regressão polinomial de segunda e de quarta ordem. As Figuras 48 e 49 mostram os valores obtidos da regressão polinomial.

Figura 48 - Gráfico de altitude versus % de O₂ para valores de X < 17,41



Fonte: O Autor (2014).

Figura 49 - Gráfico de altitude versus % de O₂ para valores de X ≥ 17,41

Fonte: O Autor (2014).

Do resultado da regressão polinomial obteve-se a seguinte expressão:

$$f(x) = \begin{cases} 0,4328x^4 - 26,517x^3 + 643,02x^2 - 8998,7x + 66875, & x < 17,41 \\ 33,903x^2 - 2714,7x + 41987, & x \geq 17,41 \\ 0, & x < 0 \end{cases} \quad (6)$$

Onde:

O $f(x)$ é um polinômio de quarta ordem para $x < 17,41$ e segunda ordem para $x \geq 17,41$. A função é zero para $x < 0$.

$x \rightarrow \%O_2$

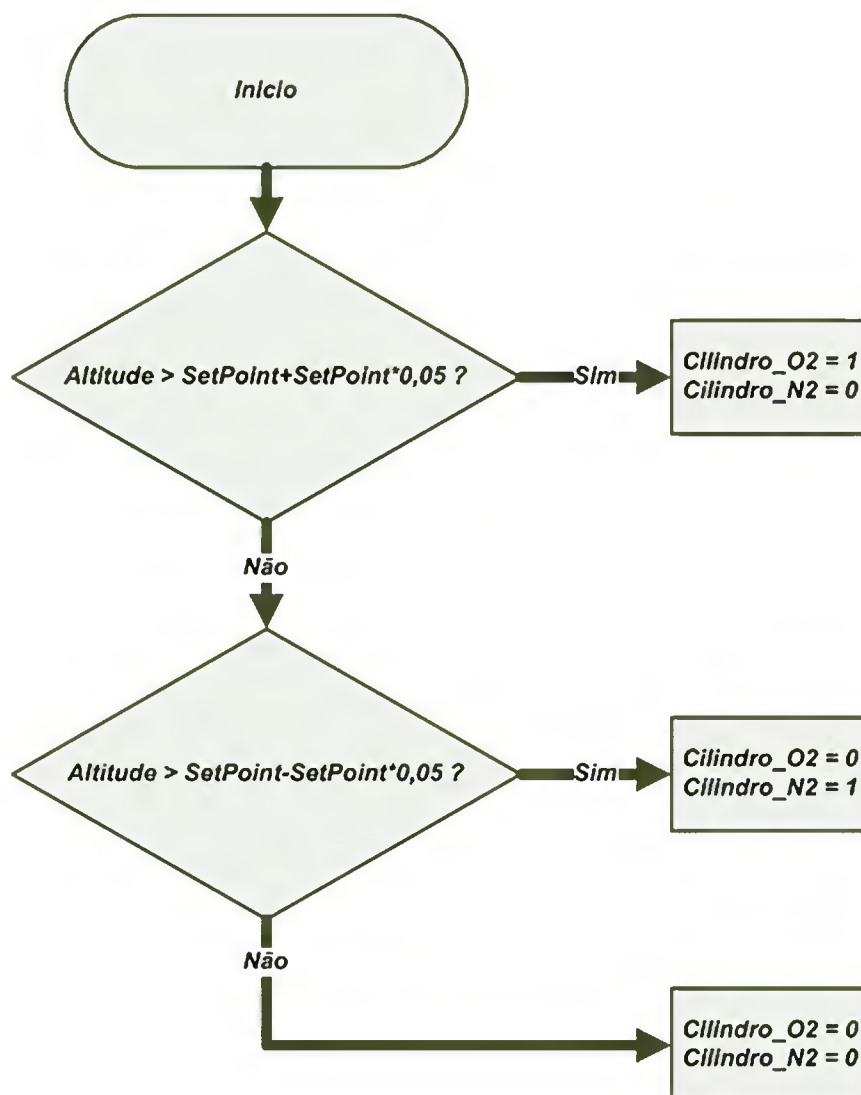
$f(x) \rightarrow \text{Altitude}$

Por facilidade de programação, foi gerado uma *SubVi* denominada “Calculo_o2_X_Altitude.vi” com a fórmula desenvolvida, a qual irá receber o valor da variável “O2” e retornará o valor calculado inserindo na variável “Altitude”.

3.4.4.5 Controle De Gases

O bloco de controle de gases é responsável por associar a altitude com o set-point informado pelo usuário e retornar qual tipo de gás deverá ser liberado pelo sistema de mistura gasosa através das variáveis “Cilindro_O2” e “Cilindro_N2”. Assim como o bloco de cálculo de altitude, foi gerado uma *SubVi* utilizando o fluxograma mostrado na Figura 50. Para que não houvesse interferência do ruído no sistema, a altitude tem uma tolerância de 5% para cima ou para baixo, ou seja, caso o valor da altitude esteja 5% maior que o valor do SetPoint, serão setados os valores das variáveis Cilindro_O2 = 1 e Cilindro_N2 = 0. Caso o valor da altitude esteja 5% menor que o valor do SetPoint, serão setados os valores das variáveis Cilindro_O2 e Cilindro_N2 para 0 e 1 respectivamente. Caso o valor da altitude esteja entre $\text{SetPoint} + 0,05 \cdot \text{SetPoint}$ e $\text{SetPoint} - 0,05 \cdot \text{SetPoint}$, as variáveis Cilindro_O2 e Cilindro_N2 serão setadas em 0.

Figura 50 - Fluxograma representando o bloco controle de altitude



Fonte: O Autor (2014).

3.4.4.6 Envio de sinais para Daq

O bloco de envio de sinais é responsável por enviar sinais para a DAQ, que, por sua vez, irá acionar a placa de controle. O envio de sinais é feito utilizando a VI "DAQ ASSISTANT" que receberá os valores das variáveis "Cilindro_O2" para acionar a válvula solenoide do cilindro de O₂ e "Cilindro_N2" para acionar a válvula solenoide do cilindro de N₂. Esse bloco também é responsável por acionar os sinais referentes aos outros equipamentos gerenciados pelo sistema de controle. Para facilidade na programação e no desenvolvimento do sistema de controle, as saídas

para DAQ foram fixadas de acordo com o *PINOUT* e do equipamento a ser controlado mostrado na Tabela 7.

Tabela 7 - Relação entre Equipamentos e Pinouts da DAQ

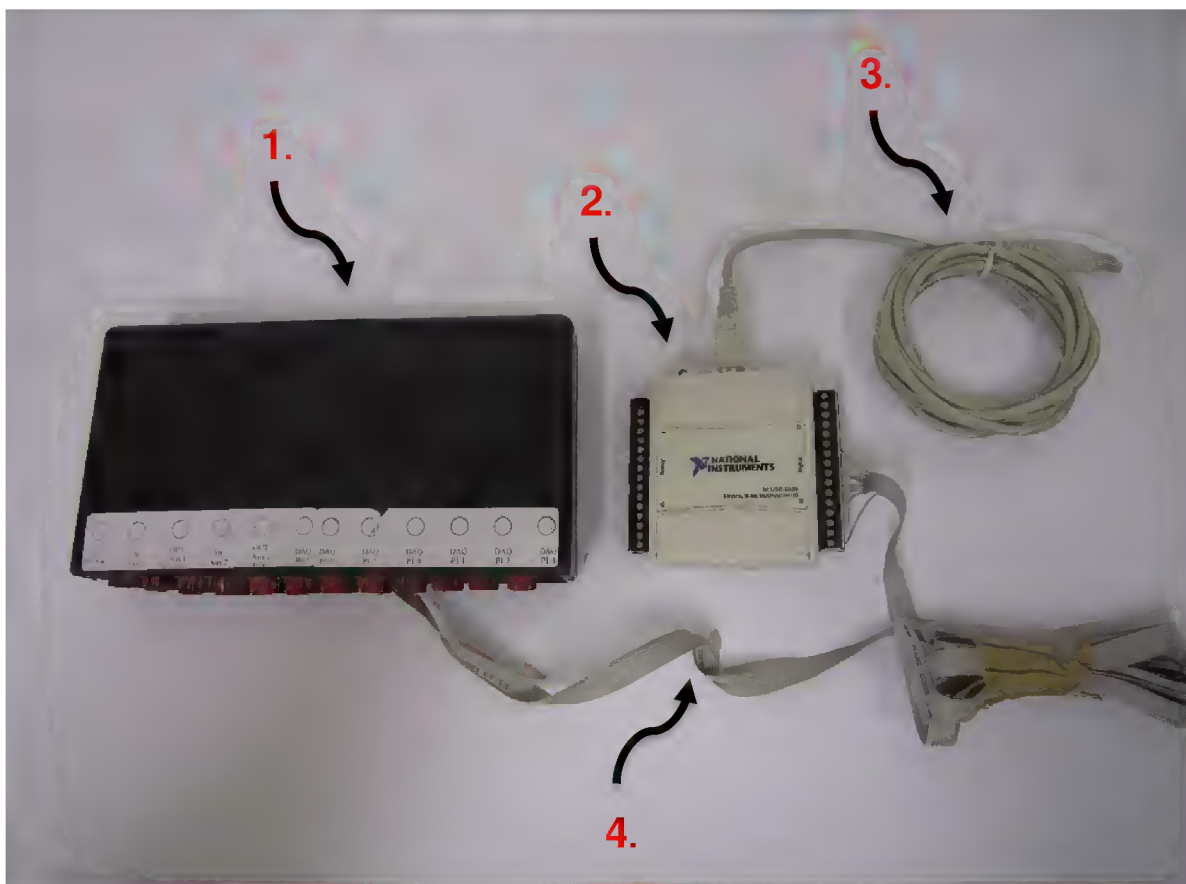
EQUIPAMENTO	PINOUT
Solenóide Cilindro O2	P1.2
Solenóide Cilindro N2	P1.3
Saída Auxiliar 1	P0.5
Saída Auxiliar 2	P0.6
Solenóide Oxigênio Aluno 1	P0.7
Solenóide Oxigênio Aluno 2	P1.0
Cooler Instrutor	P1.1

Fonte: O Autor (2014).

3.4.5 Desenvolvimento do Sistema de controle de hardware

Para que houvesse uma interface entre o software e o acionamento elétrico dos diversos equipamentos da CHN-ERC foi desenvolvido o sistema de controle de hardware (SCH). O SCH é constituído por uma placa de aquisição de sinais (DAQ) modelo "USB-2006" da fabricante "National Instruments" e uma placa de controle de hardware desenvolvido para este projeto. O SCH é mostrado na Figura 51.

Figura 51 - Sistema de controle



Fonte: O Autor (2014).

Nota: 1. Módulo de controle; 2. Módulo DAQ; 3. Cabo UBS; 4. Cabo flat 8 vias.

3.4.5.1 Módulo Daq

O módulo DAQ é responsável por receber os sinais digitais enviados pelo software LabView™ através do cabo USB e transformá-los em sinais analógicos. Para este projeto, foram utilizadas sete saídas digitais, sendo a tensão em nível lógico baixo correspondente a 0 v e nível lógico alto correspondente a 3,3 v. Também foi utilizada a saída do sinal GND como ponto de aterramento do módulo de controle. Para a conexão com o módulo de controle foi utilizado um cabo flat oito vias.

3.4.5.2 Módulo de controle de hardware

O módulo de controle hardware (MDH) é composto por uma PCI (placa de circuito impresso) contendo um CI (circuito impresso) “ULN2003”, nove relés, sete

saídas de 12 v, duas saídas auxiliares com tensão ajustável e caixa plástica. Sua principal utilidade é na comutação (liga/desliga) dos equipamentos elétricos controlados pelo software SOFTERC.

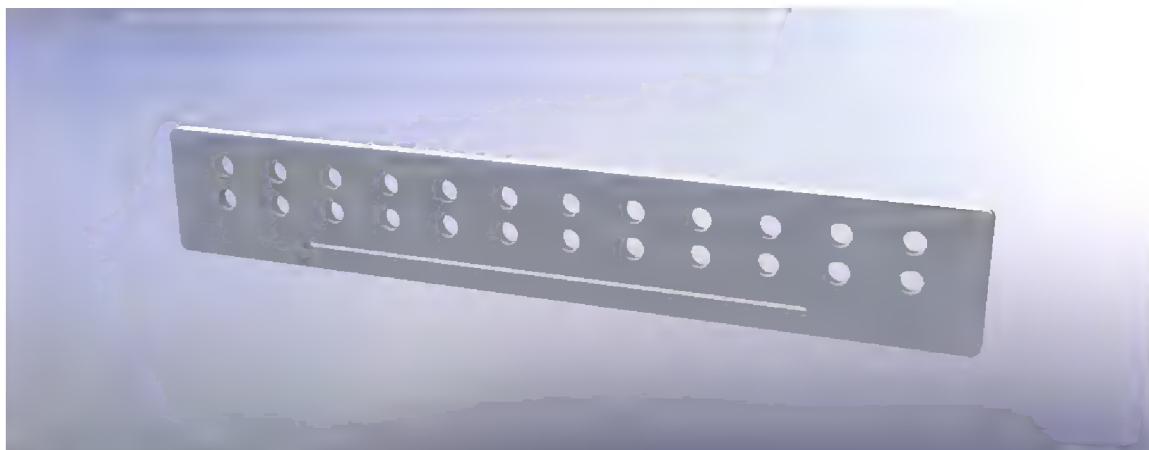
Para o recebimento do sinal do módulo DAQ e o acionamento das bobinas dos relés foi utilizado o CI “ULN2003”. Este é um *array* de transistores *Darlington* que, neste projeto, foi utilizado como *driver* entre o software LabView™ e o relé. Para a comutação dos sistemas elétricos foi utilizado relés modelo “AY1RC2” da fabricante “METALTEX” de 10 A, com acionamento das bobinas a 12 v.

Como os ventiladores SPAL e ELGIN, utilizados no sistema de homogeneização de mistura, têm um alto consumo de corrente (5A no caso do ventilador SPAL) e uma tensão maior que os demais equipamentos, sendo 24 v do ventilador SPAL e 127 v do ventilador ELGIN, optou-se por adicionar duas saídas auxiliares, utilizando fontes independentes da utilizada no módulo de controle. Por facilidade, foram adicionadas duas saídas de 12 v ativadas pelo mesmo sinal do módulo DAQ que aciona o ventilador ELGIN, para que pudesse ser utilizado dois coolers para ajudar na retirada de gases da CHN-ERC.

O layout e o esquemático foram desenvolvidos no software Orcad™ e a PCI foi usinada através da fresadora CNC PLKF S63 em camada única. As trilhas receberam uma camada de estanho e as trilhas das saídas auxiliares tiveram suas espessuras aumentadas com fio de cobre soldado por cima das mesmas, com o objetivo de aumentar a seção, diminuir sua resistência e, por consequência, diminuir o calor gerado pela alta corrente elétrica. O layout e o esquemático estão detalhados no Apêndice F e no Apêndice H, respectivamente.

Para acomodação da PCI, foi utilizada uma caixa de plástico de 190 X 90 X 35 mm. A tampa frontal foi substituída por uma projetada no software SolidWorks® e impressa na impressora 3D “MakerBot 2X”; após, foi inserido *born* para conector banana utilizado nas conexões com os equipamentos. A tampa é ilustrada na Figura 52 e detalhada no Apêndice H.

Figura 52 - Ilustração da tampa frontal da caixa do módulo de controle



Fonte: O Autor (2014)

3.5 SISTEMA DE MISTURA GASOSA

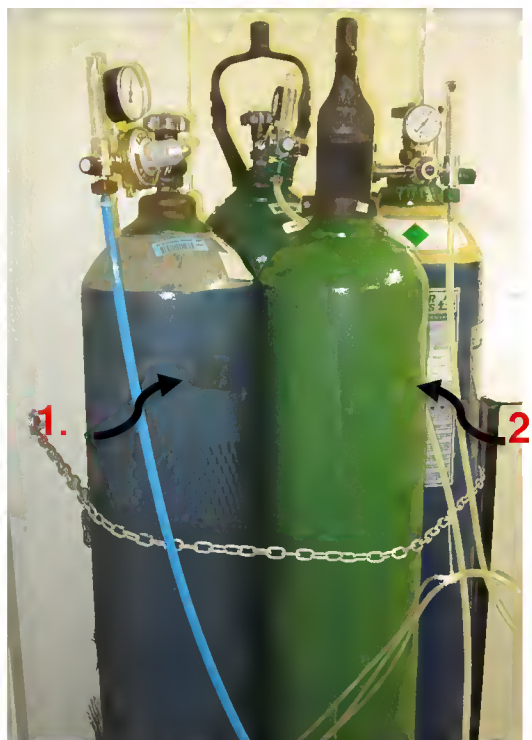
O Sistema de Mistura Gasosa (SMG) é responsável pelo envio dos cilindros de gases de O₂ medicinal a 100% e N₂ medicinal a 100% para a CHN-ERC. Este sistema também é responsável por garantir a homogeneidade e exaustão da mistura no interior da câmara, sendo composto pelo sistema de entrega de gases, sistema de homogeneização da mistura gasosa e sistema de exaustão de mistura gasosa.

3.5.1 Materiais utilizados no sistema de mistura gasosa

A seguir será descrito todo o material utilizado no SMG.

3.5.1.1 Cilindro de oxigênio e nitrogênio

Os cilindros de O₂ e N₂ (Figura 53) da marca “Air Products” contêm 50 litros (10m³) de gás, medindo aproximadamente 1390 mm de altura e 235 mm de diâmetro. O cilindro de N₂ tem capacidade de liberar gás a uma vazão máxima de 30 L/min e pressão de 3,5±0,5 kgf/cm²; e o cilindro de O₂ tem a capacidade de liberar gás a uma vazão de 15 L/min e pressão de 3,5±0,5 kgf/cm² (PROTEC EXPORT, 2014).

Figura 53 - Cilindro de O₂ e N₂

Fonte: O Autor (2014).

Nota: 1. Cilindro de Nitrogênio; 2. Cilindro de Oxigênio.

3.5.1.2 Válvula redutora de pressão e fluxômetro para cilindro de oxigênio

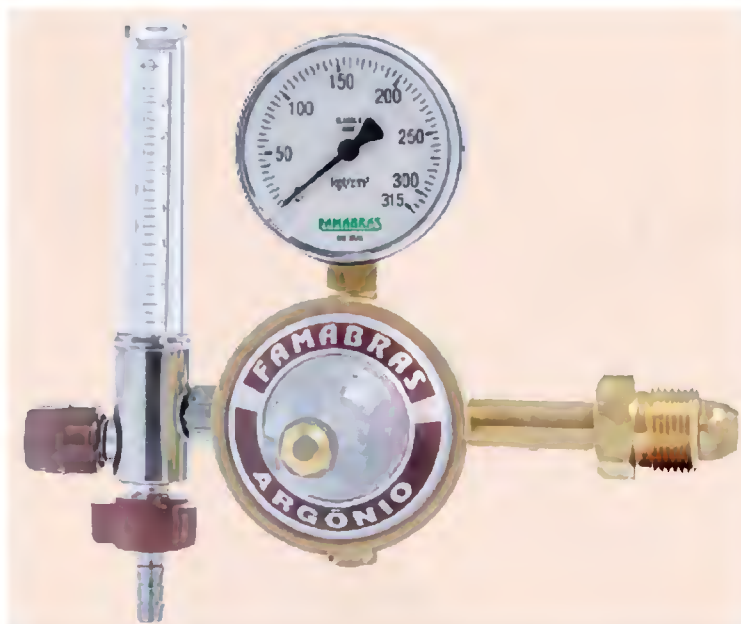
Para a saída do cilindro de oxigênio foi utilizado um conjunto de válvula redutora de pressão com fluxômetro com uma saída da marca “AWR” da fabricante “Linde”. A válvula é construída em metal cromado, rosca de entrada universal, seguindo padrão ABNT. O manômetro é de alta pressão com escala de 0 a 315 Kgf/cm², pressão de saída fixa 3,5 Kgf/cm², rosca de saída padrão ABNT com válvula de segurança. O fluxômetro permite um ajuste manual de fluxo entre 0 até 15 L/min.

3.5.1.3 Válvula redutora de pressão e fluxômetro para cilindro de nitrogênio

Para a saída do cilindro de nitrogênio, foi adaptado um conjunto de válvula redutora de pressão e fluxômetro de argônio com uma saída (Figura 54), modelo “FRAG-630B” da fabricante “Famabras”. O conjunto mede 195 X 107 X 180 mm, sendo sua caixa construída com aço carbono e componentes internos de latão,

conexão de entrada com rosca direta externa 0,960 pol seguindo modelo ABNT 245-1. O manômetro tem uma escala de 0 a 315 kgf/cm², pressão máxima de entrada 220 kgf/cm², pressão fixa de saída de 3,5 kgf/cm² e válvula de segurança externa. O fluxômetro tem ajuste manual entre o range de 0 a 30 L/min e bico de mangueira com diâmetro de 5/16 pol.

Figura 54 - Válvula redutora de pressão e fluxômetro de argônio



Fonte: O Autor (2014).

3.5.1.4 Válvula tripla com válvula de impacto para oxigênio

Para que não houvesse a necessidade de utilizar mais de um cilindro de oxigênio para os diversos tipos de sistemas, foi utilizada uma válvula tripla com válvula de impacto para oxigênio. O corpo da válvula é construído em alumínio injetado, pintura eletrostática e 35 mm de dimensão, niples em latão cromado e borboleta em polipropileno. As pressões de entrada e saída correspondem aos dispositivos/equipamentos de alimentação do gás, tendo pressão máxima de trabalho de 8 Kgf/cm².

3.5.1.5 Mangueiras de ar comprimido

As mangueiras de ar comprimido são fabricadas com poliuretano e suportam pressões de trabalho que variam entre -0,97 e 10,2 Kgf/cm² e temperatura ambiente entre -35 e 60°C (FESTO BRASIL, 2014).

3.5.1.6 Válvulas solenoides

A válvula utilizada para abertura e fechamento dos gases do tipo “mini solenoide”, modelo “VSMA-1422”, duas vias, marca “Pecroll” com entrada e saída para rosca de ¼ pol (Figura 55). A bobina foi projetada para ser acionada com uma tensão de 12 v e corrente de 41mA.

Figura 55 - Válvula Solenoide



Fonte: Pecroll Automação Pneumática (2014).

3.5.1.7 Ventilador Elgin Mc-11b

Para a retirada do ar da CHN-ERC foi utilizado um ventilador modelo “MC-11B” da fabricante “Elgin” (Figura 56). As dimensões são 197 X 103 X 209 mm, contendo uma hélice de plástico de 8 pol. A alimentação utilizada pode ser 110 v ou 220 v, tendo o consumo de 44 W. O fluxo de ar é modo “Exaustor” com uma vazão de 550 m³/h. O motor é tipo “micromotor” monofásico de indução com 8 mHP, mancais de bucha sinterizada autocompensadora.

Figura 56 - Ventilador Elgin MC-11B



Fonte: Elgin (2013).

3.5.1.8 Ventilador Spal 009-B40-22

Para melhor homogeneização da mistura, foi utilizado o ventilador modelo “009-B40-22”, fabricante “SPAL”. As dimensões são de 335 X 146 X 163,9 mm e peso de aproximadamente 2 Kg. A tensão de entrada é 24 v e a saída é setada através de um banco de quatro resistores de saída e sua performance é mostrada na Tabela 8.

Tabela 8 - Tabela de performance do circulador de ar “00-B40-22” da fabricante “SPAL”

Pressão estática [mm H ₂ O]	Fluxo de ar [m ³ /h]	Corrente de saída [A]
0	1070	11,0
5	1020	10,6
10	980	10,2
15	930	9,9
20	870	9,5
25	820	9,2

Pressão estática [mm H ₂ O]	Fluxo de ar [m ³ /h]	Corrente de saída [A]
30	770	8,8
35	710	8,4
40	650	8,0
45	580	7,5
50	470	6,7
55	230	5,4
65	0	4,6

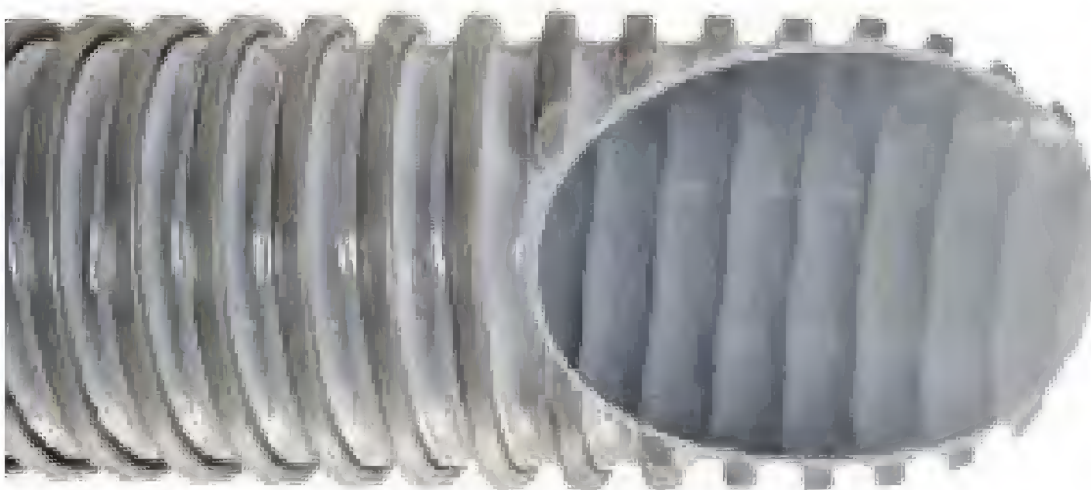
Fonte: Adaptado de Spal Automotive ([2014]).

Nota: Tensão de teste: 26 vcc.

3.5.1.9 Mangueira corrugada

A mangueira (Figura 57) utilizada para retirada de N₂ do interior da CHN-ERC foi uma mangueira de PVC de 2½ pol de diâmetro, tendo uma superfície externa corrugada para maior flexibilidade e reforçada com espiral de PVC de alta resistência. A sua temperatura de utilização varia entre -5°C até 60°C.

Figura 57 - Mangueira Corrugada de PVC

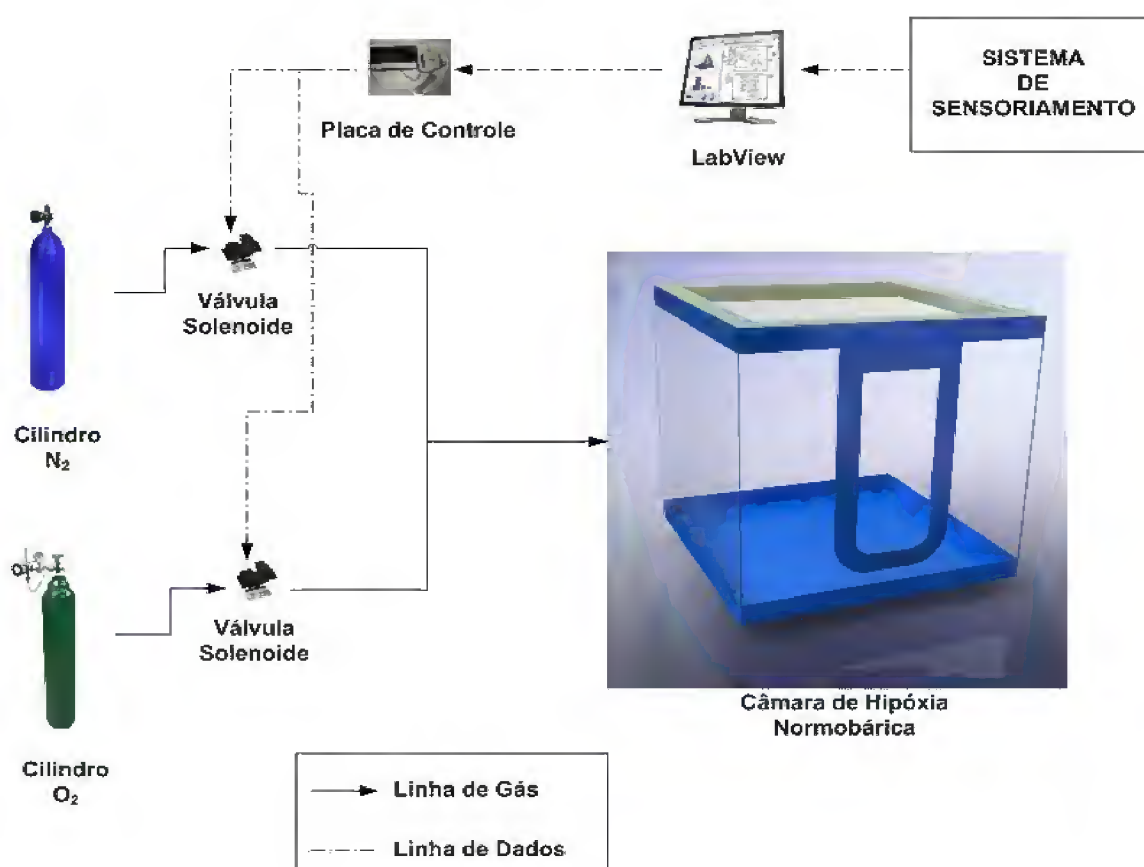


Fonte: Termaco Soluções em Sistemas Hidráulicos (2015).

3.5.2 Construção do sistema de entrega de gases

Para o envio dos gases dos cilindros de oxigênio e nitrogênio até a CHN-ERC foi necessário desenvolver o sistema de entrega de gases (SEG). O SEG é composto por um cilindro de oxigênio e um de nitrogênio, duas válvulas solenoides e mangueiras de ar comprimido. As válvulas solenoides são controladas pelo sistema de controle. A Figura 59 mostra o layout do SEG.

Figura 88 - Layout do SEG



Fonte: O Autor (2014).

Nota: O sistema de controle é gerenciado pelo software *LabView*®, que recebe e processa dados do sistema de sensoriamento e envia comandos para a placa de controle que, por sua vez, liga e desliga as válvulas solenoides do sistema de entrega de gases, interrompendo ou abrindo os fluxos de gases para a CHN.

A mangueira de ar comprimido utilizada foi de 8 mm de diâmetro, sendo utilizado conector reto fêmea de ¼ pol por 8 mm para as conexões com as válvulas solenoides.

3.5.3 Construção do sistema de homogeneização da mistura gasosa

Para garantir a homogeneização da mistura dentro da CHN-ERC foi desenvolvido o sistema de homogeneização de mistura gasosa (SHMG). O SHMG é composto por um ventilador e um suporte.

3.5.3.1 Ventilador Spal

O ventilador utilizado foi do modelo “009-B40-22” da fabricante “SPAL”, utilizando tensão de entrada de 24 v. O equipamento conta com um banco de quatro resistores de saída utilizada para regular o fluxo de ar, sendo que o consumo de corrente aumenta proporcionalmente ao aumento do fluxo de ar. Para este projeto, foi estipulado que a corrente máxima deveria ser de 5 A, pois, quanto maior o consumo de corrente, maior é o impacto no módulo de controle do SC.

Para verificar qual o consumo nos diferentes tipos de resistores, foi feito um teste ligando o ventilador diretamente à fonte e variando os resistores; ao final, foi verificado o consumo de corrente. A fonte utilizada foi modelo “PS-5100” da fabricante “ICEL”, sendo utilizada a opção “Paralelo”, tendo corrente máxima de 7 A. O resultado está descrito na Tabela 9.

Tabela 9 - Número do resistor setado no ventilador X corrente

RESISTOR	CORRENTE
[Número]	[A]
1	2,51
2	4,88
3	6,15
4	6,4

Fonte: O Autor (2014).

Após o teste, foi definido que somente os resistores de número 1 e 2 estariam dentro do limite da corrente. Para ser definido qual dos dois resistores utilizar, foi feito o teste de homogeneidade de mistura. O teste consistiu em inserir gelo seco dentro da câmara e acionar o ventilador utilizando diferentes resistores. O teste gerou um resultado subjetivo, no qual foi possível verificar visualmente que o gelo

seco ocupou toda a câmara de forma uniforme e mostrou que o resistor número 2 foi o mais eficiente, conforme mostrado na Figura 59.

Figura 59 - Teste de homogeneidade

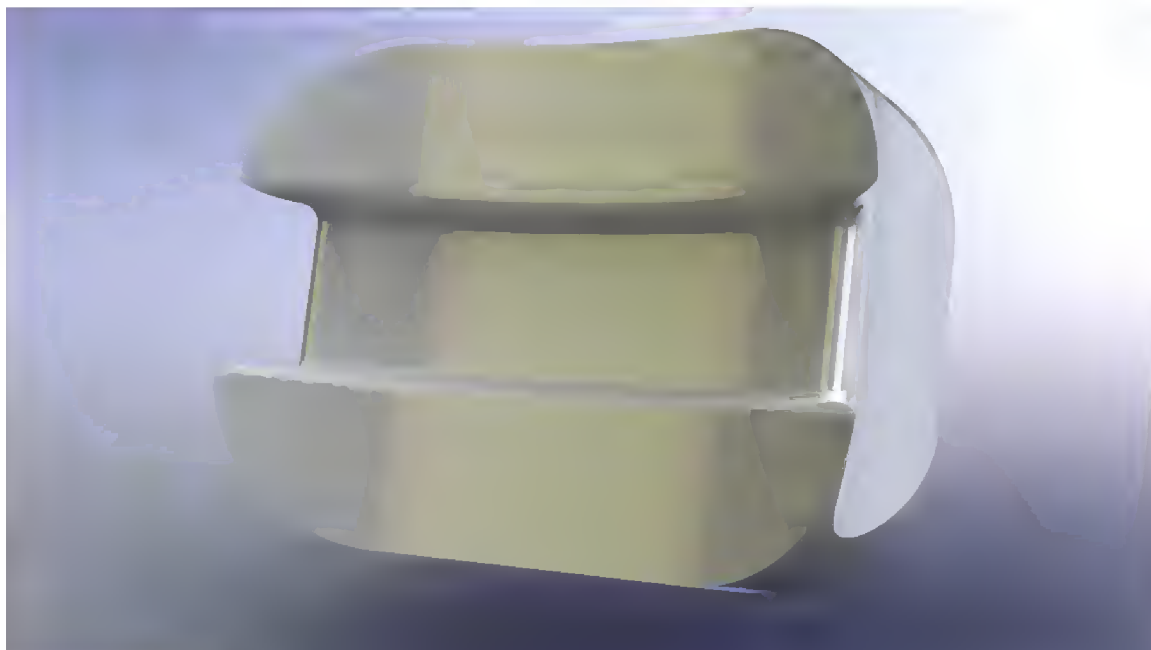


Fonte: O Autor (2014).

3.5.4 Suporte do ventilador

Para que o evaporador ficasse na posição desejada, foi projetado no software *SolidWorks®* e impresso na impressora 3D *MakerBot® 2X* um suporte para esta peça. As dimensões são 80 X 60 X 25,22 mm, conforme mostrado no Apêndice I e ilustrado na Figura 60.

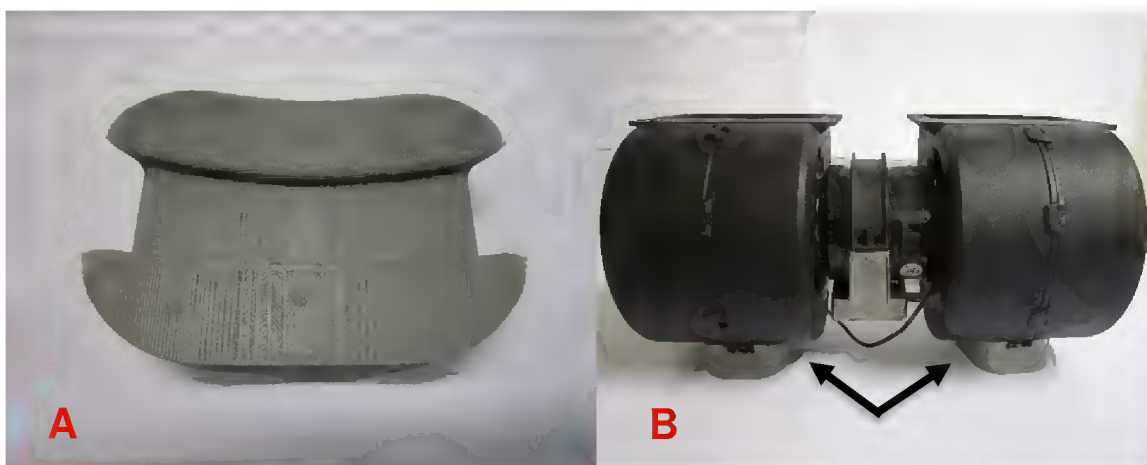
Figura 60 - Ilustração do suporte do ventilador SPAL



Fonte: O Autor (2014).

O suporte desenvolvido é mostrado na Figura 61 - A e a montagem com o evaporador é mostrado na Figura 61 - B.

Figura 61 - Estrutura do sistema de homogeneização da CHN-ERC



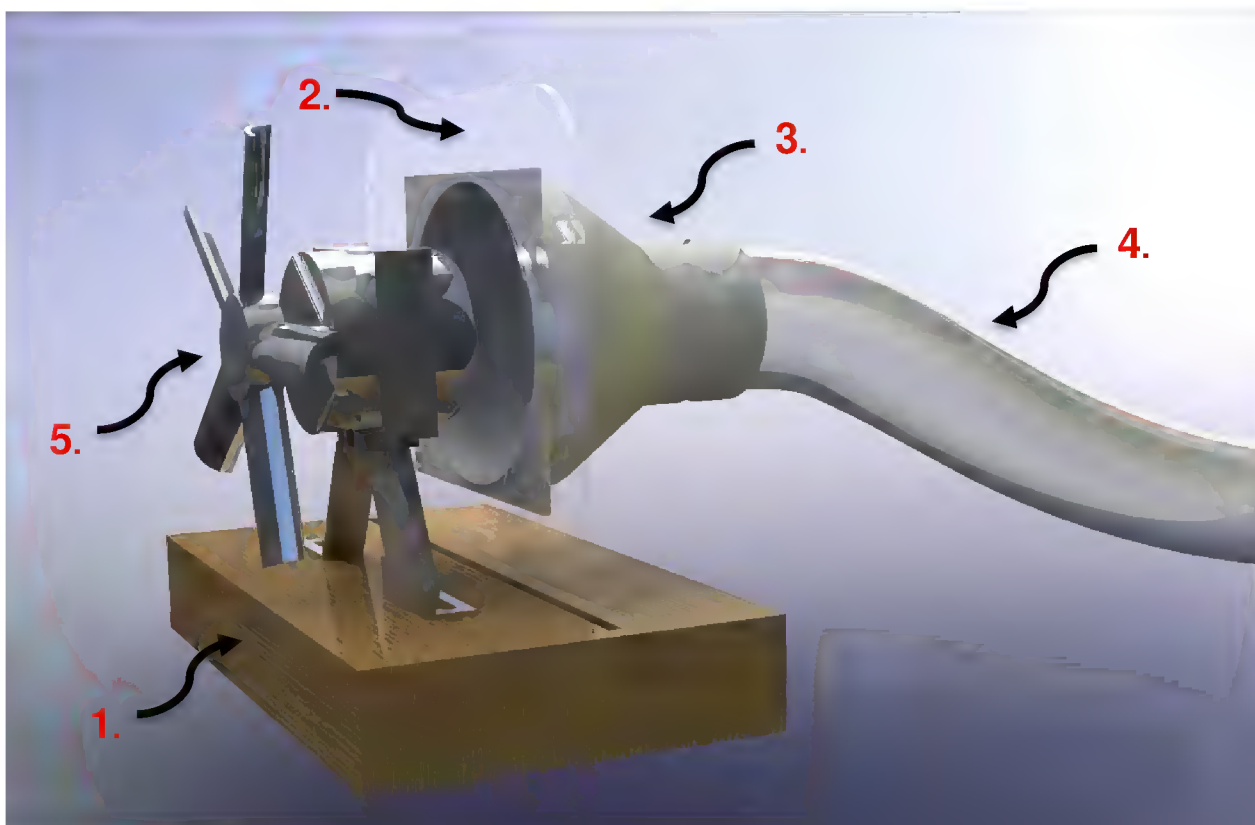
Fonte: O Autor (2014).

Nota: A. Suporte do ventilador; B. Montagem da estrutura do sistema de homogeneização.

3.5.4.1 Sistema de exaustão de mistura gasosa

Após a realização do treinamento, há a necessidade da exaustão da mistura gasosa para um ambiente externo à CHN-ERC, para isto, foi desenvolvido o sistema de exaustão de mistura gasosa (SEMG) (Figura 62). O SEMG é composto por uma base, suporte do conector, conector, mangueira e ventilador.

Figura 62 - Sistema de exaustão de mistura gasosa



Fonte: O Autor (2014).

Nota: 1. Base; 2.Suporte do conector; 3.Conector; 4.Mangueira; 5.Ventilador.

Para a construção da base foi utilizada uma chapa de madeira de 300 X 175 X 50 mm, sendo escolhido este material devido ao seu peso de sustentação e facilidade de trabalho. Para o encaixe com o suporte do conector, foi feito um rasgo na peça de 280 X 6 mm com 20 mm de profundidade utilizando uma serra circular. As dimensões levaram em conta a espessura da chapa de acrílico do suporte do conector, sendo adicionada uma folga de 40 mm de largura e 2 mm na profundidade. A base é mostrada no Apêndice C.

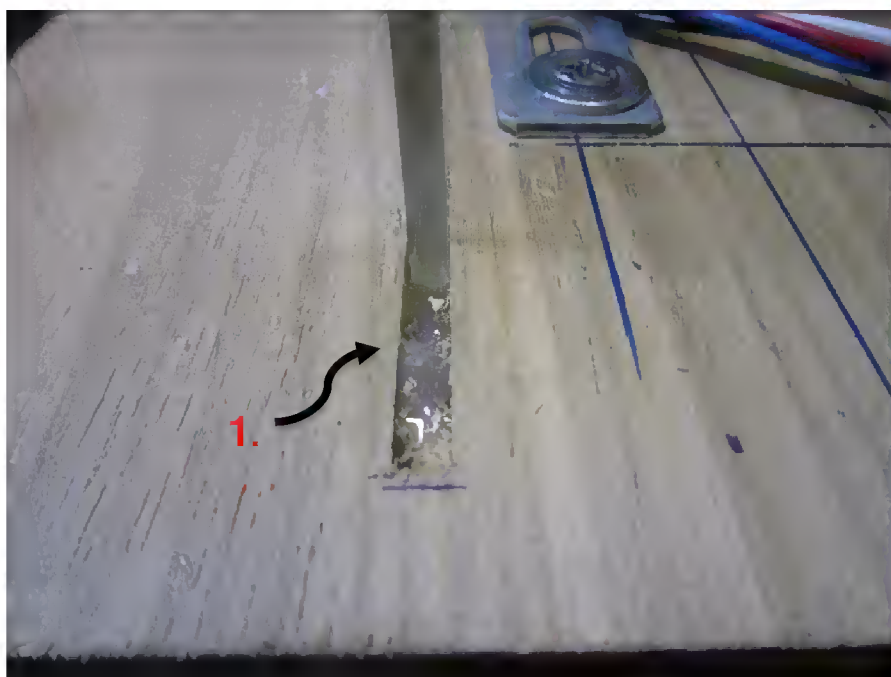
O suporte do conector foi desenhado no software de CAD *SolidWorks®* e, após, cortada uma chapa de acrílico a laser. No centro da peça há um furo de 150 mm de diâmetro, a qual destina-se à passagem de ar e quatro furos de 4,50 mm de diâmetro nas extremidades para fixação com o conector com parafuso M4 de 10 mm de comprimento. O suporte é mostrado no Apêndice D.

Após ser feito o encaixe do suporte do conector com a base, verificou-se que haveria de ter uma fixação extra, pois a peça havia ficado com excesso de folga devido à ferramenta de corte ter maior diâmetro que a chapa de acrílico. Foram analisadas três soluções:

- a) adição de cola quente no rasgo da base;
- b) fixação da base com o suporte do conector utilizando mão-francesa;
- c) adição de cola quente no rasgo da base mais fixação da base com o suporte do conector utilizando mão-francesa.

O teste com a primeira opção mostrou-se eficaz, solucionando este problema, não havendo necessidade de testes posteriores, como mostrado na Figura 63.

Figura 63 - Fixação do suporte com cola quente em detalhe



Fonte: O Autor (2014)

Nota: 1. Fixação cola quente em detalhe.

O conector foi projetado no software *Solidworks®* e impresso na impressora 3D *Makerbot 2X*. A peça foi projetada em forma de funil sendo o diâmetro do bocal maior de 150 mm e do bocal menor de 80 mm, não sendo possível maiores dimensões devido ao limite máximo da área de impressão da impressora 3D. Foi adicionado um rasgo de 40 X 5 mm, em forma de “U”, perpendicular ao bocal menor, tendo como objetivo uma melhor compressão na fixação da peça com a mangueira. Também foi adicionado outro rasgo de 11 X 2 mm, porém, este paralelo ao bocal menor, para que pudesse ser colocado presilhas para prender a mangueira por compressão. A peça foi detalhada no Apêndice E.

Após a impressão, a peça apresentou certa fragilidade nas dobras, especialmente nas que iriam exercer pressão contra a mangueira (Figura 64). Para resolver este problema, foi adicionado cola “Poxipol” para que não houvesse a quebra da mesma.

Figura 64 - Conetor em detalhe do reforço das dobras do "Poxipol"



Fonte: O Autor (2014).

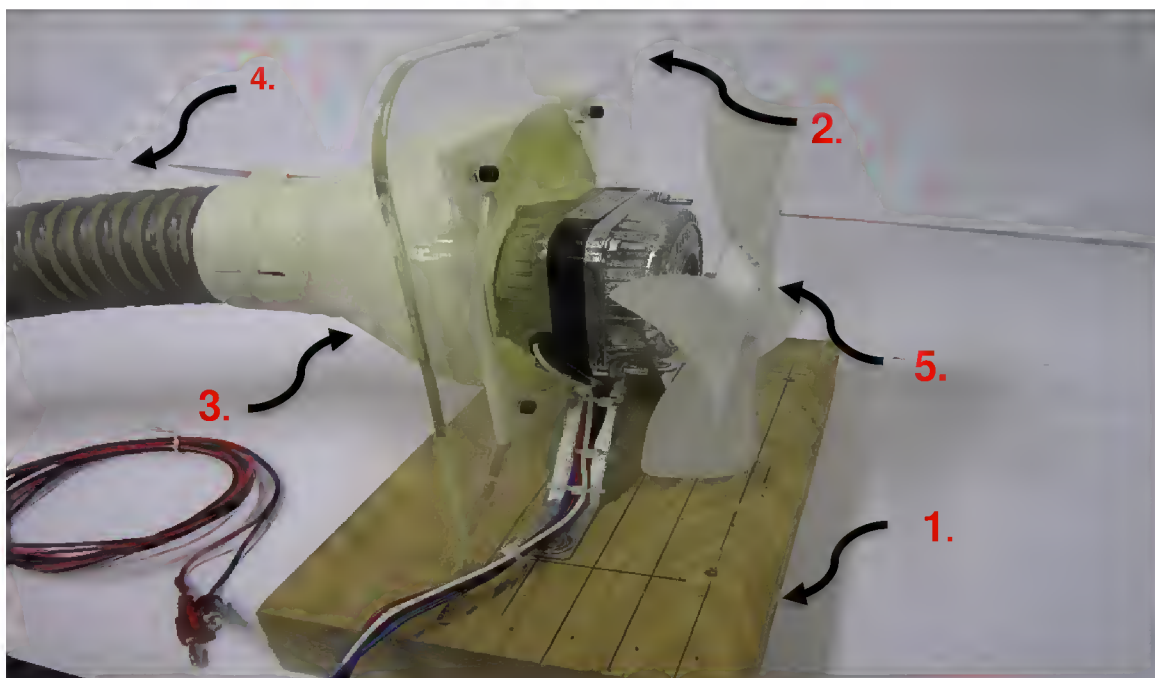
Nota: 1. Reforço nas dobras com “Poxipol”.

A mangueira utilizada foi mangueira corrugada de PU de 2 1/2 pol de diâmetro por 2000 mm de comprimento, sendo escolhido devido à sua flexibilidade e baixo custo.

O ventilador utilizado foi o modelo “MM-11B” da fabricante “Elgin”. Para a fixação dele com a base foram utilizados dois parafusos 8 X 40 mm autoatarrachantes.

A montagem completa do SEMG é mostrada na Figura 65.

Figura 65 - Montagem completa do SEMG



Fonte: O Autor (2014).

Nota: 1. Base; 2.Suporte do conector; 3.Conector; 4.Cano; 5.Ventilador.

3.6 SISTEMA DE SEGURANÇA

O sistema de segurança (SS) é responsável pelos mecanismos de oxigenação do aluno e do instrutor. Este sistema é composto por:

- a) sistema de oxigenação do aluno;
- b) sistema de oxigenação do instrutor.

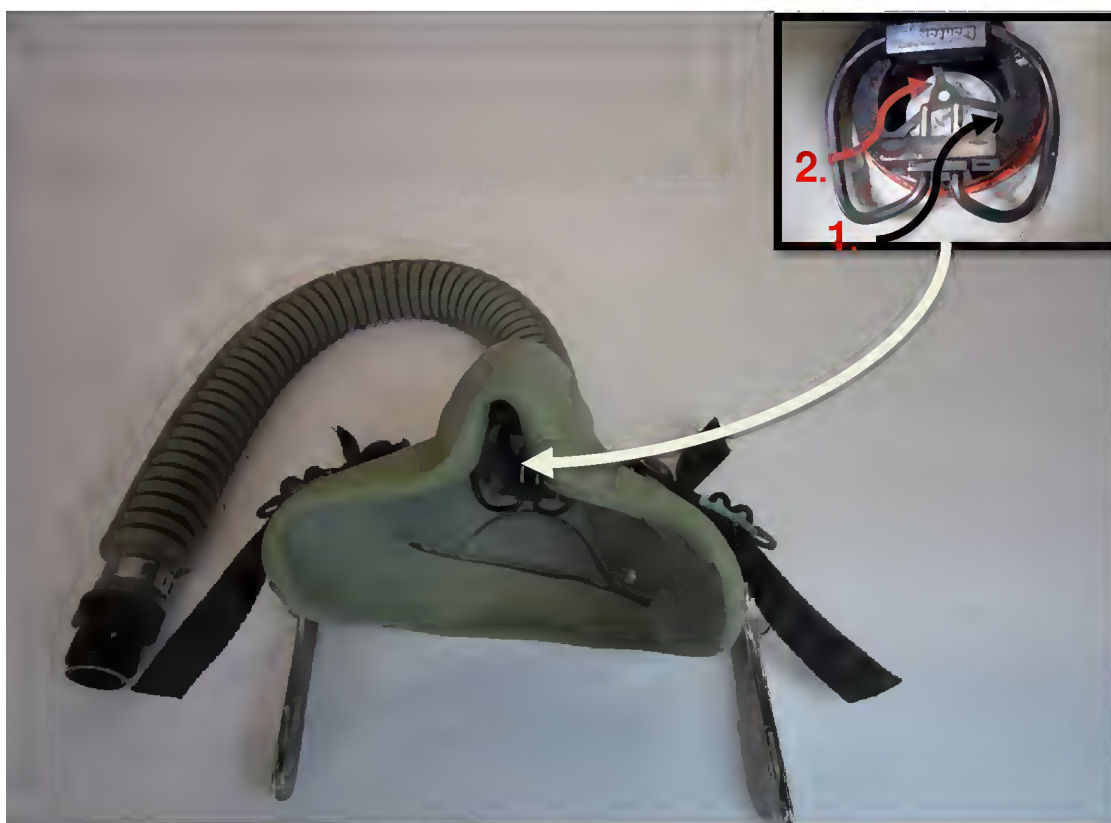
3.6.1 Materiais utilizados no sistema de segurança

A seguir, será descrito todo o material utilizado no SS.

3.6.1.1 Máscara Gentex

A máscara utilizada no sistema de oxigenação do aluno é modelo “MBU-12/P” da fabricante GENTEX®, cedido pela Força Aérea Brasileira para este projeto. A máscara tem tamanho pequeno e pesa aproximadamente 0,5 Kg quando está com todos os componentes instalados. O material utilizado na fabricação da vedação facial é borracha e na parte rígida com *polysulfone hardshell*. A mangueira é fabricada com silicone corrugado, tendo um diâmetro interno de ¾ pol. A válvula de fluxo (Figura 66) é do tipo de combinação de compensação de pressão tipo inalação/exalação com elastômeros de silicone, tendo a entrada de ar ao centro da válvula e saída na periferia.

Figura 66 - Máscara da fabricante "Gentex" com detalhe na válvula de fluxo



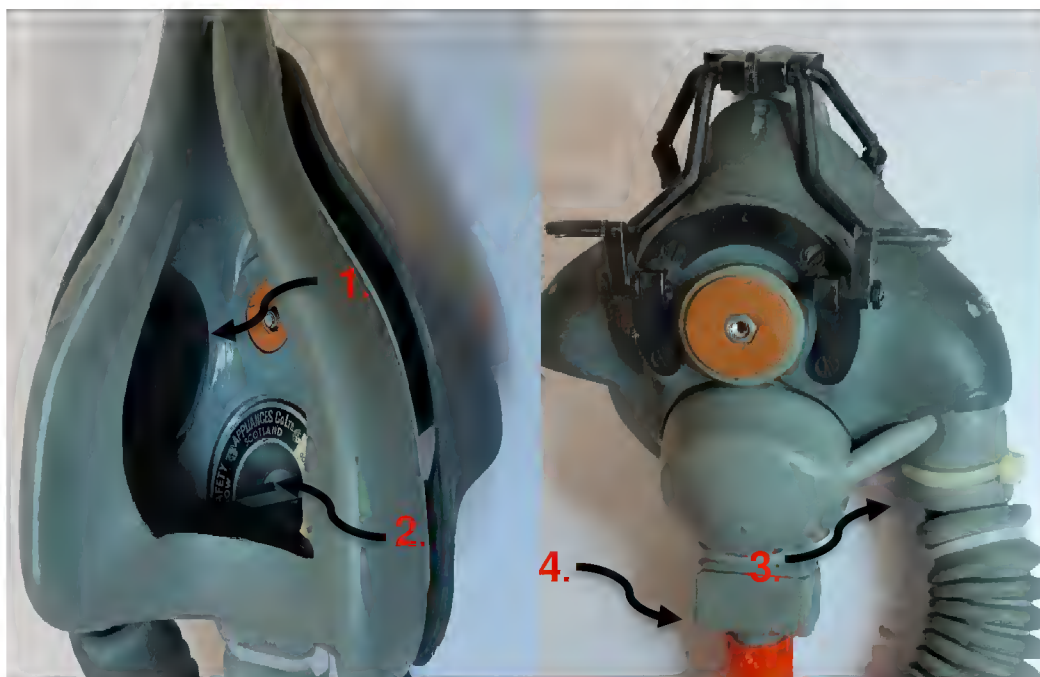
Fonte: O Autor (2014).

Nota: Máscara modelo “MBU-12P” da fabricante GENTEX®. No detalhe é mostrado a válvula de fluxo, sendo a entrada de ar no centro (1) e saída na periferia (2).

3.6.1.2 Máscara Msa

A máscara utilizada no sistema de oxigenação do instrutor é modelo OP5480 (Figura 67) da fabricante *MINE SAFETY APPLIANCES*® (MSA), cedida pela *Royal Air Force* (Força Aérea Britânica). A máscara é fabricada com borracha e contém uma mangueira de entrada feita com silicone corrugado, tendo um diâmetro de $\frac{3}{4}$ pol. A peça contém duas válvulas de fluxo unidirecionais para entrada e saída do oxigênio sendo abertas através da pressão exercida pela inspiração e expiração.

Figura 67 - Vista Frontal e Posterior da Máscara MSA



Fonte: O Autor (2014).

Nota: 1. Vista posterior da válvula de fluxo da entrada de ar; 2. Vista posterior da válvula de fluxo da saída de ar; 3. Vista frontal da válvula de fluxo da entrada de ar; 4. Vista frontal da válvula de fluxo da saída de ar.

3.6.1.3 Tubo de PVC

O tubo utilizado no sistema de oxigenação do instrutor é um tubo trançado com PVC e silicone, de 15 mm de diâmetro.

3.6.1.4 Mangueira de ar comprimido

As mangueiras de ar comprimido são fabricadas com poliuretano, suportam pressão de trabalho de -0,95 até 10 Bar e temperatura ambiente entre -35 e 60°C (FESTO BRASIL, 2014).

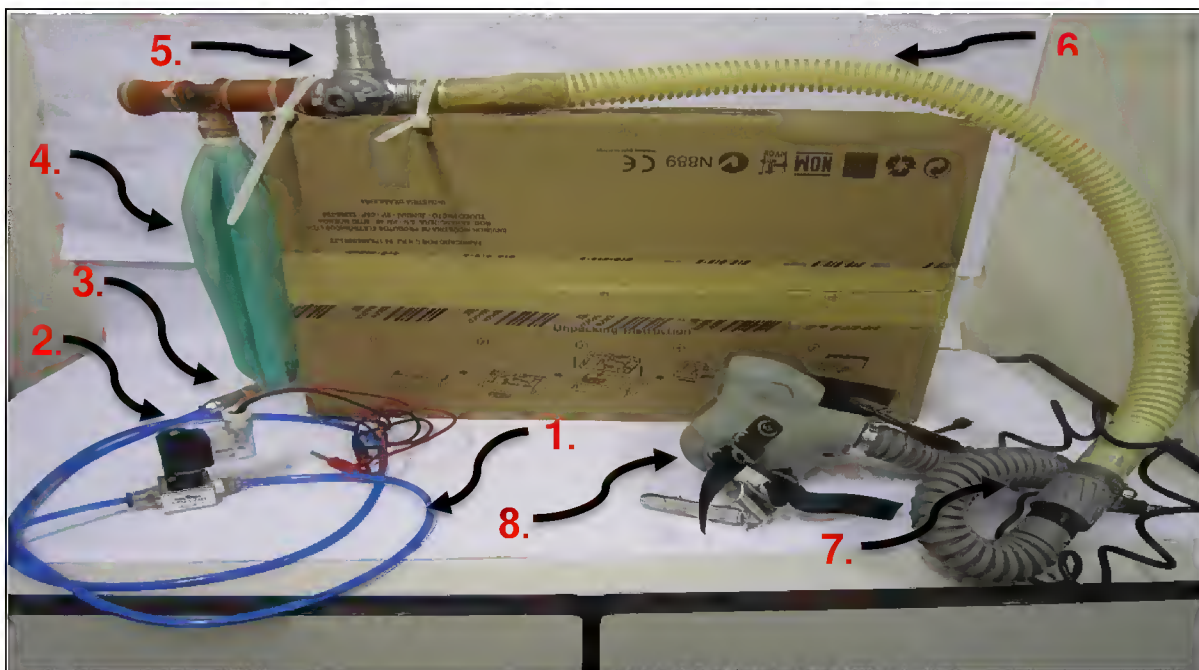
3.6.1.5 Balão

O balão utilizado foi um balão de látex de 2 L, servindo como uma espécie de reservatório de oxigênio, ou seja, ele é utilizado para inflar quando o aluno está expirando e desinflar quando o aluno está inspirando, facilitando o funcionamento da válvula de fluxo da máscara.

3.6.2 Construção do sistema de oxigenação do aluno

Durante o treinamento, o aluno pode necessitar a reversão da hipóxia, utilizando um aporte de O₂ a 100% para voltar ao estado de homeostase, conforme explicado na seção 0. Para transportar o oxigênio do cilindro de oxigênio até o aluno, foi desenvolvido o Sistema de Oxigenação do Aluno (SOA) (Figura 68). O SOA é composto por um cilindro de oxigênio, uma válvula solenoide, uma mangueira de ar comprimido, um balão de látex de 2 litros, uma válvula seletora, um tubo corrugado, um adaptador para o conector da máscara e uma máscara de oxigênio. Este circuito é o mesmo que foi utilizado na máscara de hipóxia do MICROG descrito na seção 0, sendo substituído o cilindro de mistura gasosa pelo cilindro de oxigênio a 100% e a máscara da fabricante *Mine Safety Appliances* (MSA) pela da fabricante *Gentex*.

Figura 68 - Sistema de oxigenação - aluno



Fonte: O Autor (2014).

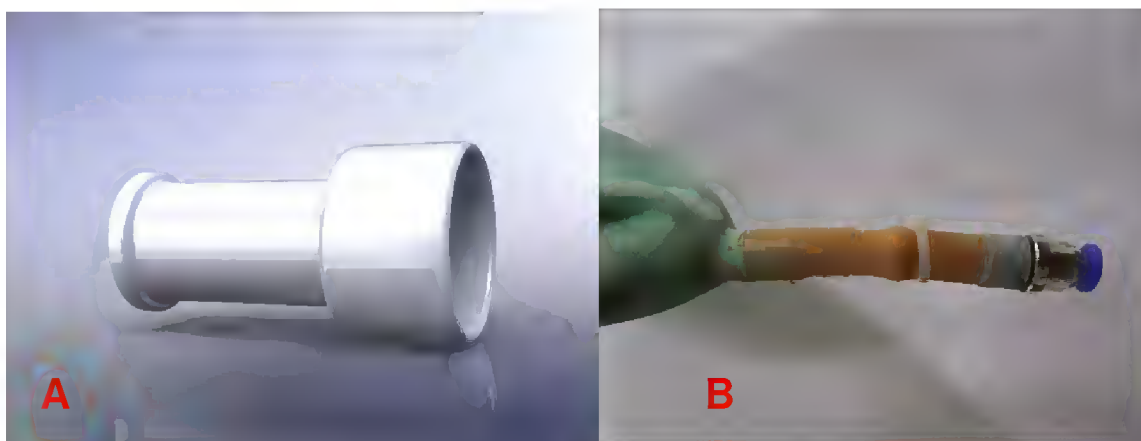
Nota: 1. Mangueira de ar comprimido; 2. Válvula solenoide; 3. Engate; 4. Balão de látex de 2 litros; 5. Válvula seletora; 6. Tubo corrugado; 7. Adaptador para conector da máscara; 8. Máscara.

O tubo de oxigênio a 100% utilizado nesse sistema foi o de 50 L, com uma pressão fixa de saída de 3,5 Kgf/cm² e fluxo máximo de 15 L/min. Para a conexão com a válvula solenoide foi utilizado uma mangueira de ar comprimido de 6 mm de diâmetro.

A válvula solenoide utilizada foi do tipo “mini solenoide”, modelo “VSMA-1422”, duas vias, marca “Pecroll”. A parte elétrica da válvula foi ligada ao módulo de controle e também foram adicionados filtros para redução dos ruídos elétricos.

Para facilitar a conexão o balão de látex com o tubo, foi desenvolvido no software SolidWorks® e impresso na impressora 3D MakerBot® 2X um engate de 30 mm de largura por 15 mm de diâmetro no bocal maior e 12 mm de diâmetro no bocal menor. No bocal maior foi inserido um conector pneumático fêmea para o encaixe com o tubo. Na Figura 69 - A é mostrada a ilustração do engate e na Figura 69 - B é mostrada a montagem com o balão de látex, bem como, no Apêndice J pode-se visualizar o detalhamento.

Figura 69 - Engate entre conector pneumático e balão de látex



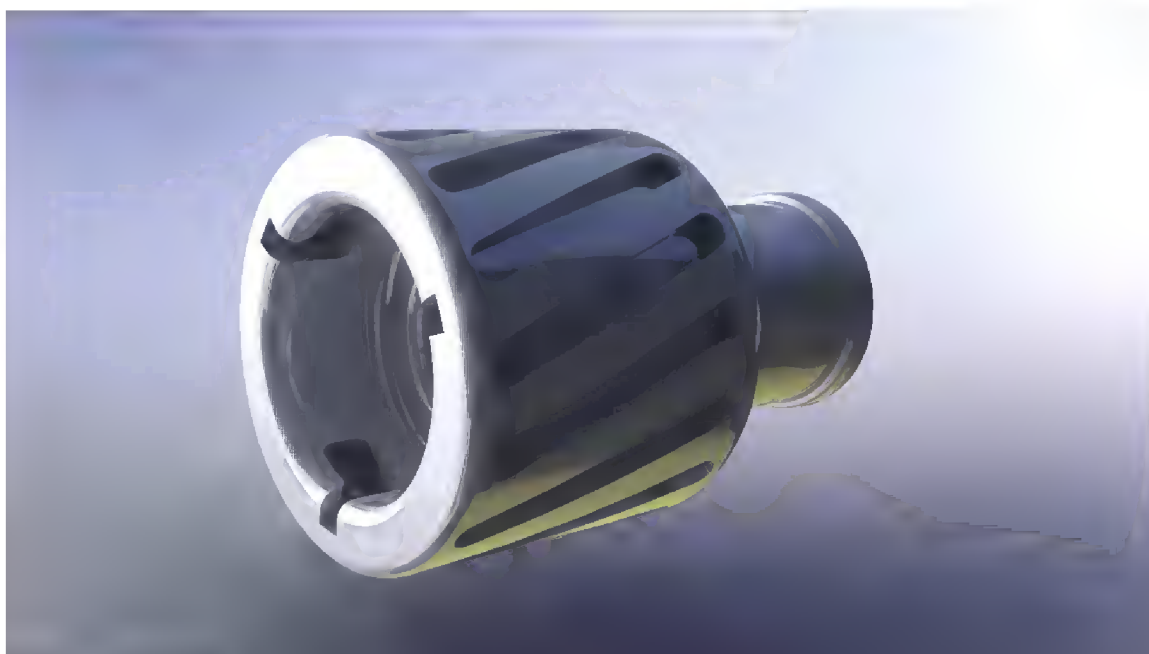
Fonte: O Autor (2014).

Nota: A. Ilustração do engate; B. Montagem do engate com o balão de látex.

O balão utilizado foi um balão de látex de 2 L, servindo como uma espécie de reservatório de oxigênio, ou seja, ele é utilizado para inflar quando o aluno está expirando e desinflar quando o aluno está inspirando, facilitando o funcionamento da válvula de fluxo da máscara. A válvula seletora era utilizada na seleção entre ar ou mistura gasosa quando era utilizada na máscara de hipóxia do MICROG, porém, neste projeto, sempre estará selecionado o oxigênio, pois ela é localizada dentro da câmara. O tubo utilizado entre a válvula e a máscara foi um tubo corrugado de 30 mm de diâmetro por 800 mm de comprimento.

O conector padrão da máscara é um modelo de conector específico para esse equipamento, sendo difícil de encontrar no mercado. Por este motivo, foi desenvolvido no software SolidWorks® e impresso na impressora 3D MakerBot® 2X um conector para a máscara da fabricante “Gentex”. A peça foi impressa com PLA e mede 54,80 mm de diâmetro por 36,50 mm no bocal maior e 15,50mm no bocal menor. A ilustração do conector é mostrada na Figura 70.

Figura 70 - Conector desenvolvido para utilização com a máscara da fabricante "Gentex"



Fonte: O Autor (2014).

O conjunto da máscara utilizada neste projeto é do modelo "MBU-12/P" da fabricante "Gentex". O conjunto é composto pela máscara facial e a mangueira corrugada de 450 mm de comprimento por 30 mm de diâmetro. Entre a conexão da máscara com a mangueira existe uma válvula utilizada para direcionar o fluxo ar, ou seja, quando o indivíduo inspira, a válvula abre liberando passagem do ar que está dentro da mangueira. Quando o indivíduo expira, essa válvula fecha interrompendo o fluxo vindo da mangueira e liberando o fluxo para fora da máscara.

3.6.3 Construção do sistema de oxigenação do instrutor

Por motivos de segurança, todo aluno que for fazer o treinamento em hipóxia deverá ser acompanhado de um instrutor e este não poderá inspirar a mistura gasosa do ambiente interno à CNH-ERC e nem contaminar a mistura gasosa com CO₂ expelido através da expiração, por este motivo, foi desenvolvido o Sistema de Oxigenação do Instrutor (SOI). O SOI (Figura 71) é composto pelo conjunto da máscara da fabricante "MSA", conector de entrada do SOI, conector de saída do SOI e tubo de PVC.

Figura 71 - Sistema de oxigenação - instrutor



Fonte: O Autor (2014).

Nota: 1. Conjunto da máscara de oxigênio da fabricante "MSA"; 2. Conector de entrada da MASK-MSA; 3. Tubo de PVC; 4. Conector de saída da MASK-MSA.

Para conectar o tubo de entrada da MASK-MSA foi desenvolvido, através do software SolidWorks® e impresso na impressora 3D MakerBot® 2X, o conector de entrada da MASK-MSA. A peça mede 64,50 mm de comprimento por 33,50 mm de diâmetro no bocal maior e 15,50 mm de diâmetro no bocal menor. A peça é mostrada na Figura 72 e detalhada no Apêndice L.

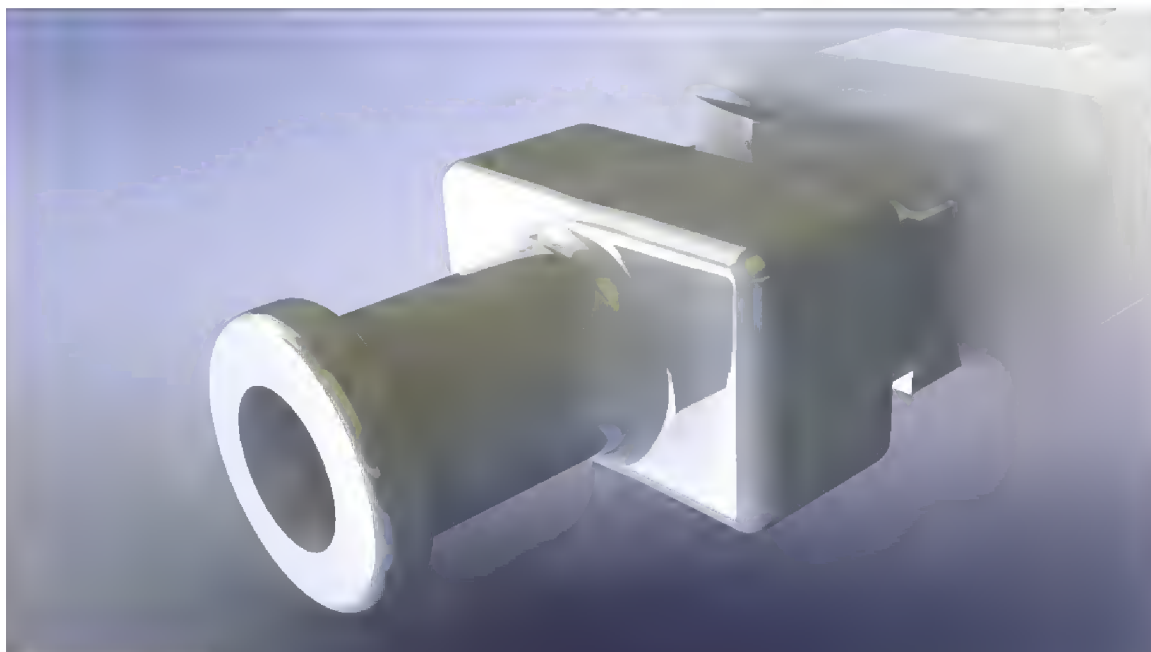
Figura 72 - Ilustração do conector de entrada da MASK-MSA



Fonte: O Autor (2014).

Para conectar a mangueira de entrada da MASK-MSA foi desenvolvido, através do software SolidWorks® e impresso na impressora 3D MakerBot® 2X, o conector de saída da MASK-MSA. A peça mede 48,50 mm X 30 mm X 19 mm e está mostrada na Figura 73 e detalhada no Apêndice M.

Figura 73 - Ilustração do conector de saída da MASK-MSA



Fonte: O Autor (2014).

Para uma maior segurança e ajudar na vedação e na fixação dos conectores de entrada e saída com os tubos de PVC e a máscara foram utilizadas abraçadeiras de Nylon.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os diversos resultados da CHN-ERC seguiram, com êxito, os pré-requisitos estabelecidos no início do projeto. Para melhor discussão dos resultados, este capítulo foi dividido de acordo com os seguintes sistemas desenvolvidos: infraestrutura, sistema de controle, sistema de segurança e sistema de mistura gasosa.

4.1 INFRAESTRUTURA

Para o desenvolvimento da infraestrutura foram levados em conta todos os pré-requisitos estabelecidos no início do projeto.

Foi pensado em três tipos de material para a construção da infraestrutura: madeira, alumínio ou tubos de PVC. A madeira foi descartada devido ao seu peso e por não ser desmontável. O alumínio, apesar de ser um metal leve é um material com um custo alto, aproximadamente R\$ 1.600,00 e teria que ser soldável, não cumprindo com o pré-requisito de ser desmontável. A melhor solução encontrada foi em tubos de PVC, pois este é um material de baixo custo, leve, facilmente encontrado no mercado e tendo a vantagem de ser encaixável. Inicialmente, foram utilizados canos, nos quais o diâmetro padrão de mercado era de 40 mm, porém, desta forma tinha-se dificuldade na desmontagem da estrutura. Para solucionar este problema, optou-se por tornejar as extremidades, solucionando este problema.

O revestimento de lona vinil foi o mesmo utilizado por Disiuta, na construção de uma câmara de pressão positiva (DISIUTA, 2014), onde foi provado que este material é impermeável e poderia ser utilizado para este projeto, porém, para uma maior segurança, foi desenvolvido o teste de vedação. Para as aberturas, foram estudados diferentes materiais, tendo em vista que este deveria ter um mínimo de vazamento e ser de fácil abertura em caso de emergência. Os materiais estudados foram botões de pressão, velcro e zíper. Os botões de pressão foram logo descartados devido à facilidade de vazamento entre eles. O velcro foi descartado devido à grande possibilidade de ocorrer uma eletrização por atrito através da fricção na separação dos mesmos, podendo ocasionar uma explosão na saída da mangueira de oxigênio a 100%. A solução que melhor adequou-se ao projeto foi o zíper de plástico.

O tamanho da câmara levou em consideração principalmente o tamanho da esteira, de 1120 X 530 X 1130 mm, com isto, decidiu-se que a câmara deveria ter 2000 X 2000 X 2000 mm. O peso total da CHN-ERC foi de 63,35, tendo 42,23% do peso máximo estipulado no pré-requisito.

4.1.1 Teste de vedação

O teste de vedação teve como objetivo verificar os pontos de vazamento no interior das câmaras SensorMedics e CHN-ERC. O teste consistiu em inserir gelo seco nos interiores das câmaras e, após, verificar os pontos de vazamento.

O teste foi positivo para a câmara SensorMedics, não apresentando nenhum tipo de vazamento conforme mostrado na Figura 74.

Figura 74 - Teste de vedação na câmara SensorMedics



Fonte: O autor(2014).

O resultado foi satisfatório para CHN-ERC, pois provou que o material utilizado no revestimento é impermeável e os únicos pontos de vazamento foram encontrados nos zíperes, como mostrado nas Figuras 75, 76 e 77.

Figura 75 - Teste de vazamento - vista frontal da CNH-ERC



Fonte: O Autor (2014).

Nota: 1. Zíper da abertura frontal sem vazamento.

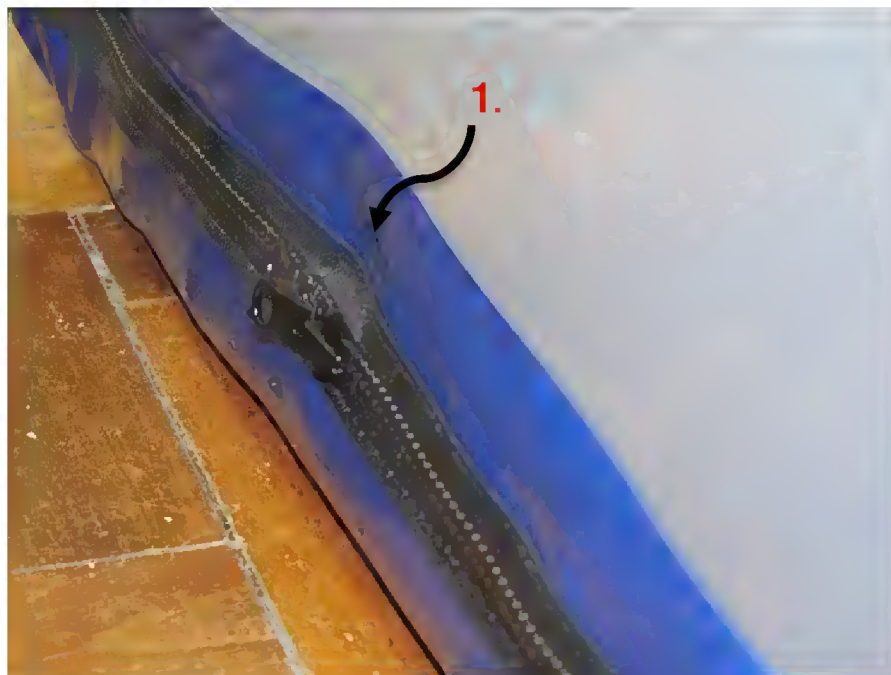
Figura 76 - Teste de vazamento - Vista posterior da CNH-ERC



Fonte: O Autor (2014).

Nota: 1. Zíper da abertura frontal sem vazamento.

Figura 77 - Teste de vazamento - zíper lateral da CNH-ERC com vazamento



Fonte: O Autor (2014).

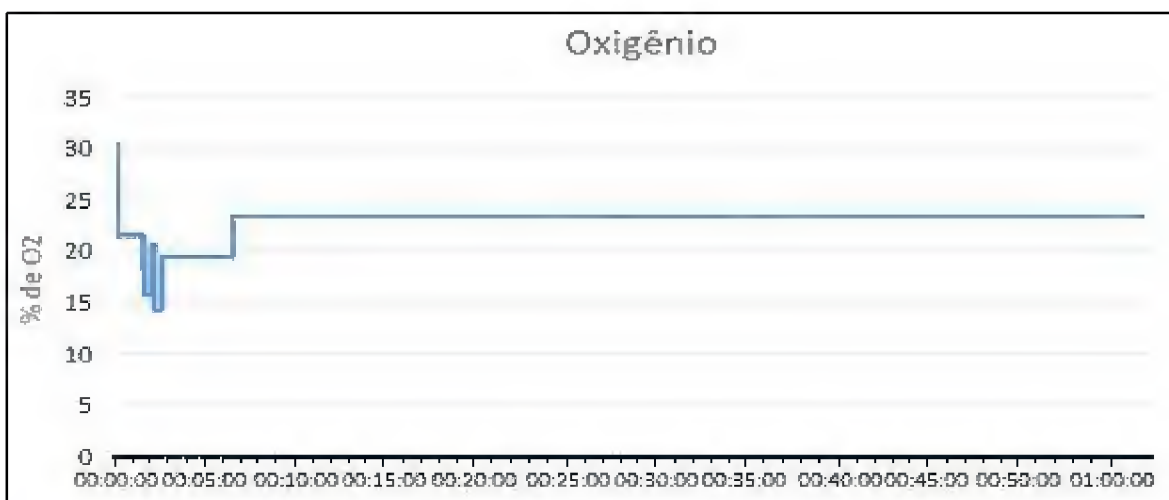
Nota: 1. Zíper da abertura inferior apresentando vazamento.

4.2 SISTEMA DE CONTROLE

Para o sistema de sensoriamento foram desenvolvidas e testadas três versões de *hardware*. O teste teve como objetivo descobrir o comportamento do sensor ao ar ambiente (O_2 a 21%) medindo a resposta do *hardware* em % de O_2 , ao longo do tempo.

A primeira versão do *hardware* com sensor modelo “O2-A2” da fabricante *Apollo* apresentou um elevado tempo de aquecimento variando entre cinco e 15 minutos. Conforme o *datasheet*, este tempo é de 48 horas. A Figura 78 ilustra o tempo de aquecimento do sensor, neste caso, sendo de seis minutos.

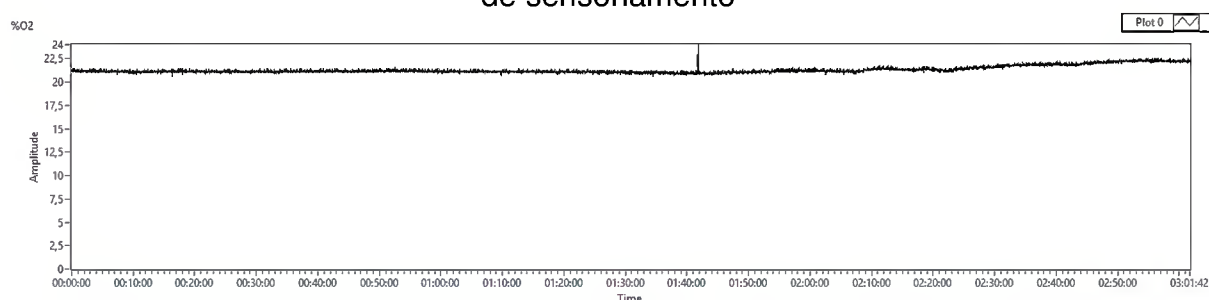
Figura 78 - Teste de oxigênio a 21% com a primeira versão de hardware do sistema de sensoriamento



Fonte: O Autor (2014).

Na segunda versão, utilizou-se o sensor “PSR-11-915-2” e, como amplificador de sinal, utilizou-se o CI “LMP91000”. A resposta do sinal apresentou um pequeno ruído e uma queda de tensão ao longo do tempo. Por características próprias, a resposta do CI é inversamente proporcional à saída do sensor, como ilustrado na Figura 79.

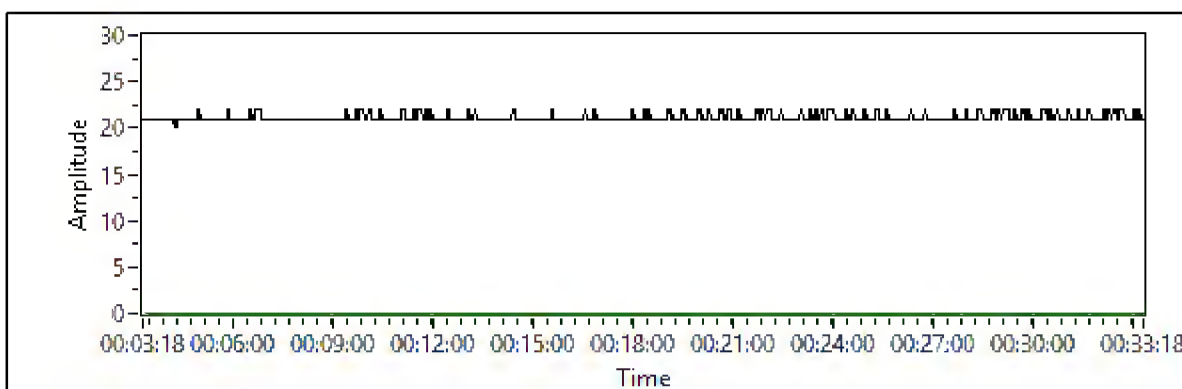
Figura 79 - Teste de oxigênio a 21% com a segunda versão de hardware do sistema de sensoriamento



Fonte: O Autor (2014).

Na terceira versão, utilizou-se o oxímetro portátil “TED-60T”, substituindo o circuito de amplificação do CI “LMP91000”. O resultado apresentou um pequeno ruído, porém, manteve-se estável (Figura 80).

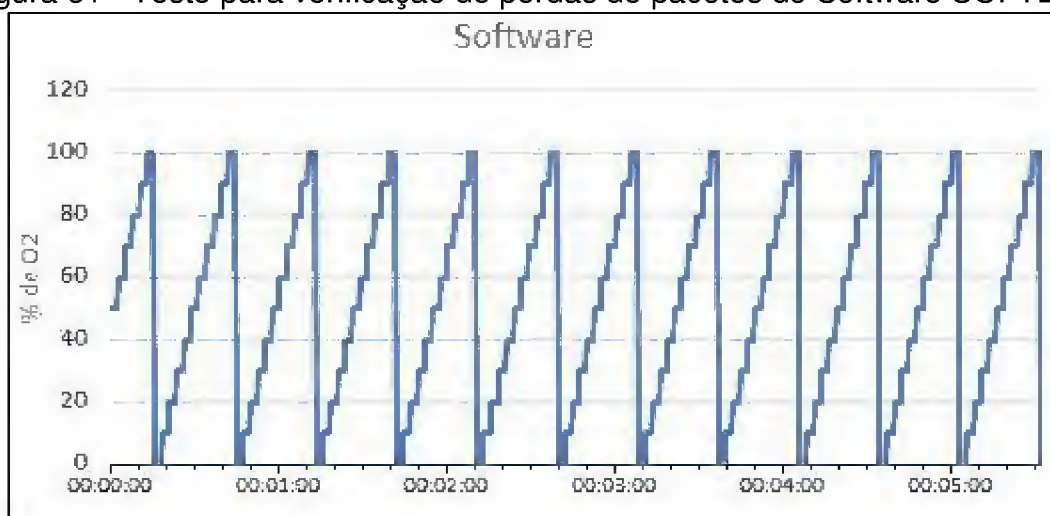
Figura 80 - Teste de oxigênio a 21% com a segunda versão de hardware do sistema de sensoriamento



Fonte: O Autor (2014).

Para a verificação de funcionamento e a transmissão de dados entre o sistema de sensoriamento e software SOFTERC foi desenvolvido um teste de bancada de software. O teste consistiu em gerar dados simulando valores de % de O_2 no firmware sistema de controle e enviá-los para o software SOFTERC através de pacotes de dados. Os valores variavam de 0 a 100% de O_2 , com incremento de 5%, gerando uma forma de rampa. Para a validação, um arquivo de texto (formato .txt) com os dados recebidos foi gravado pelo software e, após, comparado com os dados enviados. No primeiro teste, houve erro de envio em aproximadamente 1% dos pacotes. Após a inserção do contador de pacotes e protocolo de transmissão *handshake*, o teste foi refeito, onde não houve perdas, como mostrado na Figura 81.

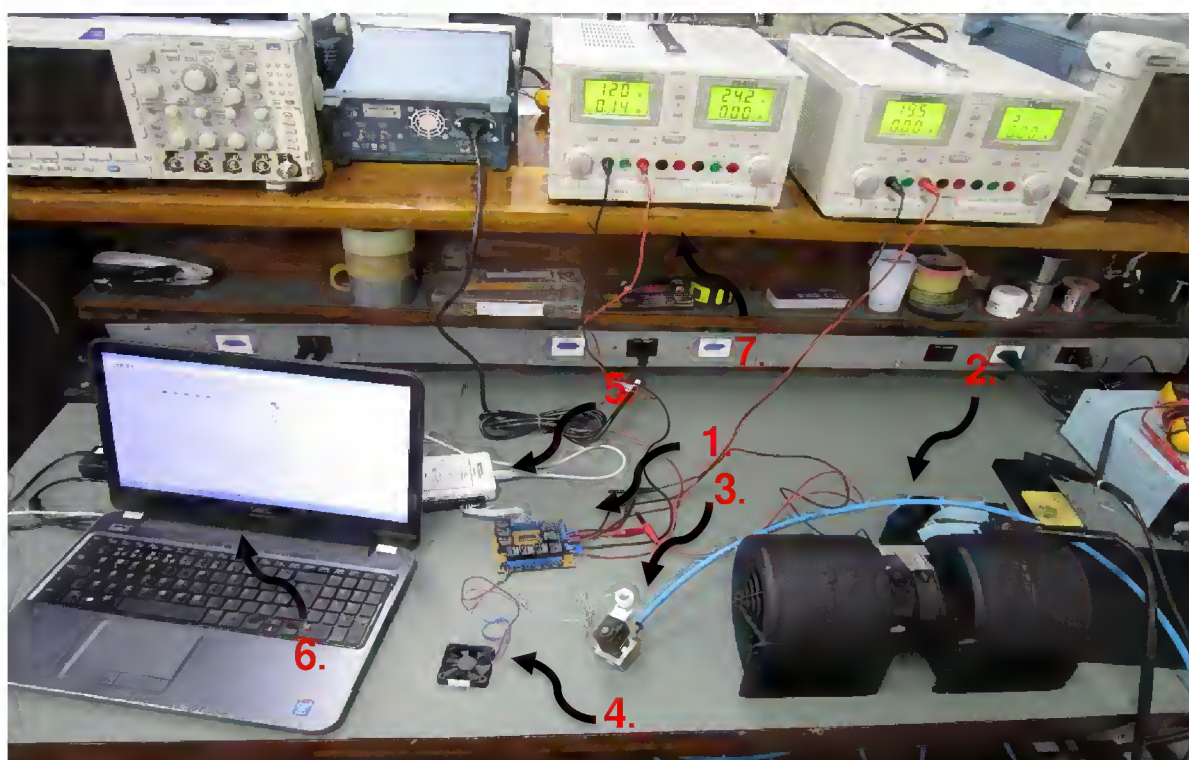
Figura 81 - Teste para verificação de perdas de pacotes do Software SOFTERC



Fonte: O Autor (2014).

Para garantir o funcionamento do sistema de controle de hardware, foi desenvolvido teste de bancada do SCH com o intuito de verificar o correto funcionamento e eventuais sobreaquecimentos do módulo de controle de hardware. O teste consistiu em ligar e desligar os equipamentos por cinco segundos durante 30 minutos e, ao final, verificar se houve um aumento na temperatura da placa. O teste de bancada e os equipamentos utilizados estão ilustrados na Figura 82.

Figura 82 - Ilustração do teste de bancada do sistema de controle de hardware e equipamentos utilizados



Fonte: O Autor (2014).

Nota: 1. Módulo de controle de *hardware*; 2. Ventilador modelo "009-B40-22"; 3. Válvula Solenoide; 4. Cooler; 5. Módulo DAQ; 6. Software SOFTERC; 7. Fonte de alimentação.

O primeiro resultado demonstrou que, ao ativar ou desativar bobinas e motores, era gerado ruído que causava problemas no módulo DAQ. Para solucionar este problema, foram adicionados filtros na saída do módulo de controle de hardware. Não houve sobreaquecimento no módulo de controle de hardware.

4.2.1 Teste de funcionamento do sensor “Psr-11-915-2”

Para garantir o correto funcionamento do sensor PSR-11-915-2, foram realizados quatro testes:

a) primeiro teste:

- foi medida a tensão gerada pelo sensor de oxigênio (21% de O₂) com um multímetro e comparada com uma célula padrão do mesmo modelo.

Resultado:

Célula de O₂: 47,9 mV

Padrão: 48 mV

b) segundo teste:

- foi inserida a célula de O₂ no respirador automático modelo "Babylog 800 Plus" (Figura 83), após variado a %O₂ de 10% em 10% em todo o range do equipamento (de 21% até 100%) e medido a FiO₂.

Resultado: erro máximo de 1% de FiO₂ em todo o range.

c) terceiro teste:

- foi inserida a célula de O₂ no respirador automático modelo "Babylog 800 Plus" (Figura 83), setado a %O₂ para 50% e monitorado o valor de FiO₂ por 5 min.

Resultado: não houve a variação na FiO₂ durante o tempo do teste.

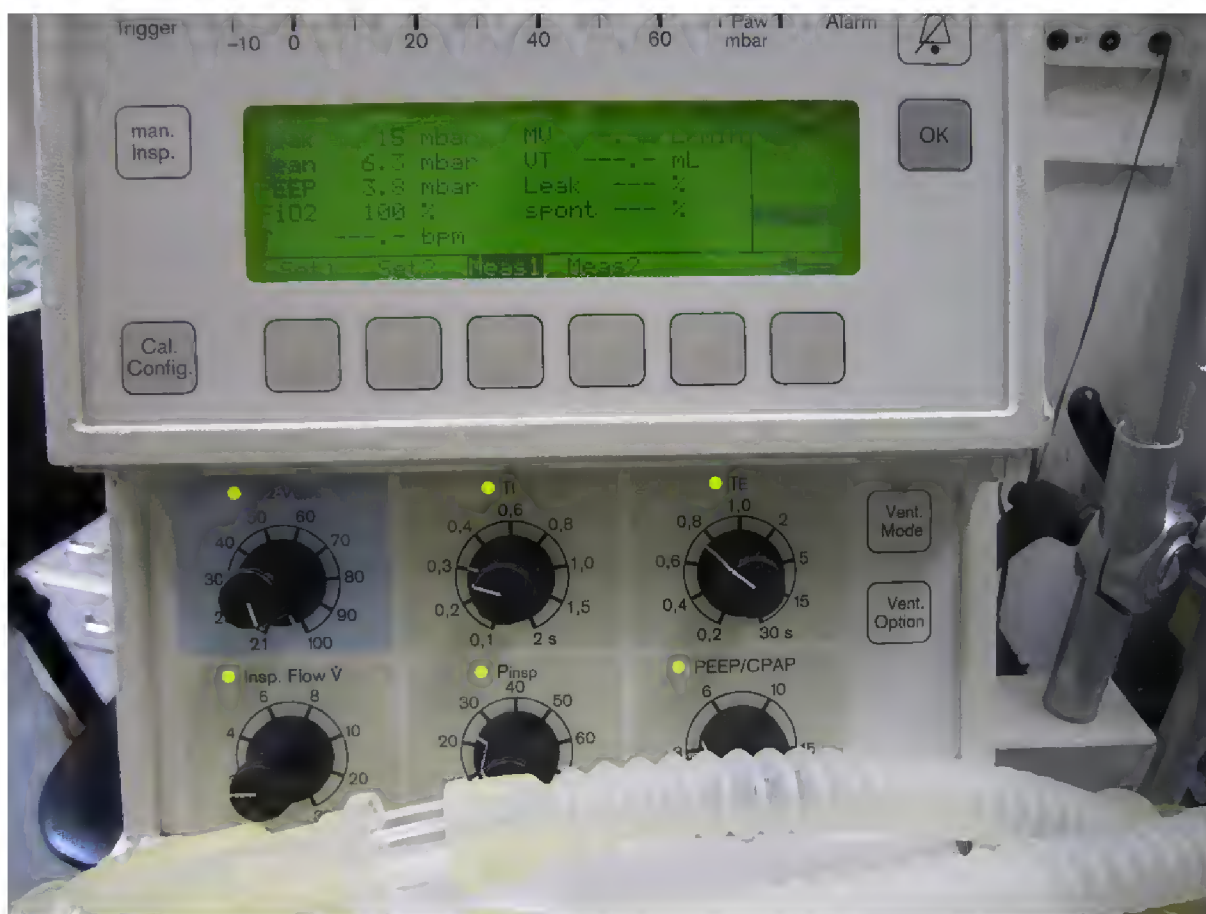
d) quarto teste:

- foi inserida a célula de O₂ dentro de um saco plástico, inseridos dois tipos de mistura gasosa (10% de O₂ e 100% de N₂) separadamente e medido por um minuto o valor de porcentagem de O₂ através do oxímetro portátil Teledine, sendo repetido por três vezes.

Resultado: o erro máximo apresentado foi de 1% de O₂, sendo os valores medidos de 11% para a mistura de 10% de O₂ e 0% para os valores de 100% de N₂.

Foi concluído que o sensor está apto para a utilização no projeto.

Figura 83 - Respirador automático modelo "Babylog 800 Plus" utilizado no teste de funcionamento do sensor "PSR-11-915-2"



Fonte: O Autor (2014).

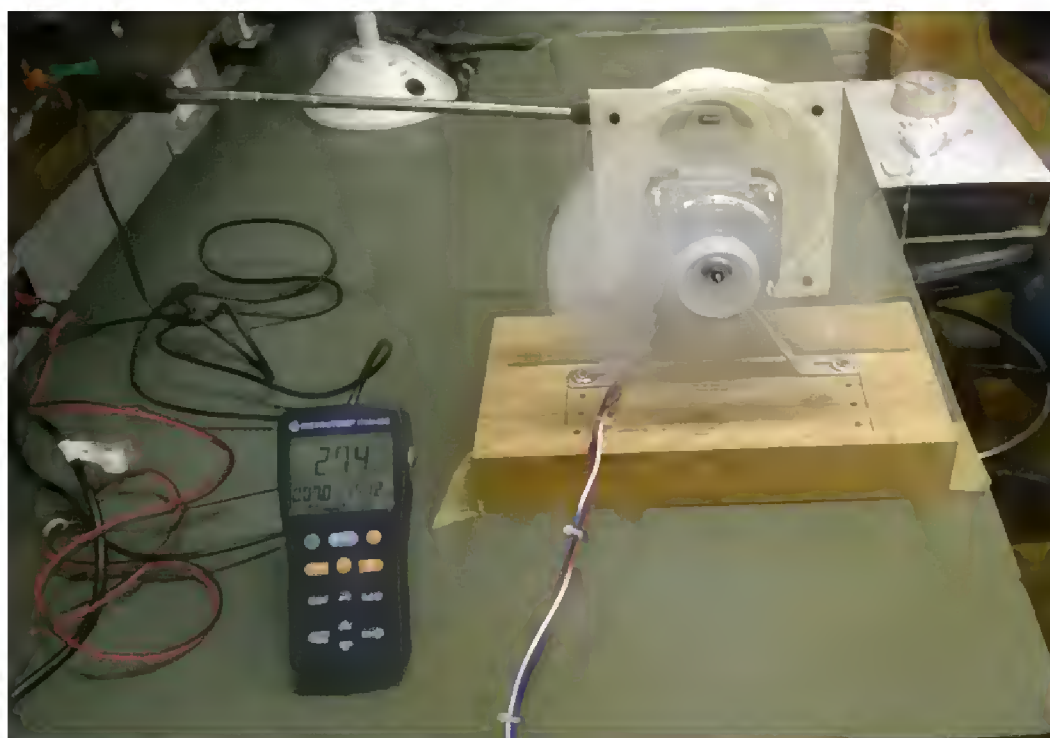
4.3 SISTEMA DE MISTURA GASOSA

Para a validação do sistema de entrega de gases foram desenvolvidos dois testes para verificar o correto acionamento das válvulas solenoides e possíveis vazamentos nas linhas de gases. O primeiro teste consistiu em acionar e desacionar as válvulas utilizando o sistema de controle e o segundo consistiu em verificar possíveis vazamentos de gases utilizando espuma de sabão. No primeiro teste, as válvulas solenoides apresentaram ruídos elétricos ao serem desacionadas, sendo corrigido este problema através da adição um filtro eletrônico em paralelo com a bobina do solenoide. No segundo teste não foi apresentado nenhum ponto de vazamento nas linhas de gases.

No sistema de exaustão de mistura gasosa, foram feitos dois testes. No primeiro teste foi verificada qual a melhor distância entre o ventilador e o

suporte. Foi medida a vazão do ar (velocidade do ar X área) e a velocidade com um anemômetro de fio quente, modelo "ITAN-800" da fabricante "INSTRUTEMP" ao final do conector, ou seja a 130 mm de distância do suporte e variando a distância do ventilador como mostrado na Figura 84. As distâncias variadas consistiam em 20, 40, 60 e 80 mm e o anemômetro foi configurado para medir a velocidade em "m/s", o fluxo de ar para m^3/min e modo de captura "AVG", ou seja, o aparelho faz a média das últimas 30 amostras da velocidade do ar para determinar o fluxo de ar. Foi escolhido o local mais distante do suporte devido a um maior fluxo de ar e velocidade como mostrado na Tabela 10, sendo definido a partir da média das medidas feitas durante 60 seg, com uma amostragem de 1 seg.

Figura 84 - Teste para verificar a melhor distância entre o ventilador e o suporte utilizando anemômetro



Fonte: O Autor (2014).

Tabela 10 - Média dos valores amostrados no teste para verificar a distância entre suporte e ventilador

Distância [mm]	Fluxo Médio de Ar [m³/min]	Média Velocidade [m/s]
80	2,09	3,49
60	1,84	3,07
40	1,4	2,34
20	1,29	2,15

Fonte: O Autor (2014).

No segundo teste, foi feito o teste com o sistema de controle através de acionamento e desacionamento do ventilador com o intuito de verificar o correto acionamento do sistema. No primeiro teste, assim como na válvula solenoide, resultou em ruído causando problemas no módulo DAQ, sendo resolvido posteriormente com filtro.

O sistema de homogeneização gasosa foi testado utilizando gelo seco no interior da câmara com o objetivo de verificar se o gás iria ocupar a câmara de forma uniforme. O teste consistiu em inserir o gelo seco no interior da câmara e acionar o sistema de homogeneização através do sistema de controle. Foi observado que o sistema alcançou seu objetivo, com o gás ocupando todos os espaços da câmara de forma igualitária, como mostrado na Figura 85.

Figura 85 - Teste do sistema de homogeneização utilizando gelo seco

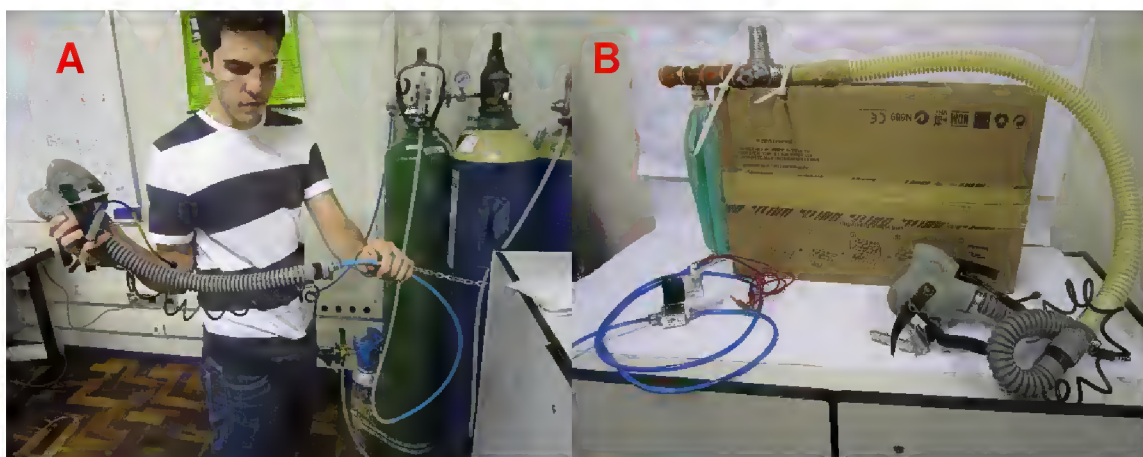


Fonte: O Autor (2014).

4.4 SISTEMA DE SEGURANÇA

Para o sistema de oxigenação do aluno, foram desenvolvidos dois circuitos para ligação das máscaras ao cilindro de O_2 . No primeiro circuito (Figura 86 - A), a máscara foi ligada diretamente ao cilindro através de uma mangueira de ar comprimido, porém, ao testar o circuito acionando o cilindro de O_2 e tentado respirá-lo, foi verificada uma pressão constante na mangueira, consequentemente, a liberação do gás através da válvula de fluxo ocorreu somente em um sentido, não possibilitando o indivíduo de expirar. No segundo circuito (Figura 86 - B) foi utilizado o circuito da máscara de hipóxia do MICROG. Foi repetido o mesmo teste anterior, ocorrendo a liberação de fluxo de gás nos dois sentidos quando era feita a respiração. A diferença deu-se devido ao balão de látex contido no sistema, pois, ao ser acionado o gás, o balão infla-se diminuindo a pressão na mangueira, possibilitando o indivíduo respirar com a máscara.

Figura 86 - Primeira (Figura A) e segunda (Figura B) versão do sistema de oxigenação do aluno



Fonte: O Autor (2014).

No sistema de oxigenação do instrutor, foram idealizados dois tipos de materiais: tubo de PVC, mangueira flexível de PU corrugado com fio cobreado de 1 1/2 pol. Foi desenvolvida uma primeira versão utilizando tubo de PVC e colocando um cooler ao final da mesma para melhorar a circulação de ar. Esta mostrou-se eficiente, leve e barata para a necessidade do projeto, não necessitando desenvolver uma segunda versão, porém, foi verificado que o cooler não influenciou na circulação de ar, sendo retirado do sistema.

4.5 SISTEMA DE MALHA FECHADA

Devido a problemas com o sistema de controle ao final do projeto, não foi possível o fechamento da malha, ficando para projetos futuros.

4.6 COMPARAÇÃO ENTRE A CHN-ERC E OUTROS SISTEMAS DE HIPÓXIA

Após análise das câmaras descritas na seção 0, foi gerado um estudo comparativo entre a CHN-ERC, CHH da FAB, CHN-ER, CHN-K e a máscara de hipóxia do MicroG, levando em relação os seguintes aspectos: tamanho, segurança, custo e aspectos gerais. Ao final, foi desenvolvida a Tabela 11.

Em relação ao tamanho estrutural, a CHN-ERC somente é maior que a máscara de hipóxia. Isto pode ser visto como vantagem, pois, por ser pequena, leve

e desmontável, tem a qualidade de ser portátil. A maior desvantagem é a delimitação do tamanho dos equipamentos utilizados para auxílio em estudos sobre hipóxia, por exemplo, a impossibilidade do uso da câmara de pressão positiva, descrita por Disiuta (2014).

No aspecto de segurança ou especificamente controle de CO₂, a CHN-ERC conta com um sensor de CO₂ e um alarme sonoro sendo disparado toda vez que o nível atingir os níveis pré-programados. Com relação à CHN-K e CHH da FAB, a CHN-ERC apresenta uma segurança superior, pois estas não contam com nenhum tipo de sensoriamento de CO₂ e, com relação à câmara CNH-ER, apresenta uma segurança inferior, pois esta contém dois sensores redundantes.

Com relação ao custo, a CHN-ERC apresentou o menor custo em relação às câmaras CHH da FAB, CHN-K e CHN-ER, representando aproximadamente 6%, 4% e 14% do custo final, respectivamente. Porém, teve um custo 14% maior que a máscara. Apesar de a máscara ter um custo menor, o seu uso acaba sendo muito limitado.

Após a análise de todos os aspectos, a melhor câmara para a utilização em treinamento e estudos sobre hipóxia é a CHH da FAB, pois é a única que reproduz fidedignamente todos os efeitos da hipóxia. A segunda é a câmara CHN-ER devido à sua alta segurança e por ser um produto que já está no mercado. A terceira é a CHN-ERC, por ser a única câmara portátil. A quarta é a máscara, pelo seu baixo custo de construção. E, por último, a CHN-K, pois esta foi a única câmara que não apresentou os requisitos mínimos de segurança.

Tabela 11 - Tabela comparativa entre diversos tipos de câmaras de hipóxia

	CHH da FAB	CHN - K	CHN-ER	Máscara de Hipóxia do MicroG	CHN - ERC
Dimensões (mm)	7.300 X 2.700 X 2.400	3.000 X 3.000 X 2.000	3.810 X 2.540 X 2.000	130 X 115 X 130	2.000 X 2.000 X 2.000
Tipo de Geração de hipóxia	Pressão	Mistura Gasosa	Mistura Gasosa	Mistura Gasosa	Mistura Gasosa
Material	Aço	Plástico e Alumínio	Alumínio e poliestireno	Borracha de silicone	Plástico e PVC
Quantidade de Alunos em hipóxia	16	1	8	1	2
Tempo de chegada a 25.000 ft (min)	36	-	120	< 5	-
Quantidade de Sensores de O₂	0	1	2	0	1
Quantidade de Sensores de CO₂	0	0	2	0	1
Portabilidade	Não	Não	Não	Sim	Sim
Controle por PC	Não	Não	Sim	Não	Sim
Status de Funcionamento	OK	Não	OK	OK	OK
Custo Estimado	R\$ 500.000,00	R\$ 225.000,00	R\$ 783.968,00	R\$ 6.500,00	R\$ 33.305,00

Fonte: O Autor (2014).

Nota: Custo da CHN-ER = US\$ 252.893,00. Cotação do Dólar = R\$ 3,10. Custo da CHN-K = € 65.000,00. Cotação do Euro = R\$3,46.

5 CONCLUSÃO

O estimado projeto teve como objetivo principal o desenvolvimento da câmara de hipóxia normobárica, a qual foi denominada CHN-ERC, tendo como principal êxito o seu baixo custo de desenvolvimento (R\$ 33.305,00) comparada a câmaras de hipóxia normobáricas comerciais.

Em relação aos objetivos específicos, estrutura desenvolvida com tubos de PVC e revestimento de vinil contendo as dimensões de 2.000 X 2.000 X 2.000 mm e pesando aproximadamente 63,35 Kg, atingiu o objetivo quanto ao tamanho e peso estipulado no início do projeto. Os sistemas de controle, a mistura gasosa e a segurança foram considerados seguros e aptos para uso após obterem sucesso nos diversos testes funcionais, principalmente referentes à calibração do sensor de O₂ e teste de homogeneização de mistura. O controle através da plataforma Labview mostrou-se de fácil utilização, com uma interface amigável e totalmente confiável, sendo comprovado após teste de bancada de software.

A CHN-ERC desenvolvida no Centro de Microgravidade demonstrou estar apta para ser utilizada com alunos na complementação da formação de pilotos do curso de Ciências Aeronáuticas da PUCRS e também na realização de pesquisas em fisiologia aeroespacial, abrindo campo para diversos estudos futuros. A câmara também se mostrou eficiente para a utilização em treinamento para melhoramento no condicionamento físico de atletas de alto rendimento e desenvolvimento de HAST (Hypoxia Altitude Simulation Test).

6 PROJETOS FUTUROS

O projeto da CHN-ERC foi o primeiro protótipo de uma câmara de hipóxia normobárica desenvolvido no Centro de Microgravidade da PUCRS, gerando um *Know-how* possibilitando melhoramentos e estudos no futuro. Para aperfeiçoamento deste protótipo, sugere-se:

a) melhoramentos na CHN-ERC:

- teste da câmara em malha fechada;
- substituição do sistema de sensoriamento, principalmente os sensores de CO₂ e CO, por um analisador de gases;
- atualização do software SOFTERC para utilização com protocolos para esporte e exames de HAST com pacientes com problemas pulmonares;
- desenvolvimento do sistema de filtração de CO₂ com cal sodada;
- submissão do projeto da CHN-ERC para o Comitê de Ética da PUCRS.

b) estudos futuros:

- estudo de algoritmos para utilização no esporte;
- estudo de algoritmos para utilização de exames de HAST;
- estudos de efeito de fármacos em indivíduos em ambientes hipóxicos.

c) projetos futuros:

- desenvolvimento de uma sala hipóxica para treinamento de atletas de alto rendimento na Universidade do Porto – Portugal.

REFERÊNCIAS

- ANALYTICAL Industries. **Analytical Industries Inc.** Catálogo do fabricante. [s.l.]: [s.n.], [2014].
- ARLSURA. **Hipóxia en aviación**. 2013. Disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=0EESbCFTe6g>>. Acesso em: 02 jul. 2014.
- AVIATORS. **Anatomy of a commercial flight**. Série: The Aviators – 3. temporada, 6. ep. Produtora: FourPoints Television Productions. 2012.
- BALYKIN, M. V. et al. **Morphological and functional changes in overweight persons under combined normobaric hypoxia and physical training**. Ulyanovsk: [s.n.], 2003.
- BBC BRASIL. **Avião cipriota não tinha combustível, diz relatório**. 2005. Disponível em: <http://www.bbc.co.uk/portuguese/noticias/story/2005/08/050822_cyprusplanefn.shtml>. Acesso em: 04 set. 2014.
- BRASIL. Ministério da Aeronáutica. **Aviação civil: manual de curso piloto comercial: avião**. Brasília: Ministério da Aeronáutica, [2013].
- CAMI. **FAA training programs in aerospace medicine**. Washington: Civil Aerospace Medical Institute; Federal Aviation Administration, 2009.
- CITY TeCHNOLOGY. **Oxygen sensor**. Disponível em: <https://www.citytech.com/loader/frame_loader.asp?page=https://www.citytech.com/technology/02-sensors.asp>. Acesso em: 16 jan. 2015.
- COLORADO ALTITUDE TRAINING. **Proposal for Brazil 10 Dorms**. Louisville: [s.n.], 2015.
- COLORADO ALTITUDE TRAINING. **Altitude simulation system for pilots: the CAT hypoxic aviation systemTM**. Louisville: [s.n.], [2010].
- COSTA, J. C.; PROTÁSIO, K. L.; BRASILEIRO, M. E. A hipóxia é a principal alteração fisiológica no transporte aeromédico. **Revista Eletrônica de Enfermagem do Centro de Estudos de Enfermagem e Nutrição**, v. 1, n. 1, p. 1-15, jan./jul. 2009. Disponível em: <<http://www.ceen.com.br/revistaeletronica>>. Acesso em: 04 jul. 2014.
- DEBEVEC T. et al. Normoxic and hypoxic performance following 4 weeks of normobaric hypoxic training. **Aviation, Space and Environmental Medicine**, v. 81, n. 4, dez. 2009.
- DISIUTA, L. **Desenvolvimento de uma câmara de pressão positiva para estudos em fisiologia espacial**. 2014. 143 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica). Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2014.

DOMINGO, J. R. C. et al. Efectos fisiológicos inducidos por los programas de hipóxia intermitente. **Archivos de Medicina del Deporte**, v. 29, n. 149, p. 703-715, 2012.

ELGIN. **Micro motor**: fan motor/ micro motor. Catálogo do fabricante. 2013.

ERNSTING, J.; GRADWELL, D. P. **Ernsting's aviation medicine**. 4. ed. Boca Raton: CRC Press, 2006.

FEDERATION AVIATION ADMINISTRATION. Civil Aerospace Medical Institute. Aerospace Medical Education Division. **Aerospace physiology** [Booklet]. Oklahoma: FAA, 2002.

FESTO BRASIL. **Festo**: novos tubos flexíveis para ar comprimido para aplicações específicas. Catálogo de produtos. 2014. Disponível em: <http://www.festo.com/cat/pt-br_br/data/doc_ptbr/PDF/PT/TUBES_PT.PDF>. Acesso em: 28 dez. 2014.

FORÇA AÉREA BRASILEIRA. **Fab em ação – Instituto de Medicina Aeroespacial**. 2013. Disponível em: <<http://www.youtube.com/watch?v=kGH4PxxzgeMQ>>. Acesso em: 31 jul. 2014.

GO2ALTITUDE Inc. **Go2Altitude**. 2014. Disponível em: <<http://www.go2altitude.com/>>. Acesso em: 31 jul. 2014.

HACKWORTH, C. A. et al. **Examining hypoxia**: a survey of pilots' experiences and perspectives on altitude training. Oklahoma: FAA, 2003.

HARDING, R. Pressure changes and hypoxia in aviation. **Medical Aspects of Harsh Environments**, v. 2, jun. 2012. Disponível em: <<http://www.cs.amedd.army.mil/borden/Portlet.aspx?ID=7c0ebab2-6720-4e15-883b-dbfaafa960f9>>. Acesso em: 28 jun. 2014.

HISTORY CHANNEL. **Descompressão na cabine (learjet)**. 2007. Disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=nileYDNf3K8>>. Acesso em: 04 set. 2014.

HYPOXICO ALTITUDE TRAINING SYSTEMS. **Hypoxico K2 hight flow system**. New York: [s.n.], [2010].

HYPOXICO ALTITUDE TRAINING SYSTEMS. **Hypoxico catalog**: elevating training since 1996. New York: [s.n.], 2014.

LASEXTA NOTÍCIAS. **Entrenamiento em hipoxya**. 2010. Disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=hLU7ABXtqeo>>. Acesso em: 08 ago. 2014.

MAILONLINE REPORTER. Rescuers find wreckage of runaway plane that crashed off Jamaica after real estate developer pilot and his wife fell unconscious. **Mail Online**, London, 6 set. 2014. Disponível em: <<http://www.dailymail.co.uk/news/article-2746154/Rescuers-wreckage-plane-NY-real-estate-developer-wife-crashed-Jamaica-flying-1-700-miles-unconscious.html>>. Acesso em: 20 jan. 2015.

NATIONAL INSTRUMENTS. **USB-6009**. Catálogo do Fabricante. 2012. Disponível em: <<http://sine.ni.com/nips/cds/print/p/lang/pt/nid/201987>>. Acesso em: 28 dez. 2014.

PARALLAX. **CO2 Gas Sensor Module (#27929)**. Catálogo do fabricante. 2013. Disponível em: <http://www.datasheet.hk/view_download.php?id=1167564&file=0079%5cmg811_741654.pdf>. Acesso em: 11 jan. 2015.

PASCALE, M. Medicina aeroespacial: cabine na operação de resgate primário - CENIPA. In: FÓRUM NACIONAL DE AVIAÇÃO DE SEGURANÇA PÚBLICA, 3., 2010. Salvador. **Anais**. Salvador: [s.n.], 2010.

PECROLL AUTOMAÇÃO PNEUMÁTICA. **Válvulas**. Catálogo do Fabricante. 2014. Disponível em: <<http://www.pecroll.com.br/site/arquivos/1315714047.pdf>>. Acesso em: 28 dez. 2014.

PROTEC EXPORT. **Protec**: catálogo de produtos. Versão 2014/2015. Disponível em: <http://www.protec.com.br/img/arquivos_manual_protec/Cat%C3%A1logo_2014.pdf>. Acesso em: 27 dez. 2014.

QUINTERO, P. et al. **Impact of oxygen availability on body weight management**. Navarra: Elsevier, 2009.

RUSKO H. K. et al. Altitude and endurance training. *Journal of Sports Sciences*, v. 22, p. 928-945, 2004.

RUSSOMANO, T.; CASTRO, J. C., **Fisiologia aeroespacial**: conhecimentos essenciais para voar com segurança. Porto Alegre: Edipucrs, 2012.

SELF, D. A. et al. **Physiological equivalence of normobaric and hypobaric exposures of humans to 25,000 feet**. Washington: FAA, 2010.

SENSORMEDICS CORPORATION. **VMAX**: operator's manual. [s.l.]: [s.n.], 2002.

SPAL AUTOMOTIVE. **009-B40-22:24V c.c. – d.c.** Catálogo do fabricante. [2014].

TERMACO SOLUÇÕES EM SISTEMAS HIDRÁULICOS. **Mangueira PVC vácuo-ar leve**. Disponível em: <<http://www.termacors.com.br/mangueira-pvc-vacu-ar-leve>>. Acesso em: 11 jan. 2015.

TIGRE. **Predial água fria**: catálogo técnico. Joinville: Tigre, 2014. Disponível em: <http://www.tigre.com.br/_upload/catalogo_tecnico/20110411162601.pdf>. Acesso em: 19 out. 2014.

URDAMPILLETA, A. et al. Usefulness of combining intermittent hypoxia and physical exercise in the treatment of obesity. *Journal of Physiology and Biochemistry*, Navarra, v. 68, p. 289-304, 2011.

WALLACE, J. M. **Handbook for civil aviation medical examiners**. Ottawa: Civil Aviation Medicine, 2004. Disponível em: <<https://www.tc.gc.ca/ca-opssvs/tp13312e.pdf>>. Acesso em: 27 jul. 2014.

WIESNER, S. et al. Influences of normobaric hypoxia training on physical fitness and metabolic risk markers in overweight to obese subjects. **Obesity Journal**, v. 18, p. 116-120, jan. 2010.

APÊNDICE A - Tabela ISA (International Standart Atmosphere) para valores de altitude, pressão, temperatura, %O₂ e pressão parcial de O₂

Altitude [Pés]	Pressão		Temperatura [°C]	%O ₂ %	PO ₂ [MMHG]
	[INHG]	[MMHG]			
MSL	29,92	760,0	15	20,95	159
1.000	28,86	732,9	13	20,18	153,3
2.000	27,82	706,6	11	19,46	147,8
3.000	26,81	681,1	9	18,76	142,5
4.000	25,84	656,3	7	18,07	137,3
5.000	24,89	632,3	5	17,41	132,3
6.000	23,98	609,0	3	16,77	127,4
7.000	23,09	586,4	1	16,15	122,2
8.000	22,22	564,4	-1	15,54	118,1
9.000	21,38	543,2	-3	14,96	113,6
10.000	20,58	522,6	-5	14,39	109,3
11.000	19,79	502,6	-7	13,84	105,1
12.000	19,03	483,3	-9	13,31	101,1
13.000	18,29	464,5	-11	12,79	97,2
14.000	17,57	446,4	-13	12,29	93,4
15.000	16,88	428,8	-15	11,81	89,7
16.000	16,21	411,8	-17	11,34	86,1
17.000	15,56	395,3	-19	10,89	82,7
18.000	14,94	379,4	-21	10,45	79,4
19.000	14,33	364,0	-23	10,02	76,1
20.000	13,75	349,1	-25	9,61	73
21.000	13,18	334,7	-27	9,22	70
22.000	12,63	320,8	-29	8,83	67,1
23.000	12,10	307,4	-31	8,47	64,3
24.000	11,59	294,4	-33	8,11	61,6
25.000	11,10	281,9	-35	7,76	59
26.000	10,62	269,8	-37	7,43	56,4

Altitude	Pressão		Temperatura	%O₂	PO₂
[Pés]	[INHG]	[MMHG]	[°C]	%	[MMHG]
27.000	10,16	258,1	-39	7,11	54
28.000	9,72	246,9	-41	6,80	51,6
29.000	9,29	236,0	-43	6,50	49,3
30.000	8,88	225,6	-45	6,21	47,2
35.000	7,04	178,7	-47	4,92	37,4
40.000	5,54	140,7	-49	3,87	29,4
45.000	4,36	110,8	-51	3,05	23,1

Fonte: Russomano (2012).

APÊNDICE B - Montagem da estrutura de canos

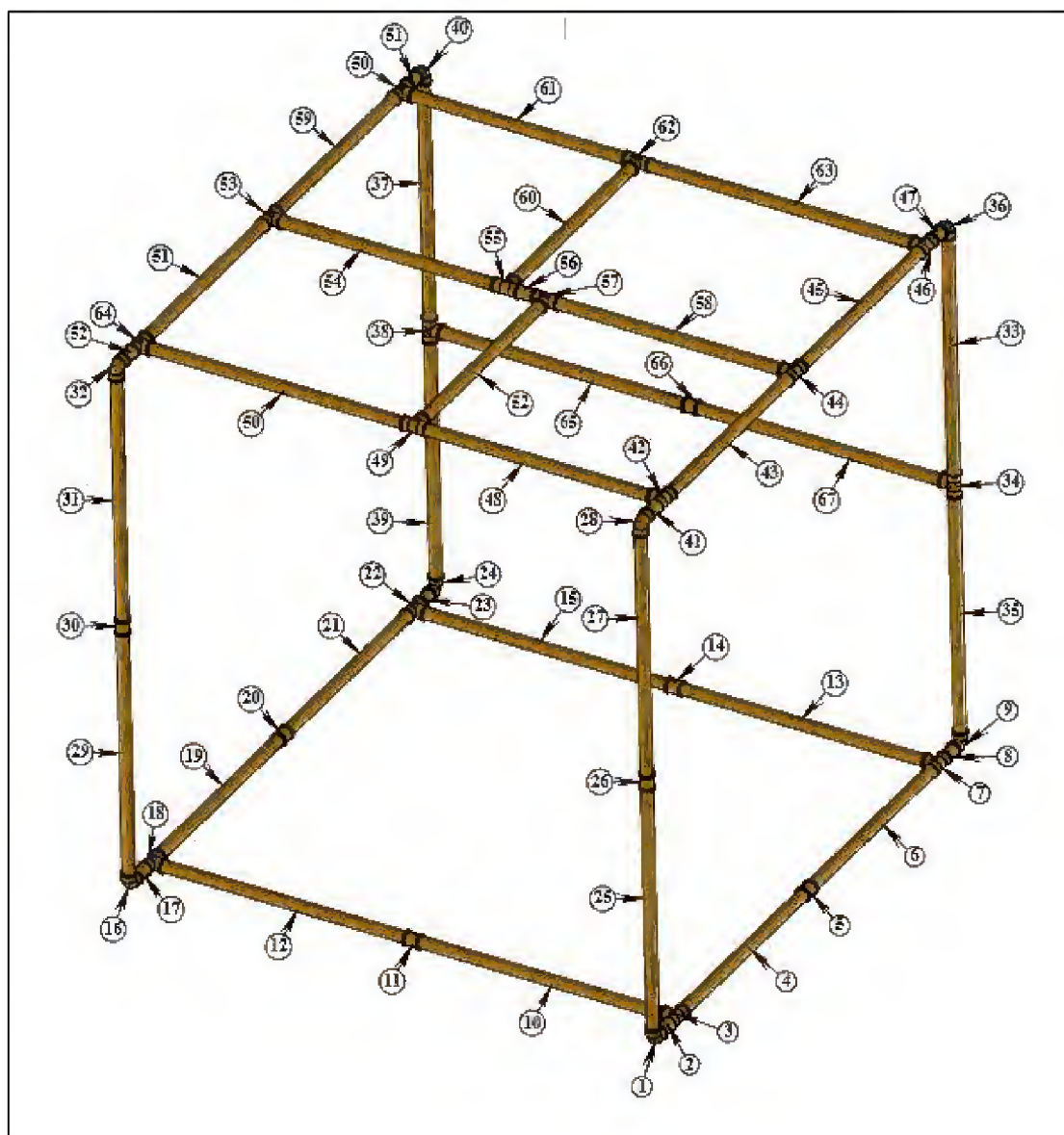


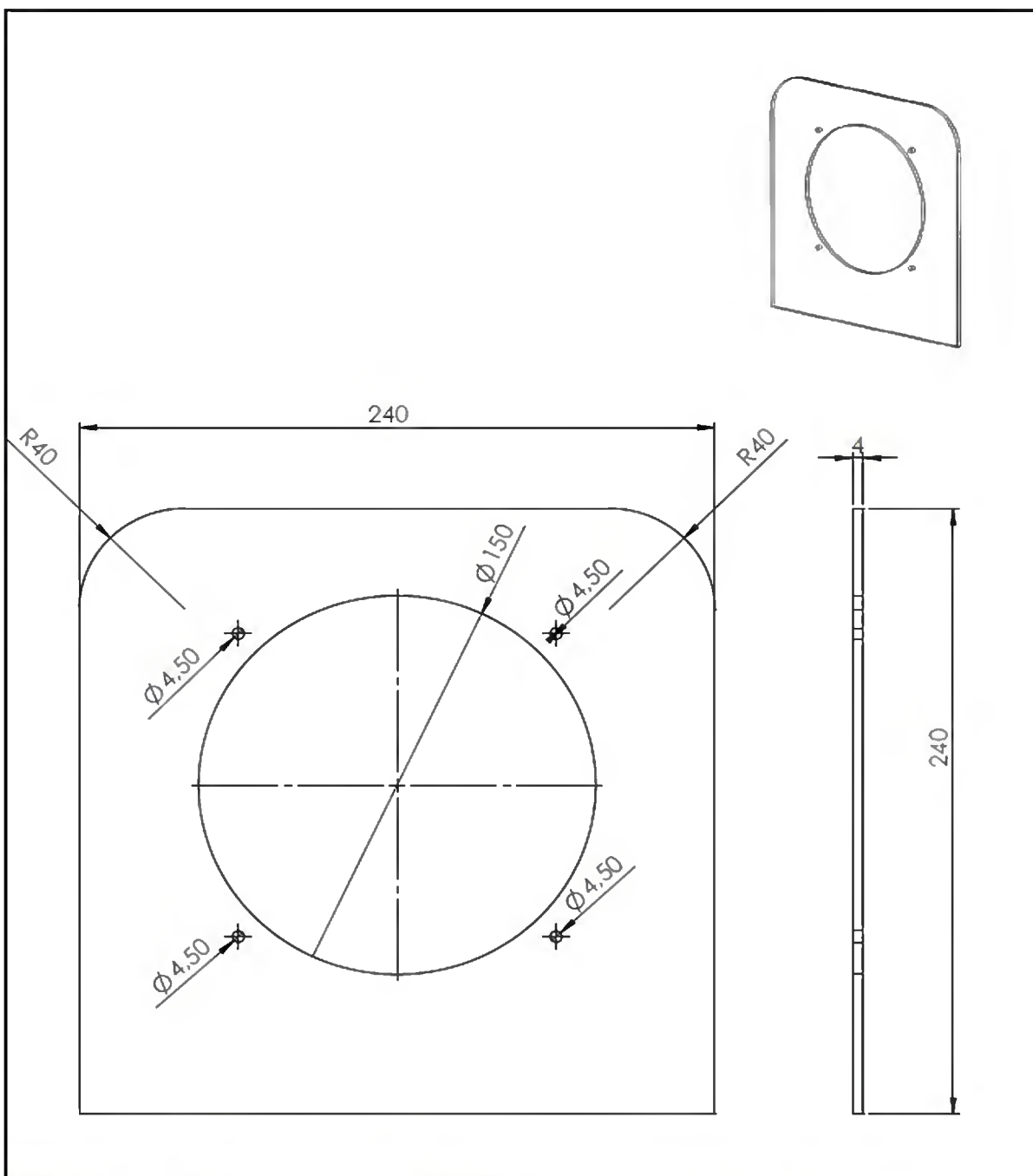
Tabela 12 - Listagem de canos com numeração

Número	Tipo
1	Ele
2	Tubo de 103mm
3	Tê
4	Tubo de 808mm
5	Luva
6	Tubo de 808mm
7	Tê
8	Tubo de 103mm

Número	Tipo
9	Ele
10	Tubo de 933mm
11	Luva
12	Tubo de 933mm
13	Tubo de 933mm
14	Luva
15	Tubo de 933mm
16	Ele
17	Luva
18	Tê
19	Tubo de 808mm
20	Luva
21	Tubo de 808mm
22	Tê
23	Tubo de 103mm
24	Ele
25	Tubo de 952mm
26	Luva
27	Tubo de 952mm
28	Ele
29	Tubo de 952mm
30	Luva
31	Tubo de 952mm
32	Ele
33	Tubo de 933mm
34	Tê
35	Tubo de 933mm
36	Ele
37	Tubo de 933mm
38	Tê
39	Tubo de 933mm
40	Ele
41	Tubo de 103mm
42	Tê
43	Tubo de 789mm
44	Tê
45	Tubo de 789mm
46	Tê
47	Tubo de 103mm
48	Tubo de 861mm
49	Tê
50	Tê
51	Tubo de 103mm

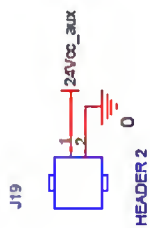
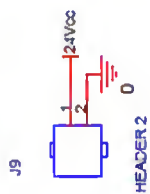
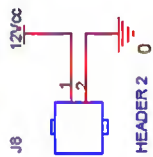
Número	Tipo
52	Tubo de 103mm
53	Tê
54	Tubo de 861mm
55	Tê
56	Tubo de 103mm
57	Tê
58	Tubo de 861mm
59	Tubo de 789mm
60	Tubo de 789mm
61	Tubo de 861mm
62	Tê
63	Tubo de 984mm
64	Tê
65	Tubo de 933mm
66	Luva
67	Tubo de 933mm
68	Tubo de 789mm
69	Tubo de 984mm
70	Tubo de 789mm

APÊNDICE D - Suporte do conector do sistema de exaustão de mistura

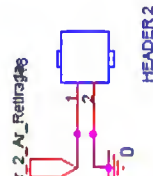
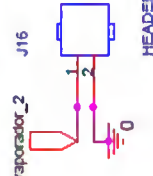
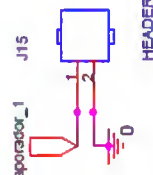
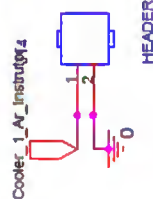
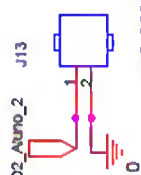
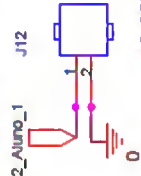
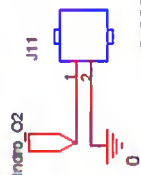
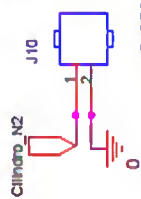


SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:		ACABAMENTO:	DEBIL AND BREAK SHARP EDGES	NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO	REVISÃO
DES.	NOME	ASSINATURA	DATA	TÍTULO: Anexo - Suporte	
VERIF.					
APROV.					
MANUF.					
QUALIF.					
			MATERIAL:	DES. Nº	A4
			PESO:	ESCALA: 1:5	FOLHA 1 DE 1

Fonte + Fonte Aux

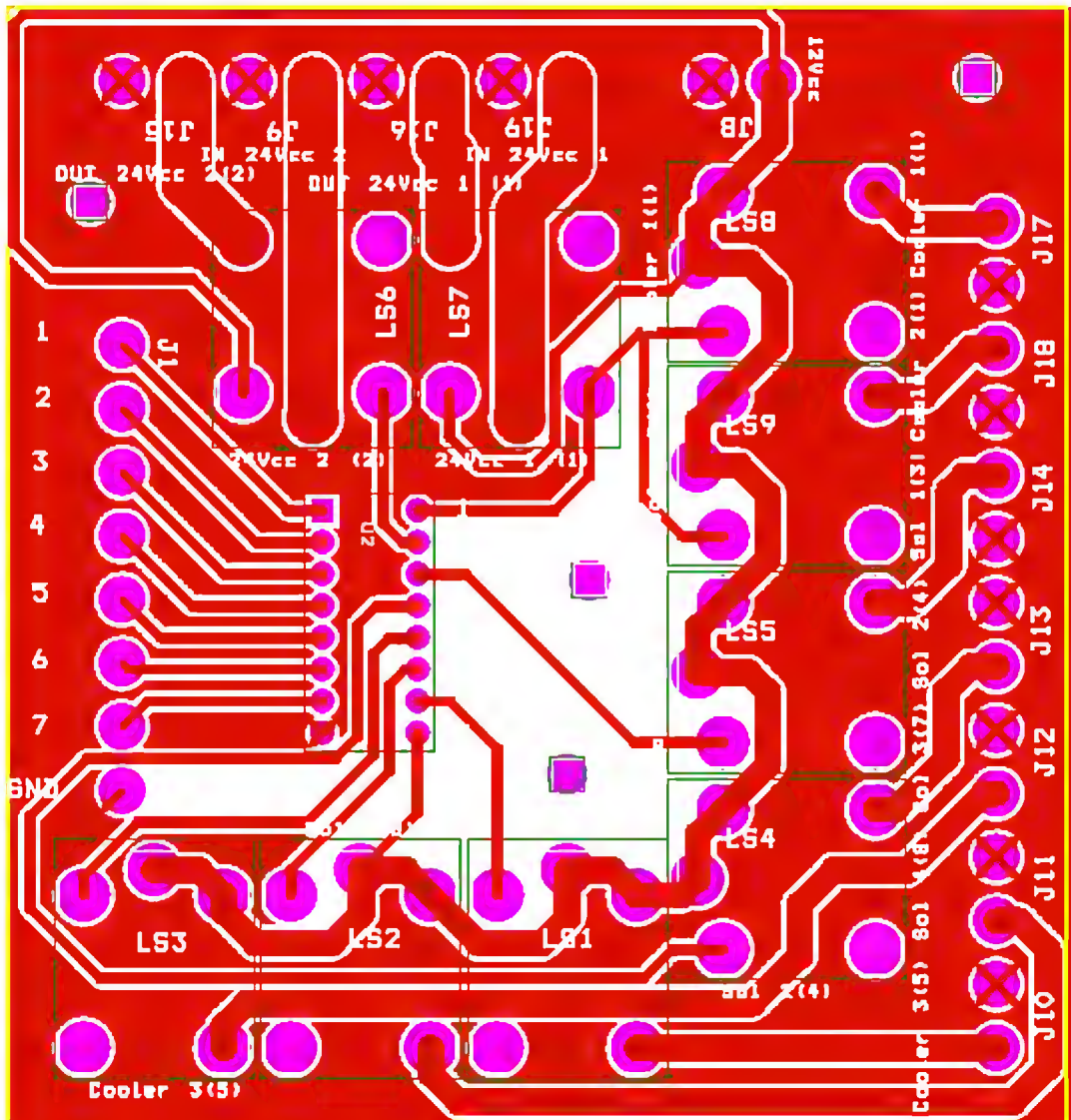


Saída Atuadores

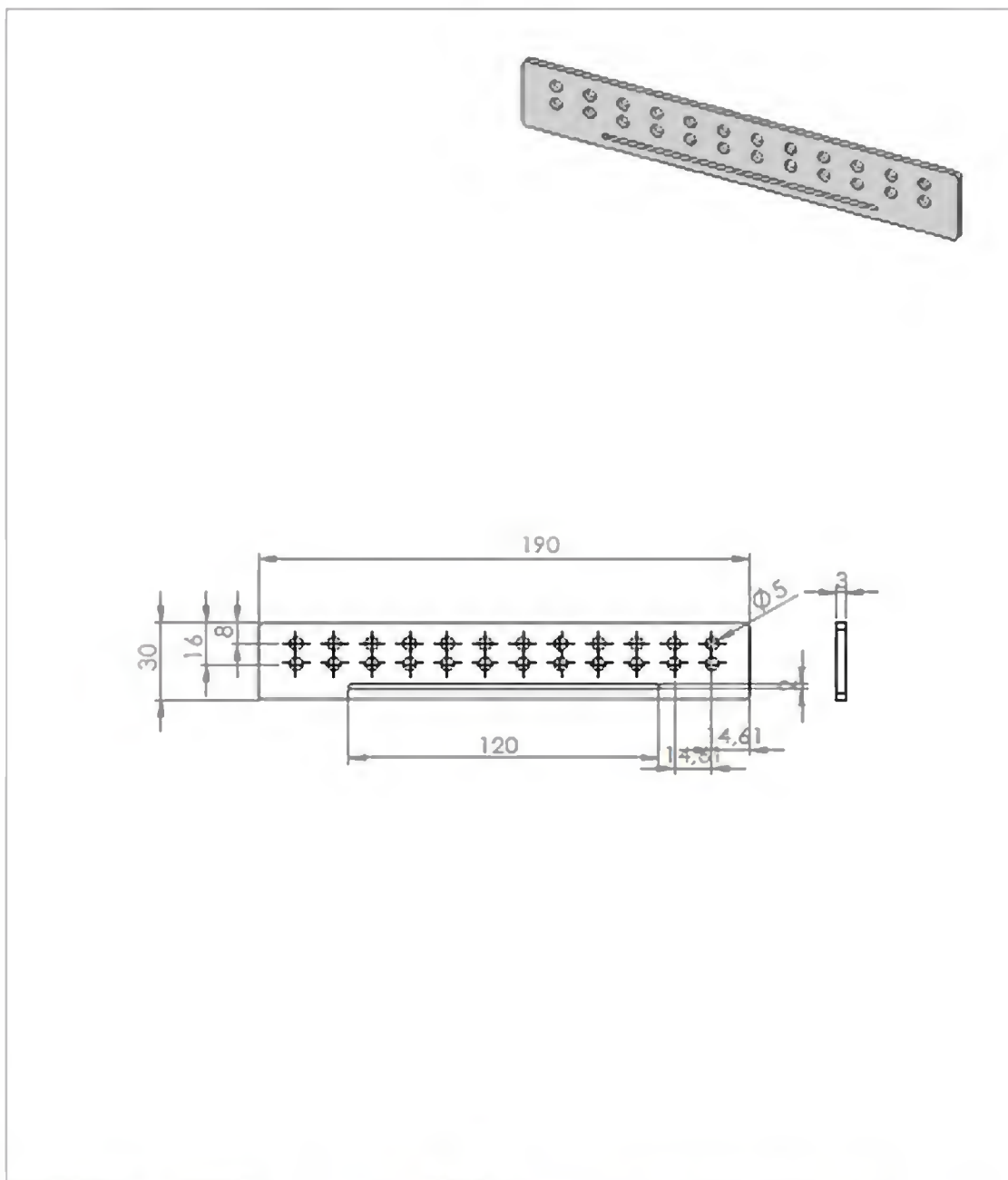


Title	<Title>
Size	Document Number
A	<Doc>
Rev	<Rev Code>
Date:	Monday, October 13, 2014
Sheet	1 of 1

APÊNDICE G - Layout da placa de controle

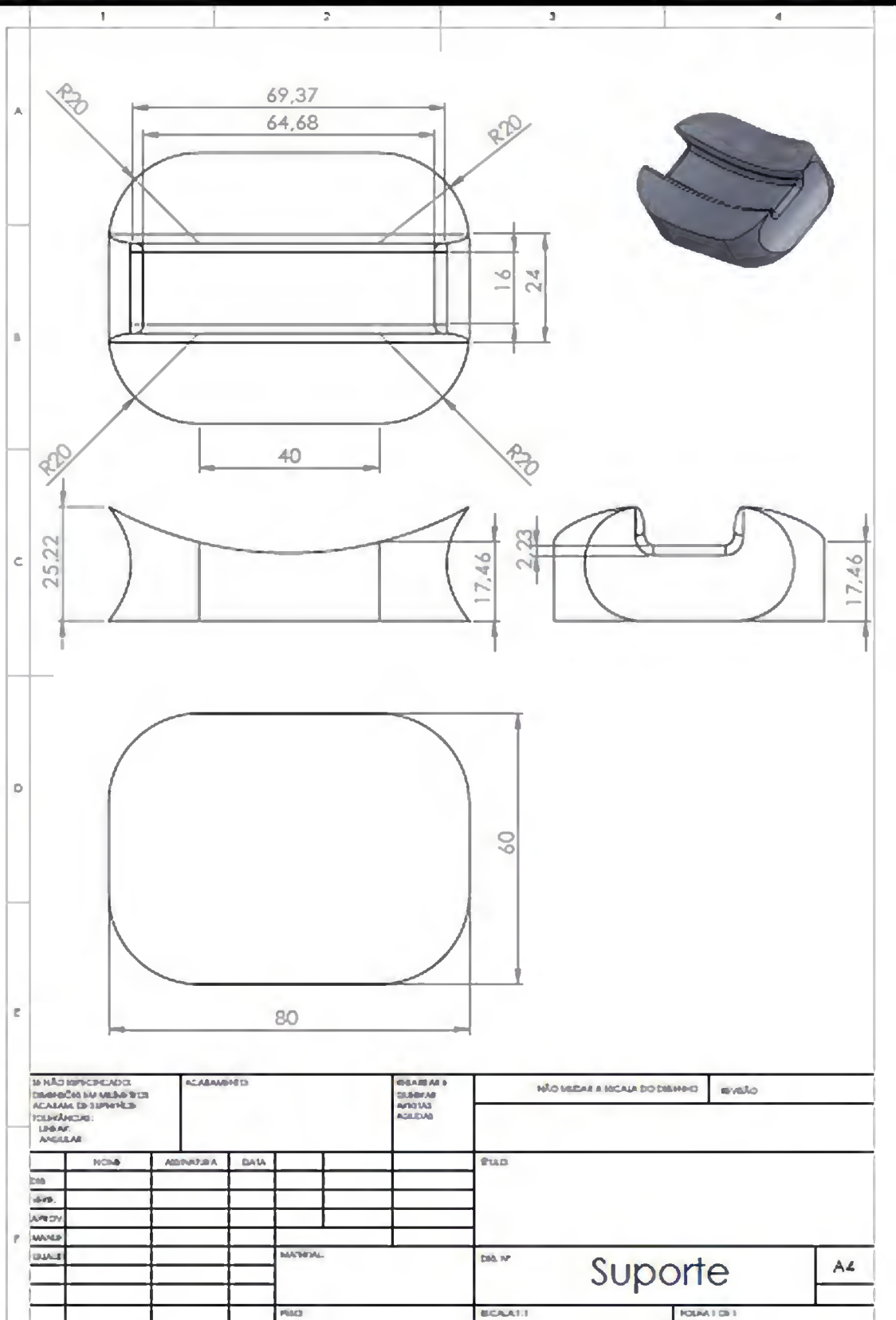


APÊNDICE H - Tampa frontal da caixa do módulo de controle

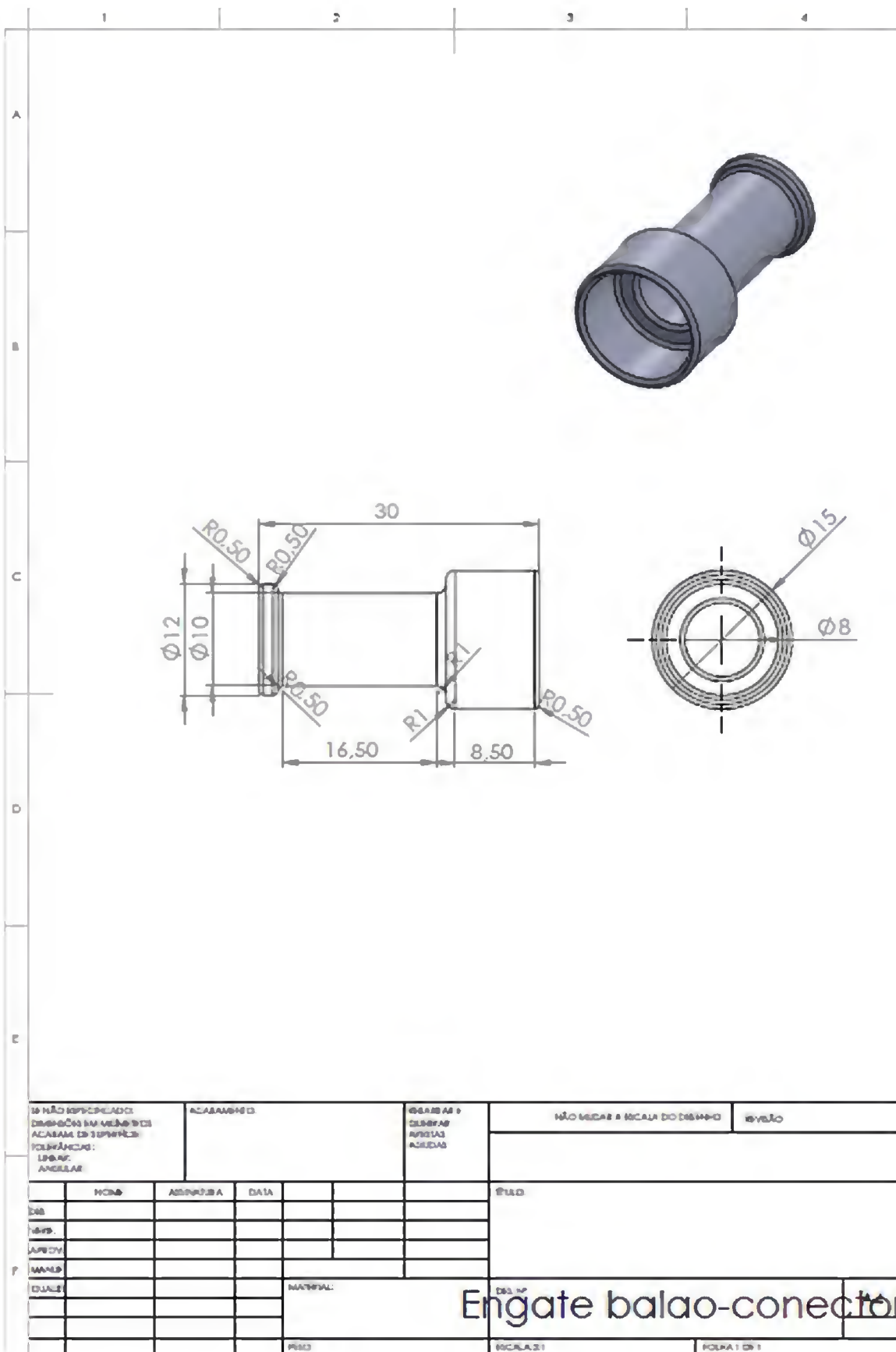


SE NÃO ESPECIFICADO DESENE DO INGENHEIRO ACABAM SUPRINDO SE TUDO FOR DA EMPRESA APLICAC.		ACABAMENTO:		DESENE EM MATERIAL		NÃO NEGAR A ESCALA DO DESENHO		VERSÃO	
NOME		RESPOSTA		DATA		TÍTULO			
DESE									
VISE									
APRE									
MATE									
QUALI				MATERIAL:		Tampa Caixa Controle			
				PROJ:		ESCALA: 1:1		FOLHA 1 DE 1	

APÊNDICE I - Suporte do Ventilador

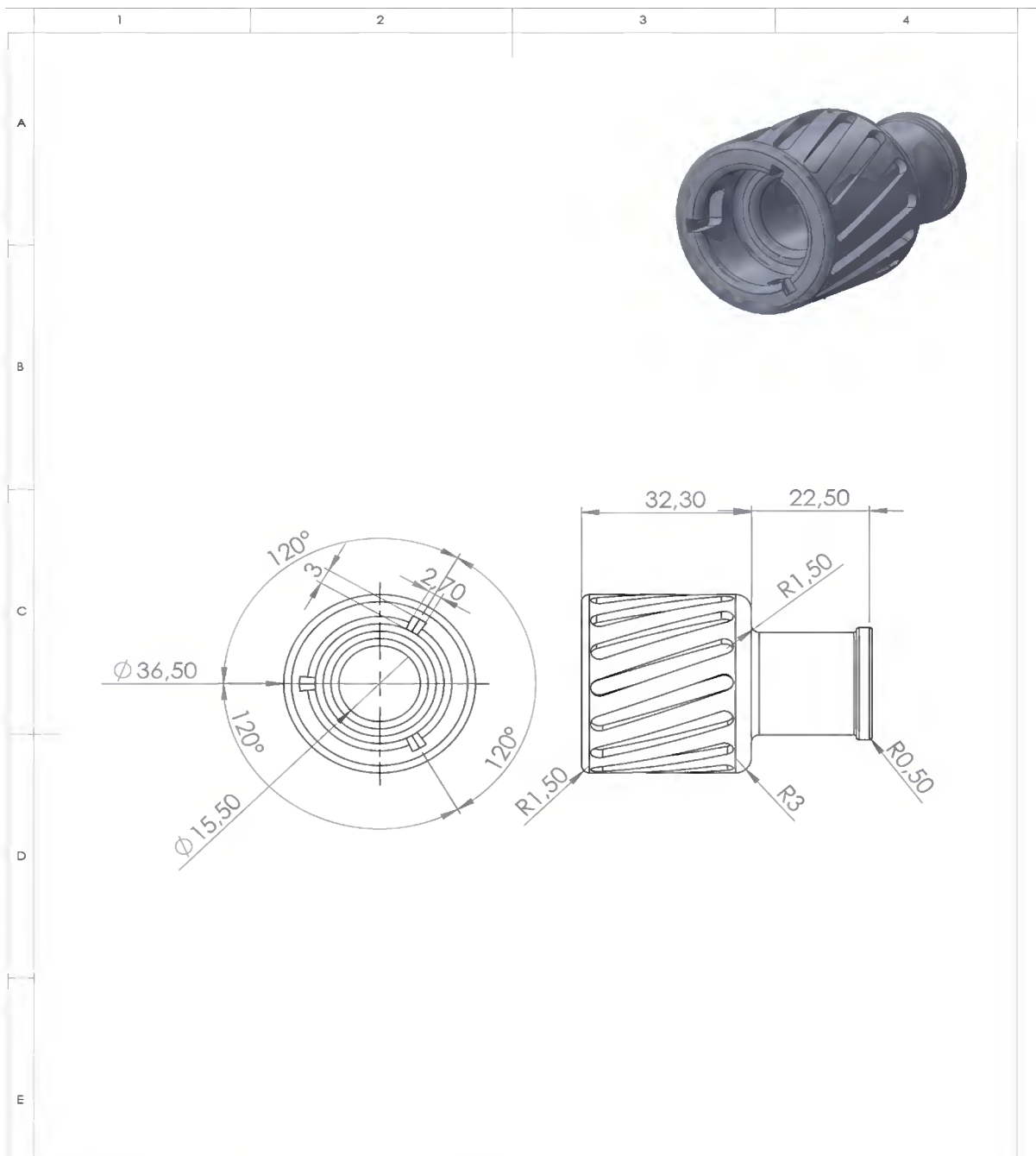


APÊNDICE J - Engate do balão de látex com tubo de PU



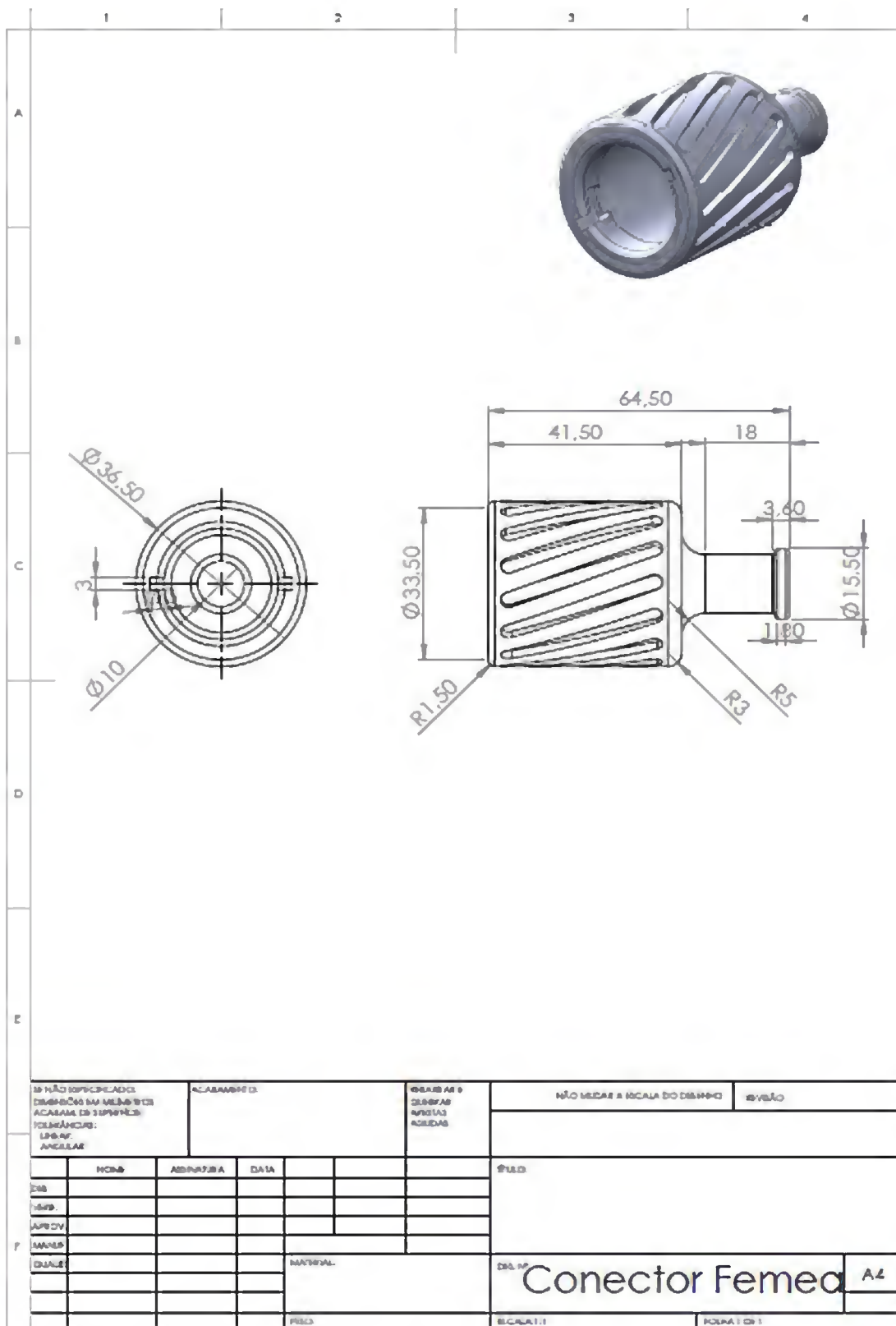
SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM EM TRÊS DÍGITOS TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR	ACABAMENTO:				QUANTAS + CILINDRAS APÓS O ASSEMBLADO	NÃO MEDIR A ESCALA DO DESENHO	REVISO
	NOME SOB FUNÇÃO ASSINATURA DATA MATERIAL	ABRAVISTA DATA MATERIAL	DATA MATERIAL	DATA MATERIAL		DATA MATERIAL	DATA MATERIAL
Engate balao-conector						ESCALA: 1:1	FOLHA 1 DE 1

APÊNDICE K - Conector desenvolvido para máscara da fabricante "Gentex"



SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. DE SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:		ACABAMENTO:		REBARBAR E QUEBRAR ARESTAS AGUDAS		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO	
NOME		ASSINATURA		DATA		TÍTULO:			
DES						<p style="font-size: 2em; font-weight: bold;">Conector Femea-V2⁴</p>			
VERIF.									
APROV.									
MANUF									
QUALID				MATERIAL:		PES. N°		ESCALA: 1:1	
				PESO:		ESCALA: 1:1		FOLHA 1 DE 1	

APÊNDICE L - Conector de entrada da MASK-MSA (CONIN-MASK-MSA)



APÊNDICE M - Conector de saída da MASK-MSA (CONOUT-MASK-MSA)

