

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL

RUBENS ALEXANDRE DE FARIA

**ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTAÇÃO PARA
MONITORAÇÃO DE PARÂMETROS FISIOLÓGICOS EM PACIENTES
SUBMETIDOS À OXIGENOTERAPIA HIPERBÁRICA (HBO)**

TESE DE DOUTORADO

CURITIBA
2011

RUBENS ALEXANDRE DE FARIA

**ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTAÇÃO PARA
MONITORAÇÃO DE PARÂMETROS FISIOLÓGICOS EM PACIENTES
SUBMETIDOS À OXIGENOTERAPIA HIPERBÁRICA (HBO)**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para a obtenção do título de "Doutor em Ciências" - Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Paulo José Abatti-UTFPR
Co-Orientador: Prof. Dr. Sergio Francisco Pichorim - UTFPR

CURITIBA
2011

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

F224 Faria, Rubens Alexandre de
Estudo e desenvolvimento de instrumentação para monitoração de parâmetros fisiológicos em pacientes submetidos à oxigenação hiperbárica (HBO) / Rubens Alexandre de Faria. — 2011.
82 f. : il. ; 30 cm

Orientador: Paulo José Abatti.

Coorientador: Sérgio Francisco Pichorim.

Tese (Doutorado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2011.

Bibliografia: f. 79-82.

1. Câmara hiperbárica. 2. Biotelemetria. 3. Células fotovoltaicas. 4. Oxigenação hiperbárica. 5. Instrumentos e aparelhos médicos. 6. Engenharia biomédica. 7. Engenharia elétrica – Teses. I. Abatti, Paulo José, orient. II. Pichorim, Sérgio Francisco, coorient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

CDD (22. ed.) 621.3

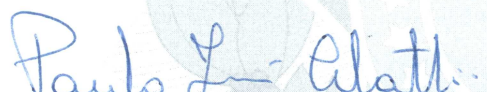
Título da Tese Nº. 67

**“Estudo e Desenvolvimento de Instrumentação para
Monitoração de Parâmetros Fisiológicos em
Pacientes Submetidos à Oxigenoterapia Hiperbárica
(HBO)”**

por

Rubens Alexandre de Faria

Esta tese foi apresentada como requisito parcial à obtenção do título de Doutor EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Campus Curitiba, às 14h00min do dia 28 de junho de 2011. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:



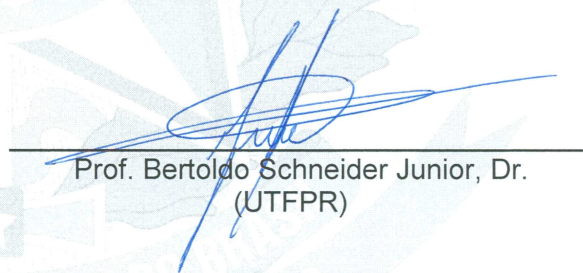
Prof. Paulo José Abatti, Dr.
(Presidente – UTFPR)



Prof^a. Giselle Lopes Ferrari Ronque, Dr.
(UTFPR)



Prof. Adson Ferreira da Rocha, Dr.
(UNB)



Prof. Bertoldo Schneider Junior, Dr.
(UTFPR)



Prof. Pedro Miguel Gewehr, Dr.
(UTFPR)

Visto da coordenação:



Prof. Fábio Kurt Schneider, Dr.
(Coordenador do CPGEI)

RESUMO

FARIA, Rubens Alexandre. Estudo e desenvolvimento de instrumentação para monitoração de parâmetros fisiológicos em pacientes submetidos à Oxigenoterapia Hiperbárica (HBO). 2011. 82f. Tese de Doutorado (Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2011.

A câmara hiperbárica, equipamento responsável pelo tratamento de diversos tipos de doenças ou síndromes, possui uma restrição muito grande quanto ao à instrumentação biomédica utilizada para monitoramento dos pacientes, devido ao alto risco de fogo ou explosão, por trabalhar com oxigênio (O_2) sob pressão. No presente trabalho é descrito o desenvolvimento de um dispositivo biotelemétrico ativo, porém de baixo consumo e menor tensão possível envolvida, capaz de monitorar, em tempo real, o sinal de ECG de um paciente sob tratamento hiperbárico. Para minimizar a possibilidade de se gerar níveis de calor suficientes para iniciar uma explosão, optou-se pelo uso de circuitos eletrônicos que, comparativamente, pudessem operar com os menores níveis de energia. Além disto, procurou-se evitar o uso de materiais que em contato com o O_2 puro pudessem causar reações químicas que levassem a uma explosão. Neste sentido, optou-se por alimentar o dispositivo usando-se células fotovoltaicas, evitando assim o uso de baterias. Para se chegar a este desenvolvimento, estudaram-se os níveis de campo elétrico necessários para a deflagração de faíscas elétricas (Curvas de Paschen) dentro de uma câmara hiperbárica protótipo contendo O_2 sob pressão. Os resultados definem uma relação segura entre a tensão aplicada e a distância entre as partes condutoras de um circuito eletrônico dentro da câmara (trilhas da placa de circuito impresso ou terminais de componentes).

Palavras-chave: Câmaras hiperbáricas. Instrumentação biomédica. Biotelemetria. Circuitos de baixo consumo. Oxigênio sob pressão.

ABSTRACT

FARIA, Rubens Alexandre. Study and development of instrumentation for monitoring of physiological parameters in patients treated in Hyperbaric Oxygen under pressure (HBOT). 2011. 82f. DSc. (Biomedical Engineering) – Graduate School of Electrical Engineering & Computer Science, Federal University of Technology Parana. Curitiba, 2011.

Hyperbaric chambers are a kind of equipment used to treat several illnesses or syndromes. However, it is very dangerous whenever electronic instruments are used inside it, because the chamber has oxygen (O₂) under pressure and the equipment can originate fires, specially due to the generation of sparks. In the present work, it is described the development of an active biotelemetric device. This circuit is capable to monitor, in real time, the ECG signal of a patient during hyperbaric treatment. To minimize the possibility of generating temperature values high enough to initiate an explosion, it was chosen to use electronic circuits that, comparative, could operate with low levels of energy. Moreover, materials that when in contact with pure O₂ could cause chemical reactions that would lead to an explosion, have been avoided. In this direction, it was chosen to feed the device using fotovoltaic cells, thus avoiding the use of batteries. To reach this development, the necessary levels of electric field for the deflagration of electric sparks have been studied (by Paschen's Curves) and tests inside a prototype hyperbaric chamber, using O₂ under pressure, have been carried out. The final results define a safe relation between applied voltage and the conductive electronic circuit parts inside the chamber (copper trace and pads of the printed circuit board).

Keywords: Hyperbaric Chambers. Biomedical Instrumentation. Biotelemetry. Low power electronic circuits. Oxygen under pressure.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - CÂMARA HIPERBÁRICA MÓVEL DE FONTAINE	14
FIGURA 2 - CURVA PRESSÃO X VOLUME, DURANTE O PROCESSO DE COMPRESSÃO E DESCOMPRESSÃO.	16
FIGURA 3 - ROTA DO OXIGÊNIO NO CORPO HUMANO.	20
FIGURA 4 - CURVA DE DISSOCIAÇÃO DA OXI-HEMOGLOBINA.	21
FIGURA 5 - PROBLEMAS RELATIVOS À ALTA CONCENTRAÇÃO DE O ₂	23
FIGURA 6 - VISTA EXTERNA (A) E DETALHAMENTO INTERNO (B) DE UMA CÂMARA MULTIPLACE PRODUZIDA PELA EMPRESA ECOTECMED LTDA, COM CAPACIDADE PARA OITO PACIENTES.	24
FIGURA 7 - ADMINISTRAÇÃO DE O ₂ POR MEIO DE MÁSCARAS INDIVIDUAIS EM CÂMARAS MULTIPLACE.	24
FIGURA 8 - FOTO DA CÂMARA E VISTA INTERIOR DA CÂMARA MONOPLACE DA EMPRESA <i>SECHRIST</i>	25
FIGURA 9 - FOTO DA CÂMARA MONOPLACE MODELO BLKS MK3, DA EMPRESA <i>KHRUNICHEV</i> <i>SPACE CENTER</i>	25
FIGURA 10 - SISTEMA DE INFUSÃO MEDICAMENTOSA, ONDE UMA CÂNULA É INSERIDA NO INTERIOR DA CÂMARA A PARTIR DE UM <i>PASS-THROUGH</i> VEDADO COM ANEL DE SEGURANÇA.	28
FIGURA 11 - CURVAS DE PASCHEN PARA GASES PUROS.	33
FIGURA 12 - CURVAS DE PASCHEN PARA AR E O ₂	33
FIGURA 13 - CÂMARA MONOPLACE PROTÓTIPO – VISTA EXPLODIDA.	37
FIGURA 14 - CÂMARA MONOPLACE PROTÓTIPO.	38
FIGURA 15 - AMBIENTE DE ENSAIO EM BANCADA PARA VERIFICAÇÃO DE FAISCÂNCIA.	39
FIGURA 16 - COMPARATIVO ENTRE AS CURVAS DE TENDÊNCIA DA TENSÃO EM RELAÇÃO AO PRODUTO PRESSÃO.DISTÂNCIA PARA O ENSAIO UTILIZANDO AR-COMPRESSO E O ₂	40
FIGURA 17 - CURVAS DA TENSÃO ENTRE OS ELETRODOS EM RELAÇÃO AO PRODUTO PRESSÃO.DISTÂNCIA.	42
FIGURA 18 - MONITORAMENTO DO SINAL DE ECG EM UM PACIENTE SOB TRATAMENTO HIPERBÁRICO.	44
FIGURA 19 - DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DO AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO CLÁSSICO.	47
FIGURA 20 - FOTO DA FAMÍLIA DE TRANSCEIVERS DA NORDIC SEMICONDUCTORS.	52
FIGURA 21 - OSCILADOR DE BLOQUEIO E A FORMA DE ONDA NO COLETOR DE Q ₁	53
FIGURA 22 - TESTES DE ALCANCE COM O OSCILADOR DE BLOQUEIO E A BOBINA RECEPTORA.	62
FIGURA 23 - CIRCUITO COMPLETO DO MÓDULO TRANSMISSOR DO SINAL DE ECG.	63
FIGURA 24 - SENÓIDE AMORTECIDA MEDIDA NO COLETOR DE Q ₁ , NA FREQUÊNCIA DE 240 KHZ.	64
FIGURA 25 - DIAGRAMA EM BLOCOS REFERENTE AO CIRCUITO DE RECEPÇÃO DO SINAL DE ECG DO LADO DE FORA DA CÂMARA HIPERBÁRICA.	65
FIGURA 26 - ESTRUTURA DO DEMODULADOR PPM UTILIZADO NA RECEPÇÃO DO SINAL FORA DA CÂMARA.	66
FIGURA 27 - FORMA DE ONDA CAPTURADA NO PINO 4 DO CI 74HC14, REPRESENTANDO OS PULSOS DE SAÍDA MODULADOS EM POSIÇÃO.	66
FIGURA 28 - TEMPO ENTRE OS PULSOS, DURANTE O SINAL DE ECG.	67
FIGURA 29 - MULTIVIBRADOR MONOESTÁVEL E FILTROS PASSA-BAIXA PARA REGENERAÇÃO DO SINAL DE ECG.	67
FIGURA 30 - FORMA DE ONDA APÓS O MULTIVIBRADOR MONOESTÁVEL.	68
FIGURA 31 - SINAL DE ECG NA SAÍDA DO RECEPTOR, EM COMPARAÇÃO COM A ONDA GERADA PELO SIMULADOR.	68
FIGURA 32 - ENSAIO DO CIRCUITO TRANSMISSOR E RECEPTOR DO SINAL DE ECG EM BANCADA, ALIMENTADO PELA CÉLULA FOTOVOLTAICA.	71
FIGURA 33 - (A) FFT DO MONITOR CARDÍACO EMAI (B) FFT DO SINAL TRANSMITIDO E	

DEPOIS DEMODULADO PELOS CIRCUITOS DESENVOLVIDOS.	71
FIGURA 34 - MÓDULO TRANSMISSOR, CONTENDO CIRCUITO AMPLIFICADOR DE ECG, CÉLULAS FOTOVOLTAICAS E CABOS COM ELETRODOS.	72
FIGURA 35 - CÂMARA HIPERBÁRICA MONOPLACE, ECOBAR 800.	73
FIGURA 36 - COLOCAÇÃO DO MODELO HUMANO NA CÂMARA HIPERBÁRICA.	74
FIGURA 37 - SISTEMA DE MONITORAMENTO MONTADO, COM ILUMINAÇÃO DIRETO NA CÉLULA FOTOVOLTAICA.	74
FIGURA 38 - SINAL ADQUIRIDO DO PACIENTE NA SAÍDA DO AMPLIFICADOR DE ECG.	75
FIGURA 39 - SINAL DE ECG NA SAÍDA DO CIRCUITO RECEPTOR, FORA DA CÂMARA HIPERBÁRICA.	75

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - UNIDADES DE PRESSÃO	15
TABELA 2 - RELAÇÕES ENTRE AS UNIDADES DE PRESSÃO	15
TABELA 3 - TIPO DE ACIDENTE EM CÂMARAS MULTIPLACE.....	31
TABELA 4 - REGISTRO DE ACIDENTES EM CÂMARAS HIPERBÁRICAS	30
TABELA 5 - QUANTIDADE DE O ₂ NA CÂMARA HIPERBÁRICA MONOPLACE NO MOMENTO EM QUE ACONTECEU O ACIDENTE	31
TABELA 6 - ENSAIO SOBRE O TIPO DE MATERIAIS E SUA COMBUSTÃO	32
TABELA 7 - CARACTERÍSTICAS ELÉTRICAS DE CÉLULAS FOTOVOLTAICAS FLEXÍVEIS	46
TABELA 8 - CARACTERÍSTICAS DE ALGUNS AMPLIFICADORES DE INSTRUMENTAÇÃO DISPONÍVEIS COMERCIALMENTE.....	48
TABELA 9 - DADOS REFERENTES À TENSÃO CAPAZ DE PROVOCAR A PRIMEIRA FAÍSCA VERSUS O PRODUTO DA PRESSÃO DO AMBIENTE E A DISTÂNCIA ENTRE OS ELETRODOS	41

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	10
1.1	OBJETIVO	10
1.2	ESTRUTURA DO TRABALHO	11
2	REVISÃO DO CONHECIMENTO	12
2.1	INTRODUÇÃO.....	12
2.2	ASPECTOS HISTÓRICOS DA OXIGENOTERAPIA	12
2.3	DESENVOLVIMENTO DA TERAPIA HIPERBÁRICA A AR-COMPRESSO	13
2.4	RELAÇÕES ENTRE PRESSÃO-VOLUME, P. PARCIAL E LEI DOS GASES	14
2.5	RELAÇÕES E UNIDADES DE PRESSÃO.....	14
2.5.2	Efeitos da pressão no volume	15
2.5.3	Pressão parcial de um gás em misturas gasosas	17
2.5.4	Pressão parcial de gases em líquidos	18
2.6	O OXIGÊNIO (O ₂).....	18
2.6.1	O Efeito Fisiológico do O ₂	19
2.6.2	O transporte do O ₂	19
2.6.3	Curva de Dissociação da Oxi-Hemoglobina.....	20
2.6.4	A Toxicidade do O ₂	22
2.6.5	Manifestações Clínicas da Toxicidade do O ₂	22
2.7	O SISTEMA HIPERBÁRICO.....	23
2.7.1	Câmaras Multiplace.....	23
2.7.2	Câmaras Monoplace	25
2.7.3	Tratamento Clínico em Câmaras Monoplace	26
2.8	DETALHAMENTO DAS PARTES DE UMA CÂMARA HIPERBÁRICA.....	27
2.8.1	O Vaso de Pressão	27
2.8.2	Portas e Janelas	27
2.8.3	Acesso da Instrumentação à Câmara	27
2.9	PROTEÇÕES E CONTROLE DE AR EM CÂMARAS HIPERBÁRICAS	28
2.10	MATERIAIS PERMITIDOS EM CÂMARAS HIPERBÁRICAS	29
2.11	ACIDENTES EM CÂMARAS HIPERBÁRICAS.....	29
2.12	CURVAS DE PASCHEN	32
2.13	CONCLUSÕES	34
3	ENSAIOS FAISCÂNCIA EM CÂMARAS HIPERBÁRICAS MONOPLACE	36
3.1	INTRODUÇÃO.....	36
3.2	CONdições experimentais	36
3.3	comparação de faiscância entre ar-comprimido e O ₂	39
3.4	ENSAIOS de faiscância.....	41
3.5	CONCLUSÕES	43
4	DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA TELEMÉTRICO PARA MONITORAÇÃO DO SINAL DE ECG NO AMBIENTE HIPERBÁRICO	44
4.1	INTRODUÇÃO.....	44
4.2	O EQUIPAMENTO de ECG TELEMÉTRICO	44
4.3	LIMITAÇÕES DE MATERIAIS E DISPOSITIVOS NA HIPERBARIA.....	44
4.4	ALIMENTAÇÃO DO CIRCUITO JUNTO AO PACIENTE.....	45
4.4.1	Células Fotovoltaicas.....	45

4.5	AMPLIFICADOR DE ECG E FILTROS.....	46
4.5.1	Amplificador de instrumentação	47
4.5.2	Cálculo dos filtros.....	49
4.5.2.1	Filtro Passa-Alta	49
4.5.2.2	Filtro Passa-Baixa.....	50
4.5.3	Amplificadores operacionais	50
4.6	CIRCUITO TRANSMISSOR	50
4.6.1	Sistema Óptico.....	50
4.6.2	Transmissão em radiofrequência (RF).....	51
4.6.2.1	Transmissão Digital utilizando o protocolo 802.11.....	51
4.6.3	Oscilador de bloqueio	53
4.6.3.1	Análise do circuito.....	53
4.6.3.2	Funcionamento do circuito	56
4.6.3.3	Ensaio do Oscilador de Bloqueio.....	61
4.7	CIRCUITO DEMODULADOR	65
4.7.2	Condicionamento e demodulação do sinal	66
4.8	CONCLUSÕES	69
5	RESULTADOS	70
5.1	INTRODUÇÃO.....	70
5.2	INTEGRAÇÃO DOS MÓDULOS E TESTES EM BANCADA	70
5.3	VALIDAÇÃO DO SINAL DE ECG ADQUIRIDO	71
5.4	ENSAIOS na câmara monoplace.....	72
5.5	O AMBIENTE DO ENSAIO	73
5.6	TESTES	73
5.7	ANÁLISE DOS RESULTADOS	76
6	DISCUSSÃO E TRABALHOS FUTUROS	77

1 INTRODUÇÃO

A origem e o uso da medicina hiperbárica está diretamente ligada à própria história da medicina na prática do mergulho. Junto com o mergulho, seja ele autônomo ou imerso em dispositivos de apoio, tais como balões de exploração subaquática, sinos de imersão e cápsulas improvisadas, foi descoberto um distúrbio que provocava lesões e limitações aos que se expunham a este tipo de aventura, devido à pressão sobre o corpo humano (JAIN, 1999).

O “mal da descompressão” (BENNETT; MOON, 1990; MOON; CAMPORESI, 1999), não seria somente um desconforto causado nos mergulhadores ou pessoas que trabalhavam submetidas a este tipo de condição, mas seria a causa de diversos tipos de doenças ou males de proporções variadas, podendo provocar invalidez permanente, dores terríveis em articulações e órgãos, ou até a morte.

A maioria das lesões ou doenças causadas pela pressão exercida sobre o corpo podem ser justificadas utilizando alguns princípios ou leis da física, ao mesmo tempo em que estes mesmos princípios ou leis podem ser usados para a cura de muitos destes mesmos males.

Muitos anos depois da descoberta do mal que a pressão e a descompressão poderiam causar no corpo humano, alguns cientistas conseguiram desenvolver técnicas de tratamento utilizando hiperbaria (pressão acima da pressão atmosférica) e hipobaria (pressão abaixo da pressão atmosférica). Restava o desenvolvimento de equipamentos para este fim, que foram denominados mais tarde de câmaras hiperbáricas e hipobáricas, respectivamente (MOON; CAMPORESI, 1999).

O maior problema neste tipo de tratamento é que as câmaras trabalham com um grande volume de gás sob pressão, sendo o oxigênio (O_2) um dos gases utilizados. Mesmo tendo sido inventadas no século XVII, os riscos de explosão e fogo ainda existem. Neste sentido, para minimizar estes riscos, foram criadas normas e procedimentos, estabelecidos em comitês de certificação que restringiram o uso de alguns materiais e elevaram os critérios para o projeto estrutural deste tipo de equipamento (JAIN, 1999).

1.1 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é determinar quais são os níveis seguros de tensão elétrica para a utilização de circuitos eletrônicos utilizados em monitoramento clínico de pacientes sob tratamento hiperbárico, além de quais tipos de materiais podem ser utilizados. Para isto foi

construída uma câmara hiperbárica protótipo, onde a faiscância (um dos modos e provocar a explosão da câmara) foram testadas em condições próximas da realidade do tratamento clínico. Além disto, implementou-se um conjunto de dispositivos para monitorar e transmitir o sinal de ECG para mostrar que, respeitados determinados limites de segurança, equipamentos eletrônicos podem operar dentro de câmaras hiperbáricas.

1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO

No capítulo 2 é apresentada a revisão do conhecimento sobre a hiperbaria, buscando na bibliografia a história da medicina hiperbárica, os princípios e leis da física que a regem, bem como as características dos equipamentos de pressão utilizados no tratamento e a fundamentação clínica de diversos tipos de distúrbios atendidos por esta especialidade médica.

No capítulo 3 é apresentado um estudo sobre faiscância, por meio de ensaios feitos em protótipo de câmara hiperbárica, onde foi possível determinar qual a correlação entre a tensão necessária ao surgimento de uma faísca em relação à pressão do ambiente, a partir de diversas condições, como geometria e distância entre eletrodos, tipo de gás no ambiente, temperatura e umidade.

O capítulo 4 mostra todas as etapas no desenvolvimento de um circuito para aquisição do sinal de ECG e sua transmissão para fora da câmara, buscando componentes e configurações que funcionam com os menores níveis de tensão e corrente possíveis, com a finalidade de minimizar o risco de faiscância e geração de calor no ambiente de tratamento.

No capítulo 5 são mostrados e discutidos os testes e resultados obtidos em bancada e em um modelo miniaturizado de uma câmara hiperbárica monoplace, por meio do monitoramento do sinal de ECG.

Finalmente, no capítulo 6 são apresentadas as conclusões sobre o estudo e as perspectivas para a realização de trabalhos futuros.

2 REVISÃO DO CONHECIMENTO

2.1 INTRODUÇÃO

O termo “Medicina Hiperbárica” tem sido utilizado para delinear os aspectos médicos referentes à reação do ser humano quando exposto a um ambiente de maior pressão gasosa que a da atmosfera ao nível do mar (MOON; CAMPORESI, 1999 a).

A história da medicina hiperbárica é mais conhecida, ou até confundida, com a medicina para mergulho. O fascínio pelo mergulho a grandes profundidades trouxe consigo uma série de desagradáveis consequências físicas aos mergulhadores, particularmente quando subiam à tona. Na busca para a solução deste problema foram desenvolvidas algumas aplicações terapêuticas em ambiente hiperbárico.

O primeiro uso da terapia hiperbárica data de 1662 (MOON; CAMPORESI, 1999 a). Entretanto, os efeitos biológicos da oxigenação hiperbárica limitaram-se apenas a estudos acadêmicos, até meados do século XX. De fato, somente nas últimas três décadas a oxigenoterapia hiperbárica tem sido sistematicamente explorada como uma medida terapêutica em vários tipos de distúrbios (C.H.O., 1992).

2.2 ASPECTOS HISTÓRICOS DA OXIGENOTERAPIA

Próximo ao ano de 1500, Leonardo da Vinci fez alguns esboços de aplicações para compartimentos de mergulho, sem desenvolver, contudo, algo prático. Somente em 1620, o inventor holandês Cornelius Drebbel desenvolveu o primeiro sino de mergulho (JAIN, 1999). Seu dispositivo era muito limitado, especialmente porque o suprimento de ar era pressurizado em uma atmosfera.

Em 1691, Edmund Halley, melhorou o sistema de suprimento de ar, utilizando grandes barris. Este caminho foi seguido pelos próximos dois séculos, onde foram desenvolvidos capacetes e roupas para mergulho, as quais permitiam mergulhos por uma hora ou mais (JAIN, 1999).

Mesmo estendendo a duração do tempo de submersão, os mergulhadores ainda estavam limitados a pequenas profundidades. Por outro lado, os que tentaram ir mais fundo utilizando os sinos submarinos passaram a sofrer o efeito do maior problema clínico associado ao mergulho: o “mal da descompressão”, ou embolia tissular gasosa (BENNETT; MOON, 1990) (MOON;

CAMPORESI, 1999 a). Este mal não possuía tratamento com resposta efetiva até o surgimento, na metade do século XIX, da recompressão hiperbárica. Em resumo, foi descoberto que a recompressão, utilizando ar-comprimido, aliviava os sintomas e os distúrbios não ocorriam novamente quando era executado um processo de descompressão lenta (MOON; CAMPORESI, 1999).

2.3 DESENVOLVIMENTO DA TERAPIA HIPERBÁRICA A AR-COMPRIMIDO

Em 1662, o físico e clérigo britânico Henshaw usou o ar-comprimido com propósitos médicos. Henshaw desenvolveu uma câmara, a partir de um quarto hermeticamente fechado, no qual condições de pressão e clima variados podiam ser reproduzidos por meio de enormes foles (JAIN, 1999).

O uso comum da terapia hiperbárica começou com o desenvolvimento de câmaras a ar-comprimido, nas quais trabalhadores que escavavam túneis e construíam pilares de pontes estavam confinados a ambientes de elevada pressão por algumas horas (MOON; CAMPORESI, 1999 a). Entretanto, a partir de Henshaw não houve avanço no desenvolvimento da hiperbaria terapêutica por, aproximadamente, dois séculos (JAIN, 1999).

No século XIX renasceu o interesse pela terapia hiperbárica. Em 1834, na França, Junod construiu uma câmara hiperbárica para tratar problemas pulmonares, utilizando pressões de 2 a 4 atmosferas absolutas (ATA).

A denominação ATA significa “atmosfera absoluta”, ou seja, é a pressão interna do compartimento, adicionada da pressão do meio externo. Caso haja pressurização de um vaso a 2 atm ao nível do mar (1 atm), diz-se que este vaso está com 3 ATA de pressão.

O cirurgião francês Fontaine desenvolveu a primeira câmara hiperbárica móvel em 1877 e pouco depois, câmaras hiperbáricas estavam disponíveis em todas as grandes cidades européias (JAIN, 1999).

A figura 1 ilustra a câmara de Fontaine. O sistema de fole é manual e permite o bombeamento de ar-comprimido para o interior da câmara.

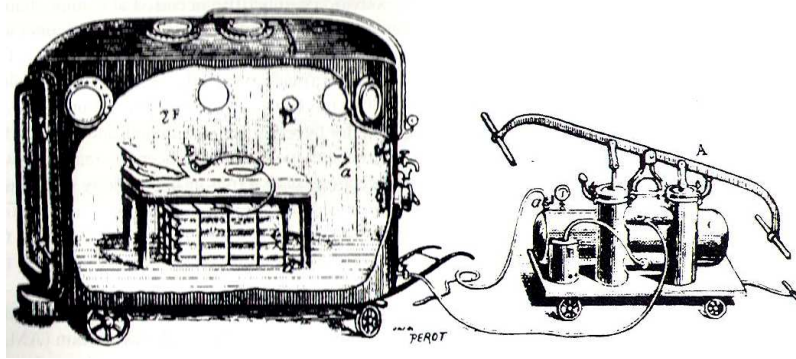


Figura 1 - Câmara hiperbárica móvel de Fontaine
Fonte: JAIN (1999).

2.4 RELAÇÕES ENTRE PRESSÃO-VOLUME, PRESSÃO PARCIAL E LEI DOS GASES

A pressão exercida por um gás é a soma das forças exercidas pelas moléculas que o compõe sobre uma superfície. Qualquer fator que aumente a velocidade destas moléculas, ou o número de impactos na parede do vaso que as contém aumentará a pressão do gás (C.H.O., 1992).

Para que possa ser entendido como a pressão é utilizada no tratamento clínico, é importante descrever algumas relações e propriedades físicas dos gases e líquidos.

2.5 RELAÇÕES E UNIDADES DE PRESSÃO

Pressão (P), por definição, é a força (F) que um gás exerce em uma determinada área (A), ou seja:

$$P = \frac{F}{A}. \quad (1)$$

No Sistema Internacional de Unidades (SI), a pressão é dada em N/m^2 , ou pascal (Pa), mas existem diversas outras unidades. Nas tabelas 1 e 2 são mostradas as unidades mais comuns e suas respectivas conversões.

Tabela 1 - Unidades de pressão

PSI	FORÇA POR POLEGADA QUADRADA
IN H ₂ O	POLEGADAS DE ÁGUA
PA	PASCAL
ATM	ATMOSFERAS
μBAR	MICRO BAR
MM HG OU TORR	MILÍMETROS DE MERCÚRIO OU

Fonte: adaptada de Benedict (1984).

Tabela 2 - Relações entre as unidades de pressão

UNIDADE PRESSÃO	PSI	PA	ATM	μBAR	MM HG (TORR)
1 PSI	1,000	6894,76	$6,805 \cdot 10^{-2}$	68947,6	51,715
1 PA	$1,45 \cdot 10^{-4}$	1,000	101325	10	0,0075
1 ATM	14,696	10^5	1,000	$1,0133 \cdot 10^6$	760,00
1 μBAR	1,450	0,1	9,870	1,000	$7,501 \cdot 10^{-4}$
1 MM HG (0 °C)	0,019	133,322	$1,316 \cdot 10^{-3}$	1333,2	1,000

Fonte: adaptada de Benedict (1984).

2.5.2 Efeitos da pressão no volume

O efeito que permite definir a relação existente entre pressão e volume de um gás é regido pela Lei de Boyle: o volume de um gás é inversamente proporcional à pressão absoluta a qual o gás está submetido. Esta condição é válida com quantidade de gás e temperatura constantes.

Esta conversão é importante durante as mudanças na pressão total. Assim, a mudança de pressão e volume de um gás pode ser dada por (C.H.O., 1992):

$$P_1 \cdot V_1 = P_2 \cdot V_2 = \dots = P_n \cdot V_n, \quad (2)$$

onde o P_n é a pressão na enésima condição e V_n o correspondente enésimo volume.

Por exemplo, um volume pulmonar de 4 litros, retido ao prender a respiração, sujeito a 1 atm, reduz-se a 1 litro em uma câmara hiperbárica, caso a pressão fosse de 4 atm (figura 2).

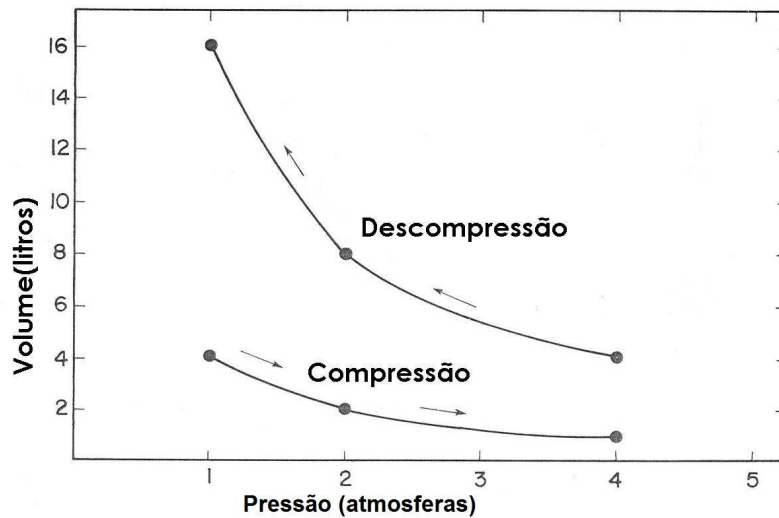


Figura 2 - Curva Pressão X volume, durante o processo de compressão e decompressão.

Fonte: adaptada de C.H.O. (1992).

A figura 2 ilustra, também, a situação na qual o volume de gás armazenado aumenta durante a decompressão. Por exemplo, um volume de gás de 4 litros a 4 atm será expandido para 16 litros, no momento em que a pressão for reduzida a 1 atm.

Durante um mergulho, prender a respiração durante a decompressão, até em indivíduos normais quando sobem de uma profundidade não maior que 4,5 m, é difícil. Este indivíduo poderá ter superdistensão dos pulmões, rompimento do tecido pulmonar, entrada de ar na circulação e morte por embolia gasosa. Em um processo de respiração natural, quando sujeita a compressões entre 1 e 4 atm, o volume pulmonar não muda, mas os pulmões a 4 atm estarão ocupados por quatro vezes mais moléculas de gás do que aquele ao nível do mar (1 atm) (C.H.O., 1992).

A grande variação no volume pulmonar resulta em uma grande extensão no tecido dos pulmões e o aumento do gradiente de pressão hidrostática, através da delicada pleura, resultando em hemorragia ou barotrauma (BENNETT; MOON, 1990).

Observa-se que esta elevada variação de volume não causa danos sérios no ouvido médio (se houver equalização da pressão). Contudo, no caso do ar preso em um pulmão doente (enfisema), uma obstrução de ar nos brônquios fará uma expansão do volume pulmonar na decompressão, causando sérios danos (BENNETT; MOON, 1990).

2.5.3 Pressão parcial de um gás em misturas gasosas

O efeito que permite definir qual é a pressão parcial de um gás em uma mistura gasosa é regido pela Lei de Dalton, que diz que “em uma mistura gasosa, a pressão de cada componente é independente da pressão dos demais, sendo a pressão total igual à soma das pressões parciais dos componentes”.

A Lei de Dalton permite, então, escrever para o ar:

$$P_{TOTAL} = P_{H_2O} + P_{CO_2} + P_{N_2} + P_{O_2} + P_{outrosgases}, \quad (3)$$

onde, P_{H_2O} é a pressão parcial do vapor d'água, P_{CO_2} a pressão parcial de dióxido de carbono, P_{N_2} a pressão parcial de nitrogênio, P_{O_2} a pressão parcial do oxigênio e $P_{outrosgases}$ a pressão parcial dos demais gases que compõem a atmosfera (JAIN, 1999).

Como a atmosfera contém uma mistura de gases na proporção de 20,94% de oxigênio (O_2), 78,08% de nitrogênio (N_2), 0,04% de dióxido de carbono (CO_2) e traços de outros gases (JAIN, 1999), ao nível do mar (pressão atmosférica de 760 mmHg), a pressão parcial do O_2 será de

$$P_{O_2} = 760 \cdot \frac{20,94}{100} = 159,14 \text{ mmHg}, \quad (4)$$

ou seja, aproximadamente 160 mmHg.

Esta lei implica que, embora o percentual de O_2 no ar permaneça constante em todas as altitudes razoáveis, a sua deficiência é devida à queda da pressão parcial, em razão direta da queda da pressão atmosférica. Diminuindo a pressão parcial de O_2 no ar ambiente, diminui também o O_2 absorvido pelos alvéolos pulmonares.

No cálculo da pressão parcial de gás na mistura, o vapor d'água deve ser considerado como um dos gases presentes, enquanto que a maioria dos procedimentos de análise dos gases determina a composição percentual de gases secos (C.H.O., 1992). Então, para determinar a pressão parcial de um gás, em particular nos pulmões, onde o gás alveolar está saturado com vapor d'água, a pressão parcial do vapor d'água e do CO_2 devem ser reduzidas do valor da pressão ambiente total, a fim de obter a pressão de O_2 .

A pressão de vapor d'água (P_{H_2O}), considerando temperatura corpórea normal (37 °C), é de 47 mmHg (C.H.O., 1992). Portanto, após medir o percentual de O_2 no alvéolo, a P_{O_2} alveolar

será determinada por

$$P_{O_2} = \% O_2 \cdot (P_{TOTALDOAMBIENTE} - P_{H_2O \text{ a } 37^\circ C} - P_{CO_2}), \quad (5)$$

onde $\% O_2$ é o percentual de oxigênio dissolvido no ambiente, ou seja, 20,94% ao nível do mar.

Por exemplo, ao inspirar o ar a 3,5 atm, a pressão no ambiente será de 2660 mmHg, então:

$$P_{O_2} = \frac{20,94}{100} \cdot (2660 \text{ mmHg} - 47 \text{ mmHg} - 1 \text{ mmHg}) \cong 547 \text{ mmHg} \cdot \quad (6)$$

Substituindo o ar por O_2 puro à mesma pressão tem-se:

$$P_{O_2} = P_{TOTAL} - P_{CO_2} - P_{H_2O} = 2660 - 1 - 47 = 2612 \text{ mmHg} \cdot \quad (7)$$

Assim, fica evidente, acompanhando as equações (4), (6) e (7) que há um incremento muito grande na pressão parcial de O_2 , devido à respiração do O_2 puro, combinada com a pressurização do ambiente.

2.5.4 Pressão parcial de gases em líquidos

A pressão parcial de um gás em meio líquido é regida pela Lei de Henry, onde "a solubilidade de um gás em um líquido, a uma determinada temperatura, é proporcional à pressão parcial deste gás em contato com a solução" (C.H.O., 1992). Ou seja, quando a pressão parcial de um gás aumenta, a quantidade de gás dissolvido no líquido também aumenta (BENEDICT, 1984).

O coeficiente de solubilidade varia para diferentes fluidos e é dependente da temperatura, sendo inversamente proporcional a esta. O coeficiente de solubilidade do O_2 permite estimar a dissociação do O_2 se a P_{O_2} for conhecida e vice-versa (JAIN, 1999).

2.6 O OXIGÊNIO (O_2)

O O_2 comercializado é extraído do ar, principalmente por liquefação e destilação. Este gás forma compostos com quase todos os elementos, exceto os halogênios (flúor, iodo, cloro, bromo e astato), alguns metais nobres e os gases nobres (COTTON; MURILLO, 1999). Sua avidéz por elétrons faz com que ele reaja muito facilmente com inúmeros compostos, modificando-os.

Sendo indispensável para a combustão, por ser o “alimento” do fogo, é denominado comburente, aumentando a temperatura da chama. Assim, deve-se ressaltar que o O_2 não é combustível (COTTON; MURILLO, 1999).

2.6.1 O Efeito Fisiológico do O_2

O termo “transporte de O_2 ” engloba todos os processos envolvidos em sua mobilização pelo corpo humano, desde o ar inspirado até a mitocôndria. A mitocôndria fornece ao O_2 os elétrons desejados, além de dotar a célula de um mecanismo altamente eficiente para aproveitar totalmente a energia contida nas moléculas de glicose (MOON; CAMPORESI, 1999).

Infelizmente, o nível de P_{O_2} mitocondrial é muito difícil de medir por ser muito baixo (MOON; CAMPORESI, 1999).

2.6.2 O transporte do O_2

O transporte de O_2 para o ambiente celular ocorre devido ao gradiente de pressões parciais, conhecido como Efeito Cascata do Oxigênio (MOON; CAMPORESI, 1999 a).

O caminho do O_2 dos pulmões até os demais órgãos do corpo é firmemente regulado pela circulação sanguínea. A maioria dos órgãos necessita de um contínuo suprimento de O_2 , o qual utiliza para produzir a energia. A quantidade extraída da circulação é determinada pela demanda metabólica local, porém a quantidade disponível é determinada pelos pulmões, coração e sistema circulatório (MOON; CAMPORESI, 1999 a).

O caminho que o O_2 percorre no corpo humano inicia na inspiração do ar ambiente, entra nos alvéolos pulmonares, onde, por meio da hematose, efetua a oxigenação do sangue venoso, passando pelo sistema arterial e capilares. Move-se através de fluidos intersticiais e intracelulares até os pontos microscópicos do consumo deste O_2 , que são o endoplasma, retículo e mitocôndria (JAIN, 1999).

A pressão parcial de O_2 no ar, que é aproximadamente de 160 mmHg no ato de inspirar, sofre um processo de perda de carga até atingir a mitocôndria. Desta forma, no alvéolo, sua pressão é de 105 mmHg, no sangue arterial em torno de 95 mmHg e no capilar sistêmico próximo de 45 mmHg. A partir daí é difundido em direção aos tecidos, onde a pressão é inferior a 10 mmHg.

O movimento do CO_2 é no sentido oposto, mas também se processa por difusão

(GUYTON, 1984). Ambos os gases sofrem reações na corrente sanguínea, no início e no fim do seu percurso, entre os pulmões e os tecidos periféricos.

A figura 3 ilustra o caminho do oxigênio no corpo humano.

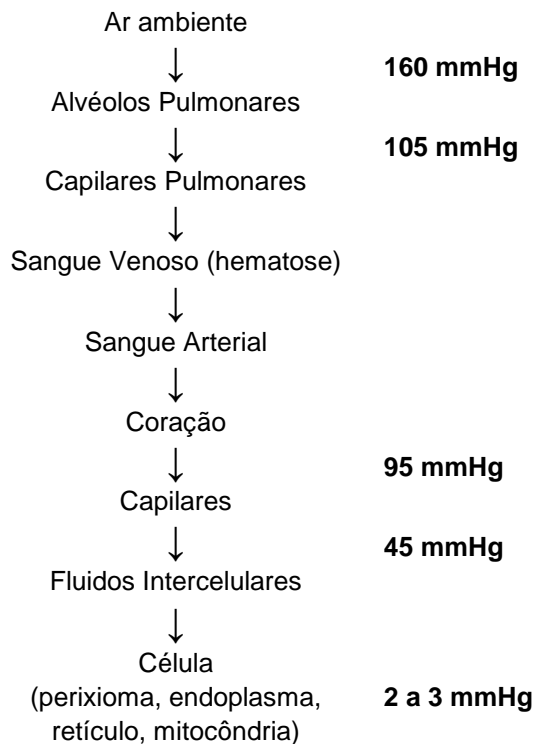


Figura 3 - Rota do oxigênio no corpo humano.
Fonte: adaptada de Jain (1999).

Um adulto normal de 70 kg de massa corporal transporta, aproximadamente, 1050 ml de O_2 por minuto, dos quais os tecidos consomem 250 ml/min. Para tanto, os pulmões movimentam diariamente cerca de 10.000 litros de ar e recebem cerca de 8 mil litros de sangue venoso para ser oxigenado (GUYTON, 1984).

2.6.3 Curva de Dissociação da Oxi-Hemoglobina

No sangue, o O_2 é transportado dissolvido no plasma e por meio da hemoglobina (Hb), formando a oxi-hemoglobina (HbO_2). Cerca de 97 % do O_2 retirado do ar é transportado dos pulmões para os tecidos em combinação química com a hemoglobina nas hemácias, os 3% restantes estão dissolvidos no plasma (KOEPPEN; LEVY; STANTON, 2006). Assim, em condições normais, o O_2 é transportado aos tecidos quase que totalmente pela hemoglobina (GUYTON, 1984).

A figura 4 mostra a curva de dissociação Oxigênio-Hemoglobina, que mostra o aumento percentual progressivo da hemoglobina que se liga ao O_2 quando a P_{O_2} aumenta. Este fato é denominado “percentual de saturação da hemoglobina”. Como o sangue que deixa os pulmões tem uma P_{O_2} aproximada de 100 mmHg, observa-se pela curva que a saturação de O_2 está próximo de 97 %. Por outro lado, a P_{O_2} normal do sangue venoso que retorna dos tecidos é aproximadamente 40 mmHg, retratando uma saturação cerca de 70 % na hemoglobina (GUYTON, 1984).

Observa-se que um valor de 75 % na saturação de hemoglobina não significa que três quartos das moléculas estão completamente saturadas e que as demais não. Significa que, em média, três átomos de ferro a cada quatro existentes na molécula de Hb estão ocupados por O_2 (GUYTON, 1984).

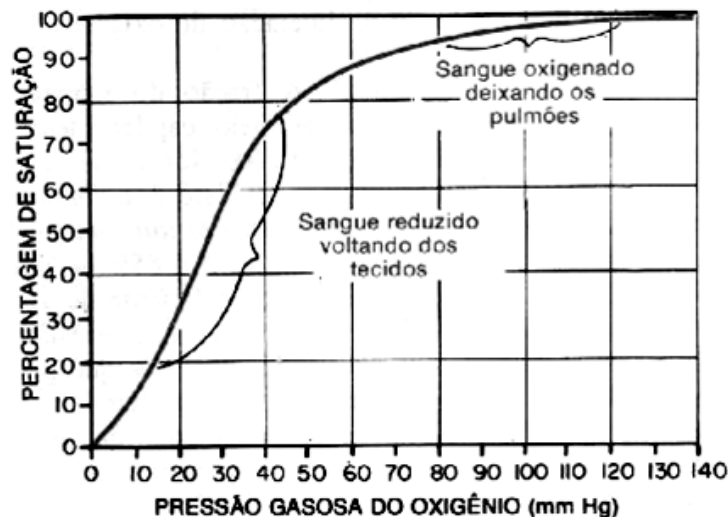


Figura 4 - Curva de dissociação da Oxi-Hemoglobina.
Fonte: adaptada de Guyton (1984).

Então, se um indivíduo respirando ar-puro possui a saturação da hemoglobina em torno de 97 %, quando este for submetido a um ambiente com O_2 puro, a saturação da hemoglobina será máxima (100 %).

Agora, extrapolando para uma situação de aumento da pressão do ambiente (3,5 atm), na qual o indivíduo está respirando O_2 puro, pela Lei de Henry, o O_2 será dissolvido no plasma, aumentando de forma significativa o seu percentual no corpo. Diz-se, então, que a quantidade de O_2 dissolvido no plasma é diretamente proporcional à sua pressão parcial (0,003 ml de O_2 para cada 1,0 mmHg de pressão, em 100 ml de sangue) (MOON; CAMPORESI, 1999). Respirando

100 % de O₂, a P_{O₂} se eleva para 2612 mmHg, de modo que a quantidade de O₂ dissolvida no plasma corresponderá a cerca de 1,8 ml/100 ml de sangue.

2.6.4 A Toxicidade do O₂

Há uma taxa bem determinada de concentração de O₂ onde existe vida. Diminuir ou aumentar esta concentração, mesmo em pequenas porcentagens, pode causar sérios danos.

A toxicidade do O₂ foi primeiramente mostrada por Joseph Priestly, que descobriu este gás em 1774 (MOON; CAMPORESI, 1999 a). Um século após a descoberta, Paul Bert demonstrou que convulsões e mortes de animais brevemente expostos a pressões de O₂ de 3 a 4 atmosferas eram devidas a sua toxicidade (MOON; CAMPORESI, 1999 a). Em seguida, Smith demonstrou que exposições prolongadas de animais a pressões de O₂ de apenas 0,7 a 1,3 atm poderiam produzir danos pulmonares letais (MOON; CAMPORESI, 1999 a). Estas manifestações tóxicas no sistema nervoso central (SNC) e pulmões ficaram conhecidas como “Efeito de Paul Bert” e “Efeito de Lorain Smith”, respectivamente.

O O₂ é metabolicamente e farmacologicamente ativo, participando de muitas reações intracelulares, apresentando efeitos terapêuticos e tóxicos de acordo com sua dose. Com tempo e duração suficientes de exposição, o O₂ é eventualmente tóxico para todas as células e tecidos. Cada tecido, entretanto, tem uma sensibilidade própria a ele. Assim, algumas manifestações tóxicas ocorrem devido a exposições de hiperoxigenação à pressão ambiente, enquanto outras são limitadas ao ambiente hiperbárico. A hiperoxigenação induz uma profunda modificação no metabolismo dos tecidos (MOON; CAMPORESI, 1999 a).

2.6.5 Manifestações Clínicas da Toxicidade do O₂

O espectro clínico da toxicidade do O₂ é amplo. Os seus efeitos no SNC, pulmões e olhos são os mais significativos clinicamente (MOON; CAMPORESI, 1999 a). Estudos também têm demonstrado efeitos tóxicos no tecido cardíaco, renal, testicular e hepático (C.H.O., 1992).

Por este motivo, nas câmaras hiperbáricas, o paciente deve ficar exposto ao O₂ sob pressão apenas pelo tempo necessário ao tratamento (máximo de duas horas), obtendo assim apenas os benefícios da oxigenação. A figura 5 ilustra alguns problemas relacionados à alta concentração de O₂ em órgãos do corpo.

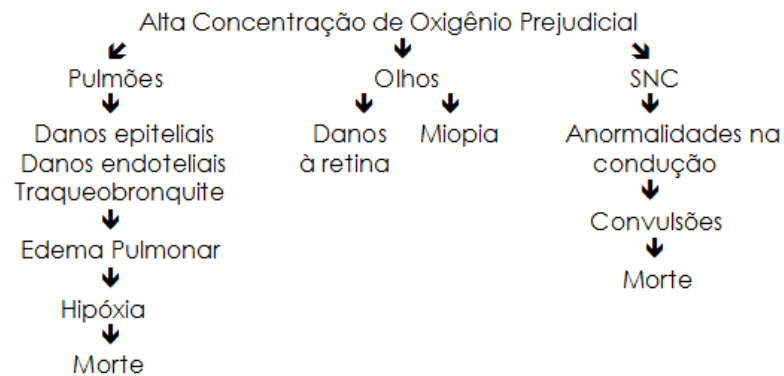


Figura 5 - Problemas relativos à alta concentração de O₂.
Fonte: adaptada de Moon e Camporesi (1999 a).

2.7 O SISTEMA HIPERBÁRICO

O ambiente hiperbárico é um complexo de vasos e sistemas que permitem a administração de O₂ em humanos, ou animais, sujeitos a uma pressão que pode variar entre 1 e o número de atmosferas para o qual foi projetado (C.H.O., 1992).

O equipamento em si consiste de um ou mais vasos pressurizados, um sistema de canalização para O₂ e/ou ar-comprimido, controle de fluxo, regulagem da temperatura e umidade relativa do ar, sistemas elétricos e eletrônicos especiais, incluindo alguns casos de automação e supressão de ruídos.

Pela vasta diversidade em tamanho físico e sua aplicação final, estendendo seu uso desde um pequeno animal até um grupo de pacientes e sua equipe médica, cada um dos aspectos construtivos de uma câmara hiperbárica são variados. Porém, basicamente as câmaras podem ser divididas em dois tipos, câmaras multiplace e câmaras monoplacel. Nos Estados Unidos, a sua construção é regida pelas normas técnicas ANSI /ASME (*American Society of Mechanical Engineers*) e norma PVHO (*Safety Standard of Pressure Vessels for Human Occupancy*) (ANSI/ASME, 1997).

2.7.1 Câmaras Multiplace

As câmaras multiplace são utilizadas na decompressão de mergulhadores e para tratamento clínico coletivo em hospitais, onde vários pacientes entram em um mesmo ambiente pressurizado a ar-comprimido, respirando o O₂ por meio de máscaras individuais.

Existem algumas vantagens agregadas ao tratamento hiperbárico em câmaras multiplace.

Entre elas, o custo do tratamento, que pode ser diluído entre vários pacientes atendidos ao mesmo tempo, podendo inclusive contar com a presença de uma equipe médica dentro do ambiente pressurizado. Entre as desvantagens das câmaras multiplace pode-se incluir a falta de individualidade no tratamento, sendo que muitas vezes se forma um grupo de pacientes com problemas clínicos diversos.

A figura 6 mostra uma câmara multiplace, com capacidade para oito lugares, produzida pela empresa brasileira Ecotecmed LTDA (ECOTECMED, 2006).

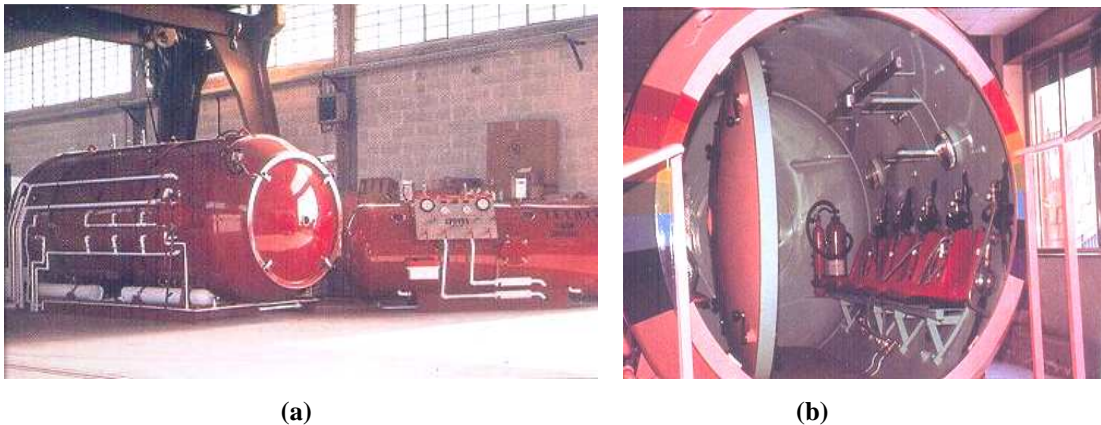


Figura 6 - Vista externa (a) e detalhamento interno (b) de uma câmara multiplace produzida pela empresa Ecotecmed LTDA, com capacidade para oito pacientes.
Fonte: adaptada de Ecotecmed (2006).

A figura 7 mostra o princípio de utilização de máscaras individuais para administração do O_2 em câmaras multiplace.

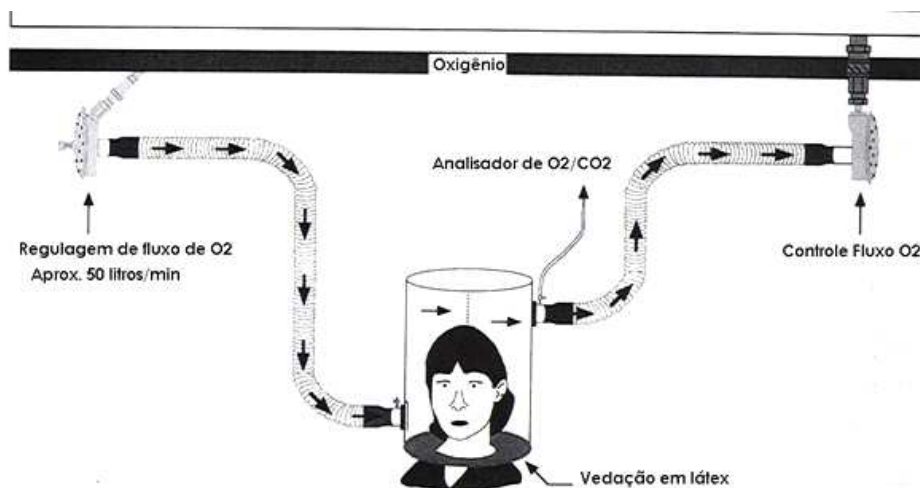


Figura 7 - Administração de O_2 por meio de máscaras individuais em câmaras multiplace.
Fonte: adaptada de Moon; Camporesi (1999 b).

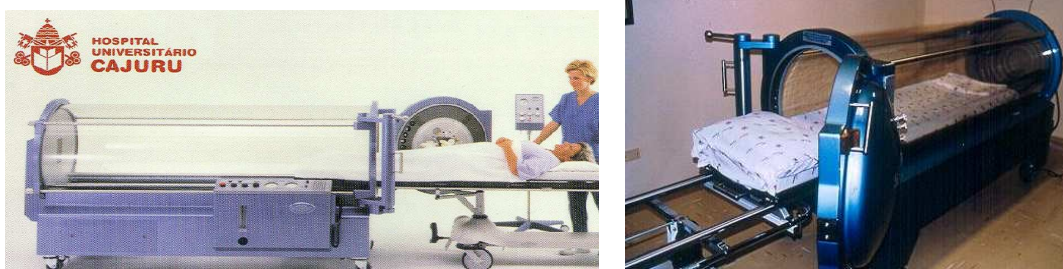
Neste tipo de tratamento a vedação das máscaras não é perfeita. Por este motivo, mesmo o ambiente pressurizado a ar-comprimido apresenta riscos adicionais de explosão e chamas, pois pode estar enriquecido por O₂.

Alguns tipos de máscaras utilizadas para administrar o O₂ nos pacientes são similares às máscaras utilizadas na aviação de caça, o que representa um alto custo agregado, principalmente porque não existem similares nacionais (ECOTECMED, 2006).

2.7.2 Câmaras Monoplace

As câmaras monoplace, ao contrário das multiplace, permitem um tratamento individualizado, com o diferencial de todo o ambiente estar pressurizado com O₂, não havendo necessidade do uso de máscaras.

A figura 8 mostra um exemplo de câmara hiperbárica norte-americana, monoplace, marca Sechrist, modelo 3300 H/HR (SECHRIST, 2006). A figura 9 mostra uma câmara de fabricação russa, monoplace, marca Khrunichev, modelo BLKS MK3 (ECOTECMED, 2006).



**Figura 8 - Foto da câmara e vista interior da câmara monoplace da empresa *Sechrist*.
Fonte: adaptada de Oxigenoterapia Hiperbárica (2004); Sechrist (2006).**



**Figura 9 - Foto da câmara monoplace modelo BLKS MK3, da empresa *Khrunichev Space Center*.
Fonte: adaptada de Ecotecmed (2006).**

A diferença principal entre as duas câmaras está em sua construção, sendo a norte-americana quase que integralmente em acrílico e a russa em aço, com algumas janelas de inspeção em acrílico.

As câmaras monoplance, além de propiciar um tratamento individualizado, permitem um maior conforto aos pacientes com problemas locomotores, ou sedados. A grande desvantagem é o maior custo de tratamento, onde o consumo de O₂ é alto, pois existe um fluxo laminar constante pelo interior da câmara. Ressalta-se que este fluxo, além de propiciar o tratamento é utilizado para empurrar o CO₂ expirado pelo paciente para fora da câmara, mantendo a concentração de O₂ alta. Adicionalmente, o fato de acomodar apenas um único paciente sob tratamento aumenta os custos referentes à hora técnica dos profissionais de saúde. Mesmo assim, a maioria dos tratamentos em oxigenoterapia hiperbárica feito nos Estados Unidos utiliza câmaras monoplance (MOON; CAMPORESI, 1999 b).

2.7.3 Tratamento Clínico em Câmaras Monoplance

Existem diversos problemas clínicos com indicação para tratamento em ambiente hiperbárico. Tipicamente, os tratamentos em câmaras monoplance são feitos a uma pressão de 2,0 a 2,5 ATA, com duração média entre 90 e 120 minutos (CAMPORESI; BARKER, 1991), dependendo do tipo de problema clínico do paciente. Um problema como a osteomielite crônica, por exemplo, deve ser tratado a 2,0 ATA, com uma sessão de duas horas, uma vez ao dia, cinco dias por semana. Ressalta-se que o sistema leva de 10 a 15 minutos para efetuar a compressão e o mesmo tempo para descompressão (MOON; CAMPORESI, 1999).

Contudo, o maior desafio para a equipe médica ao iniciar um tratamento clínico em câmaras monoplance reside no condicionamento do paciente e na inspeção prévia do ambiente hiperbárico. O paciente sofre um verdadeiro *checklist*, retirando quaisquer objetos presos ao corpo, tais como anéis, brincos, pulseiras e colares. O paciente necessita vestir uma roupa especial com material anti-estático, umedecer os cabelos e estar aterrado ao corpo metálico da câmara. Todo este procedimento é para evitar a eletricidade estática, que pode provocar acidentes.

2.8 DETALHAMENTO DAS PARTES DE UMA CÂMARA HIPERBÁRICA

2.8.1 O Vaso de Pressão

O vaso utilizado na câmara hiperbárica é um *container* pressurizado com um gás, projetado estruturalmente para suportar o volume e a pressão para a qual foi especificado.

O projeto estrutural mais eficiente para estes vasos é em formato cilíndrico ou esférico (C.H.O., 1992). Os vasos cilíndricos usualmente têm flanges nas extremidades, com abertura para entrada e saída de pacientes. Estes vasos podem conter vários compartimentos, dependendo do serviço a ser executado (mono ou multiplace).

2.8.2 Portas e Janelas

Todos os vasos de pressão devem ser providos de portas para dar acesso a pacientes e ao pessoal médico. Todas as portas devem ser projetadas a fim de evitar aberturas acidentais quando a câmara estiver pressurizada.

Nas câmaras onde existe a necessidade de abertura para inserção de alimentação ou medicamentos, uma antecâmara deve existir, com duas portas, onde será colocada a alimentação ou medicação para em seguida ser pressurizada para equilibrar a pressão (C.H.O., 1992). No caso de janelas para inspeção, o material utilizado é, normalmente, o acrílico, com espessura de uma polegada.

2.8.3 Acesso da Instrumentação à Câmara

Principalmente em câmaras monoplace, onde os critérios de segurança elétrica são mais rígidos devido à presença do O₂ puro, a instrumentação eletrônica é escassa e onerosa. Alguns equipamentos que não possuem alimentação elétrica, tais como ventiladores mecânicos e medidores de pressão não-invasiva, ficam do lado externo à câmara pressurizada, sendo que apenas os manguitos e alguns acessórios são imersos ao ambiente saturado em O₂.

Para que possam ser passados esses manguitos para dentro da câmara, são necessários alguns orifícios que não alterem o projeto estrutural. Estes furos são revestidos por conexões e anéis de segurança, denominados “*pass-through*” (MOON; CAMPORESI, 1999) que evitam a despressurização da câmara.

A figura 10 ilustra um artifício para infusão intravenosa de medicamentos ao paciente

sob tratamento em uma câmara monoplace.

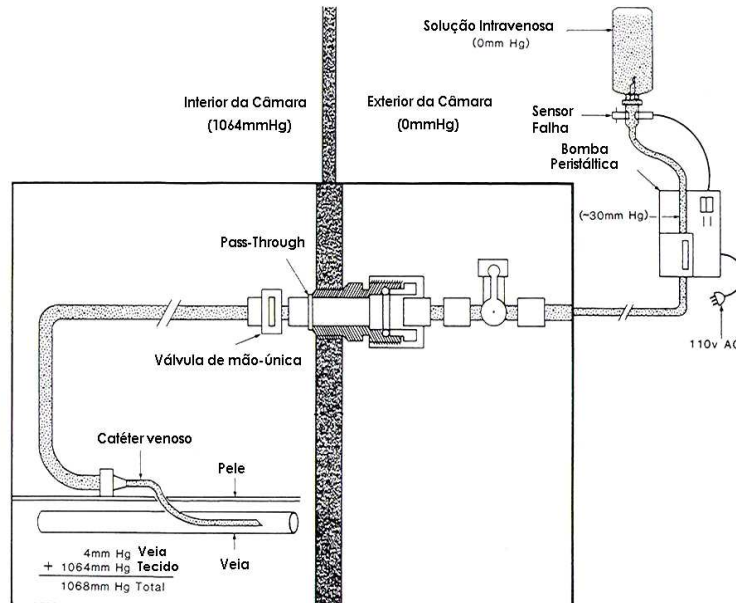


Figura 10 - Sistema de infusão medicamentosa, onde uma cânula é inserida no interior da câmara a partir de um *pass-through* vedado com anel de segurança.

Fonte: adaptada de Moon e Camporesi (1999).

2.9 PROTEÇÕES E CONTROLE DE AR EM CÂMARAS HIPERBÁRICAS

A segurança e o conforto dos ocupantes das câmaras dependem de equipamentos adequados e confiáveis, pois estarão expostos ao estresse mecânico pela pressão, principalmente o casco do vaso, conexões e dutos. Todo o ar ou O₂ enviado à câmara passa por um sistema de válvulas de serviço, a uma pressão sempre abaixo da máxima permitida na câmara (C.H.O., 1992).

Cada trava da câmara deve poder ser operada manualmente e do lado de fora. Em algumas situações, os controles que ajustam a taxa de pressurização podem ser comandados pelo lado de dentro da câmara, porém um sistema idêntico de controle externo tem prioridade. Caso o controle de pressurização e ventilação seja automático, deverá existir um controle manual com a mesma prioridade de acesso (C.H.O., 1992).

Para câmaras multiplace um sistema de exaustão deve ser implementado nas câmaras. Este sistema existe como segurança contra incêndios, pois se existir ameaça de fogo em uma câmara multiplace, o sistema corta o O₂ que estava sendo mandado pelas máscaras, enviando ar-comprimido, enquanto a câmara é preenchida com CO₂ para a extinção do fogo (ECOTECMED,

2006).

2.10 MATERIAIS PERMITIDOS EM CÂMARAS HIPERBÁRICAS

De acordo com a Agência Nacional de Proteção contra Incêndio norte-americana (NFPA), câmaras monoplace são classificadas como Classe B, enquanto a multiplace é Classe A (MOON; CAMPORESI, 1999). Por existir O₂ no interior de câmaras monoplace há mais restrições quanto aos materiais para sua construção e confecção de acessórios.

O acrílico e o aço são os materiais mais utilizados na confecção de câmaras hiperbáricas, porém o alumínio é uma opção válida devido ao baixo peso. Somente materiais como algodão ou tecido sintético anti-estático são permitidos em equipamentos Classe B (C.H.O., 1992).

Alguns materiais não devem existir em um ambiente hiperbárico, entre eles as graxas, solventes, cosméticos (loções e óleos) e *sprays* para cabelo. Todos estes produtos devem ser retirados do corpo do paciente antes do início da sessão.

2.11 ACIDENTES EM CÂMARAS HIPERBÁRICAS

Já foram registrados muitos acidentes em câmaras hiperbáricas, tanto mono quanto multiplace. Os acidentes são de natureza diversa, porém a maioria dos casos foi devida à entrada de substâncias proibidas e/ou condições de trabalho não permitidas durante o tratamento. As consequências de um acidente em câmaras variam desde a morte do paciente pela descompressão abrupta (pneumotrauma e embolia gasosa), até um incêndio e a explosão de todo o ambiente de tratamento (MOON; CAMPORESI, 1999).

A tabela 3 mostra alguns acidentes registrados em câmaras hiperbáricas.

Tabela 3 - Registro de acidentes em câmaras hiperbáricas

DATA/PAÍS	TIPO	% O ₂	MORTES	FERIDOS	CAUSA PROVÁVEL
1923-EUA	MULTIPLACE	AR	0	0	AQUECEDOR EXTERNO A GÁS CAUSOU QUEIMA DO ISOLAMENTO INTERIOR. CÂMARA FOI EVACUADA
1967-JAP	MONOPLACE	50 %	1	0	AQUECEDOR DE MÃO POR BENZENO INCENDEIOU ROUPA
1969-JAP	MULTIPLACE	73 %	4	0	FAGULHAS DO CABEAMENTO DA CÂMARA INCENDEIOU JORNAL
1973-FRA	MONOPLACE	100 %	1	0	NÃO RELATADO
1974-RUS	MULTIPLACE	AR	3	0	FAGULHA ELÉTRICA INCENDEIOU CÂMARA A 3,8 ATA
1978-ING	MONOPLACE	100 %	1	0	FAGULHA ELETROSTÁTICA EM UMA BANDEJA DE FIBRA DE VIDRO INCENDEIOU COLCHÃO
1979-JAP	MONOPLACE	100 %	1	6	PACIENTE TENTOU ACENDER CIGARRO
1983-CHINA	MONOPLACE	100 %	1	0	ELETRICIDADE ESTÁTICA
1984-CHINA	MONOPLACE	100 %	1	0	ELETRICIDADE ESTÁTICA
1986-CHINA	MONOPLACE	100 %	1	0	ELETRICIDADE ESTÁTICA
1986-CHINA	MONOPLACE	100 %	1	0	CURTO ELÉTRICO NO FONE
1987-CHINA	MONOPLACE	100 %	1	0	ELETRICIDADE ESTÁTICA
1987-CHINA	MULTIPLACE	AR	8	0	FAGULHAS DE BRINQUEDO ELÉTRICO
1987-ITALIA	MONOPLACE	100 %	1	0	FAGULHAS DE BRINQUEDO DE FRICÇÃO INCENDEIARAM O COLCHÃO
1989-JAPAO	MONOPLACE	60-90%	1	0	AQUECEDOR DE MÃO A BENZENO AQUECEU E INCENDEIOU A ROUPA
1989-EUA	MULTIPLACE	AR	0	0	COBERTOR AQUECIDO EM MICROONDAS INCENDEIOU ESPONTANEAMENTE
1989-CHINA	MONOPLACE	100 %	1	0	PACIENTE INCENDEIOU A ROUPA COM ACENDEDOR DE CIGARRO (SUICÍDIO ?)
1993-BELG	MONOPLACE	100 %	1	0	AQUECEDOR DE MÃO A BENZENO AQUECEU E INCENDEIOU A ROUPA
1993-JAP	MONOPLACE	100 %	1	0	FUMAR
1993-CHI	MULTIPLACE	AR	8	0	CURTO CIRCUITO NO AR CONDICIONADO
1993-RUS	MONOPLACE	100 %	1	0	CURTO-CIRCUITO ALTO-FALANTE
1994-CHI	MULTIPLACE	AR	7	0	CURTO CIRCUITO NO AR CONDICIONADO
1994-CHI	MULTIPLACE	AR	11	0	CURTO CIRCUITO NO AR CONDICIONADO
1995-RUS	MONOPLACE	AR	1	0	-
1996-JAP	MONOPLACE	100 %	2	2	AQUECEDOR DE MÃO QUÍMICO INCENDEIOU COBERTOR
1996-ING	MONOPLACE	AR	1	0	FUMAR
1997-CUB	MONOPLACE	100 %	1	0	BRINQUEDO DE CRIANÇA INCENDEIOU 10 MINUTOS ANTES DO

					TÉRMINO DO TRATAMENTO
1997-ITA	MULTIPLACE	AR	11	0	AQUECEDOR DE MÃO DE BUTANO
1997-TUR	MULTIPLACE	AR	3	0	ACHADO ACENDEADOR DE CIGARRO NO INTERIOR DA CÂMARA

Fonte: adaptada de Oxigenoterapia Hiperbárica (2004).

Na tabela 4 é apresentada a estatística total dos acidentes, subdividindo por grupos e tipos de câmaras utilizadas.

Tabela 4 - Tipo de acidente em câmaras multiplace

FONTE DE IGNIÇÃO	TIPO DE CÂMARA/TRATAMENTO			ACONTECIMENTOS	
	CLÍNICA	MERGULHO	HIPOBÁRICO	ACIDENTES	MORTES
ARCO OU FAGULHA ELÉTRICA (EQUIPAMENTOS ELÉTRICOS)	7	12	5	24	63
ELETRICIDADE ESTÁTICA	7	1	0	8	6
AQUECEDOR DE MÃO	5	0	0	5	16
FUMAR / ACENDEADOR DE CIGARRO	6	7	0	13	17
FONTE EXTERNA	2	0	0	2	0
BRINQUEDO DE CRIANÇA	3	0	0	3	10
SOLDA	0	2	0	2	3
DESCONHECIDO	2	0	0	2	2
TOTAL	32	22	5	59	117

Fonte: adaptada de Oxigenoterapia Hiperbárica (2004).

A tabela 5 mostra a quantidade de O₂ contido no ambiente da câmara multiplace no momento do acidente, devido principalmente ao vazamento nas máscaras individuais, enquanto na tabela 6 é descrito o resultado de alguns ensaios com determinados materiais e a capacidade de combustão mediante determinada concentração de O₂.

Tabela 5 - Quantidade de O₂ na câmara hiperbárica multiplace no momento em que aconteceu o acidente

% O ₂	CLÍNICA	MERGULHO	HIPOBÁRICO	ACIDENTES	MORTES
MENOR QUE 20 %	0	1	0	1	0
ENTRE 21 E 24 %	2	3	0	5	7
MAIOR OU IGUAL A 28 %	22	8	5	35	54
DESCONHECIDO	8	10	0	18	56
TOTAL	32	22	5	59	117

Fonte: adaptada de Oxigenoterapia Hiperbárica (2004).

Tabela 6 - Ensaio sobre o tipo de materiais e sua combustão

MATERIAL EM POSIÇÃO VERTICAL	COMBUSTÃO EM MISTURAS DE O ₂ /N ₂		
	21% O ₂	31% O ₂	41% O ₂
PAPEL IMPREGNADO COM BREU	QUEIMOU		
VELUDO DE ALGODÃO	QUEIMOU		
LONA DE ALGODÃO	QUEIMOU		
VELUDO DE ALGODÃO, TRATADO COM ROXEL®	NÃO	NÃO	QUEIMOU
FORRO DE ESTOPA DE ALGODÃO TRATADO COM	SUPERFÍCIAL	QUEIMOU	
TECIDO FINO DE ALGODÃO, TRATADO COM ROXEL®	NÃO	QUEIMOU	
CORDA FINA DE ALGODÃO TRATADA COM ROXEL®	NÃO	QUEIMOU	
LONA BRANCA DE ALGODÃO TRATADA COM	NÃO	QUEIMOU	
CORDA GROSSA DE ALGODÃO TRATADA COM	NÃO	QUEIMOU	
LONA DE ALGODÃO TRATADA COM 30% DE ÁCIDO	NÃO	QUEIMOU	
VELUDO DE ALGODÃO, TRATADO COM 30% DE	NÃO	QUEIMOU	
LONA DE ALGODÃO RESISTENTE AO FOGO	NÃO	QUEIMOU	
NYLON RESISTENTE À TEMPERATURA NOMEX®	NÃO	QUEIMOU	

Fonte: adaptada de Oxigenoterapia Hiperbárica (2004).

2.12 CURVAS DE PASCHEN

Conforme mostrado nas tabelas 3, 4, 5 e 6, os registros de acidentes em ambientes hiperbáricos mostram que grande parte deles foi causada por faíscas ou descargas eletrostáticas. Para determinar qual é o campo elétrico necessário para deflagração de uma faísca, são utilizados alguns conjuntos de curvas, denominadas de Curvas de Paschen. Em Belnap (2001) e Heylen (2006) são mostrados alguns conjuntos de curvas para gases puros. Em detalhe, na figura 11 são mostradas as curvas para o ar-comprimido, H₂, N₂, Ne, He, CO₂ e O₂.

O eixo das abscissas relaciona o produto “pressão.distância” entre os eletrodos, enquanto no eixo das ordenadas está representado o potencial elétrico mínimo (em volts) para a deflagração de uma faísca.

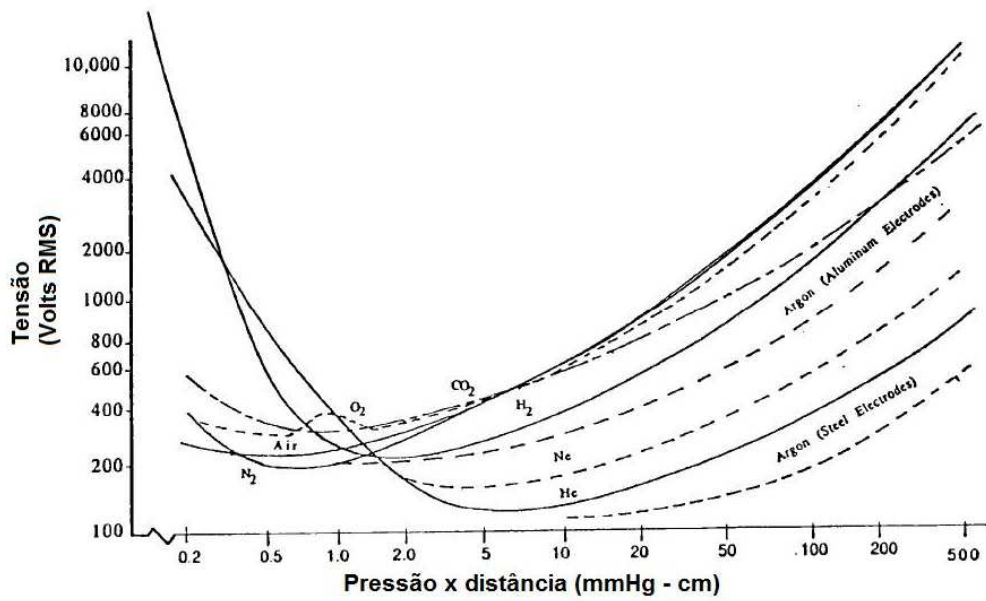


Figura 11 - Curvas de Paschen para gases puros.
 Fonte: adaptada de Belnap (2001).

Para que os dados referentes ao ar-comprimido e O₂ fossem melhor visualizados, foram isoladas apenas as duas curvas, já convertendo as unidades do eixo das abscissas em unidades do Sistema Internacional (pascal.metro). As curvas de Paschen para o ar e para o O₂ podem ser visualizadas na figura 12.

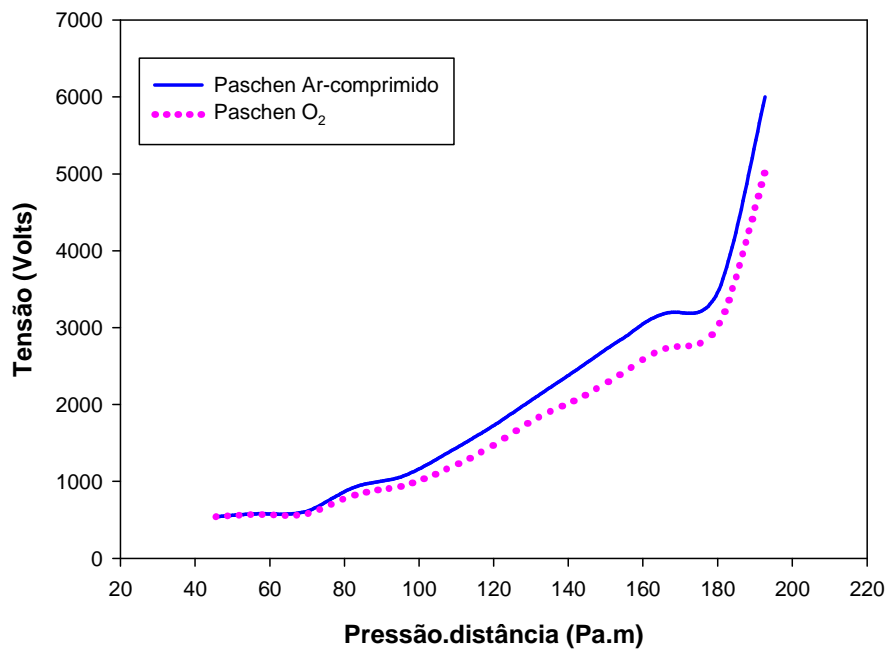


Figura 12 - Curvas de Paschen para Ar e O₂.
 Fonte: adaptada de Belnap (2001).

Pode se observar que as duas curvas são muito próximas. Considerando que a câmara está sob pressão de trabalho de aproximadamente 300 kPa e definindo a distância mínima entre dois condutores de 0,5 mm, no caso de alguns componentes eletrônicos em SMD (*Surface Mount Device*) (este caso, porém, é particular e considera-se as trilhas em paralelo, desconsiderando que existam “pontas”), o resultado do produto é:

$$P \cdot d = 300.10^3 \cdot 5.10^{-4} = 150 \text{ (Pa.m)} \quad (8)$$

onde, P é a pressão do gás (em pascal) e d a distância (em metros) entre os eletrodos, por meio dos quais acontece a deflagração da faísca.

Colocando estes dados no gráfico da figura 12, e analisando a curva de Paschen para o O_2 , obtém-se um potencial elétrico entre 2000 e 2500 V.

A resolução desta curva é relativamente baixa (centenas de volts). De qualquer forma, ela é importante para verificar que qualquer circuito dentro de uma câmara não deve apresentar diferença de potencial que ultrapasse este valor para uma distância entre “eletrodos” de 0,5 mm.

Deve-se ressaltar, no entanto, que as características desta curva foram estabelecidas para gases puros, secos, eletrodos planos (placas paralelas), temperatura ambiente de 23 °C e frequência de 400 Hz, ou seja, uma condição particular (BELNAP, 2001). Caso haja variação na umidade ou na temperatura do ambiente (devido ao paciente), presença de partículas sólidas de material combustível, como determinados tipos de poeira ou pedaços de tecidos (material interno à câmara), estes níveis de potencial para a geração das faíscas podem ser alterados de maneira significativa.

2.13 CONCLUSÕES

A utilização de câmaras pressurizadas com O_2 para tratamento de pacientes mostra que este tipo de ambiente é crítico quanto à utilização de equipamentos que possam produzir faíscas, devido aos níveis de tensão utilizados. Ressalta-se que a maioria dos acidentes registrados em câmaras monoplaca foi devido à faiscância (tabelas 3 e 4).

Por meio dos resultados da curva de Paschen, que trata da possibilidade de uma diferença de potencial (ddp) produzir faíscas no ambiente hiperbárico, pode-se observar que esta ddp está acima dos 2000 V, quando a distância entre condutores estiver em 0,5 mm. Para estabelecer uma ampla margem de segurança, os circuitos internos devem apresentar diferenças de potenciais de

no máximo algumas dezenas de volts. Porém, isto ainda não significa que a utilização de circuitos com tensões baixas (poucas dezenas de volts) é perfeitamente segura, pois a curva de Paschen foi traçada em condições particulares de temperatura, umidade relativa e pureza dos gases, o que não ocorre no ambiente hiperbárico real, onde a temperatura e umidade são influenciadas pela presença do paciente.

Alguns materiais (tabela 6) são significativos na produção de fogo e/ou explosão em uma câmara hiperbárica. Ou seja, além do desenvolvimento de circuitos eletrônicos que operem com baixas tensões (minimizar o risco de faiscância), baixas correntes (para minimizar o calor produzido), deve-se ter cuidados especiais na escolha dos materiais, como por exemplo, baterias e capacitores eletrolíticos, pois podem causar reações químicas que provoquem acidentes.

3 ENSAIOS SOBRE FAISCÂNCIA EM CÂMARAS HIPERBÁRICAS MONOPLACE

3.1 INTRODUÇÃO

Os dados disponíveis nas Curvas de Paschen (figuras 11 e 12) foram obtidos em condições particulares, que não são exatamente as mesmas existentes em um ambiente hiperbárico. Alterações de temperatura, umidade relativa do ar e o formato dos eletrodos podem modificar a tensão mínima necessária para deflagrar faíscas. Por este motivo, é importante reproduzir as condições reais da câmara monoplace (o mais próximo da realidade), preferencialmente simulando os piores casos quando da utilização de circuitos eletrônicos neste tipo de ambiente.

Assim, com a finalidade de verificar o valor da tensão capaz de produzir faíscas nas condições normais de tratamento hiperbárico, foi construído um protótipo de câmara monoplace, em escala reduzida, preparada para diversos tipos de ensaio, incluindo testes de faiscância em circuitos eletrônicos.

3.2 CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS

O protótipo de câmara foi construído em acrílico e alumínio, com dimensões de 400 mm de comprimento, 150 mm de diâmetro e parede acrílica de 10 mm de espessura. As conexões e tubulações para entrada de gases foram confeccionadas com materiais certificados para utilização em vasos de pressão (ANSI/ASME, 1997).

Um manômetro da marca Wikai foi utilizado para indicar a pressão interna de trabalho dentro do equipamento, com fundo de escala em 400 kPa (aproximadamente 5 ATA). Como medida preventiva, em relação à segurança da pesquisa, foi implementado no protótipo uma válvula de segurança, do tipo PSV (*Pressure Safety Valve*), de forma a garantir que não haja expansão abrupta de gases, devido principalmente a uma possível explosão, ou mesmo que o vaso seja submetido a uma pressão maior que a especificada.

A figura 13 ilustra a vista explodida da câmara protótipo, onde é possível observar os flanges de alumínio (2 e 3) para conexão com o tubo cilíndrico em acrílico (1). Um anel em teflon (4) proporciona a vedação do dispositivo. As extremidades são presas por meio de parafusos passantes (12). No flange (2) se encontram as tomadas para a conexão da mangueira de entrada de

gases (18), o manômetro (19) e a válvula de proteção (17) contra sobrepressão (PSV).

No flange (3) foi inserida uma janela de inspeção (6), devidamente vedada por um anel de grafite (7), onde a câmara pode ser acessada internamente sem que haja necessidade de sua desmontagem total. As duas hastes metálicas (15) são utilizadas para conectar eletricamente os eletrodos internos à câmara com a fonte de tensão contínua do lado de fora. Por este motivo, estas hastes possuem isolamento elétrico em relação à tampa metálica (6).

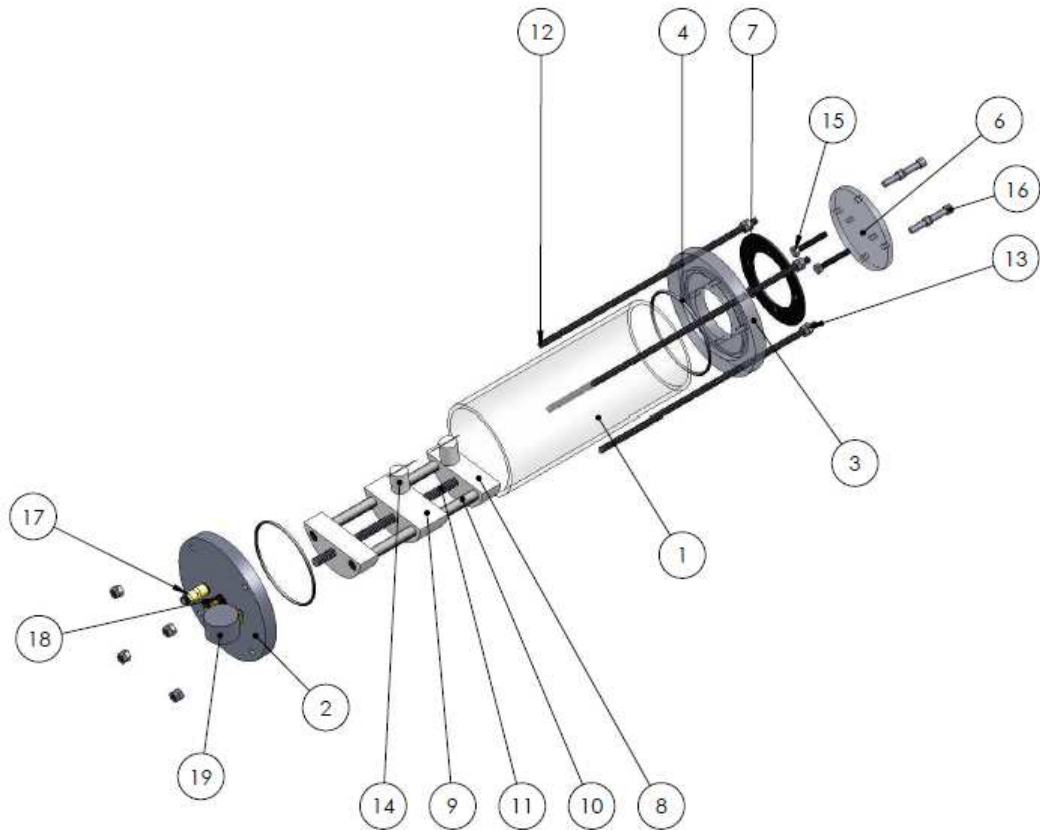


Figura 13 - Câmara monoplace protótipo – vista explodida.
Fonte: autoria própria

O protótipo possui ainda uma estrutura interna móvel, projetada especificamente para colocação e ajuste fino da distância entre diversos tipos de eletrodos a serem testados. Os eletrodos são inseridos no suporte (14), onde um sistema de fuso graduado (11) é capaz de produzir um ajuste fino, movendo as peças (8 e 9), e mantendo assim sempre a mesma distância para todos os ensaios, permitindo que as medidas possuam repetibilidade. A figura 14 mostra a câmara protótipo construída, com o detalhe do mecanismo interno.

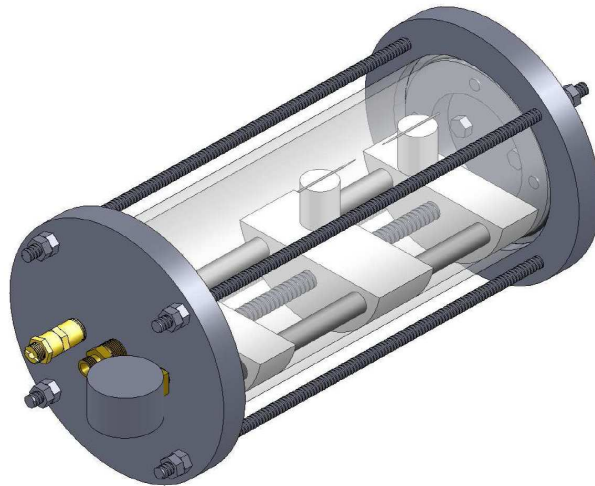


Figura 14 - Câmara monoplace protótipo
Fonte: autoria própria

Devido às condições de segurança do ambiente da equipe de pesquisa, os testes que oferecem maior risco de explosão foram realizados no interior de uma caixa de proteção em aço, com dimensões de 1000 mm de comprimento, 500 mm de largura, 600 mm de altura e espessura de 8 mm. Sua finalidade principal é confinar os estilhaços, caso houvesse explosão ou falha mecânica da câmara durante o experimento.

Na figura 15 é mostrada a plataforma de ensaio em bancada (ainda sem a caixa de proteção). Uma fonte de tensão contínua (DC), do fabricante 3B, modelo U3310, com fundo de escala até 5000 V, foi utilizada para gerar as faíscas. Para que pudesse ser monitorada a tensão no momento da primeira faísca foi utilizado um osciloscópio conectado a um circuito divisor resistivo, adquirindo assim apenas uma amostra da tensão responsável pela faísca. A temperatura e umidade relativa do ar no interior da câmara foram monitoradas utilizando-se um medidor analógico, marca RENRU, modelo N35.

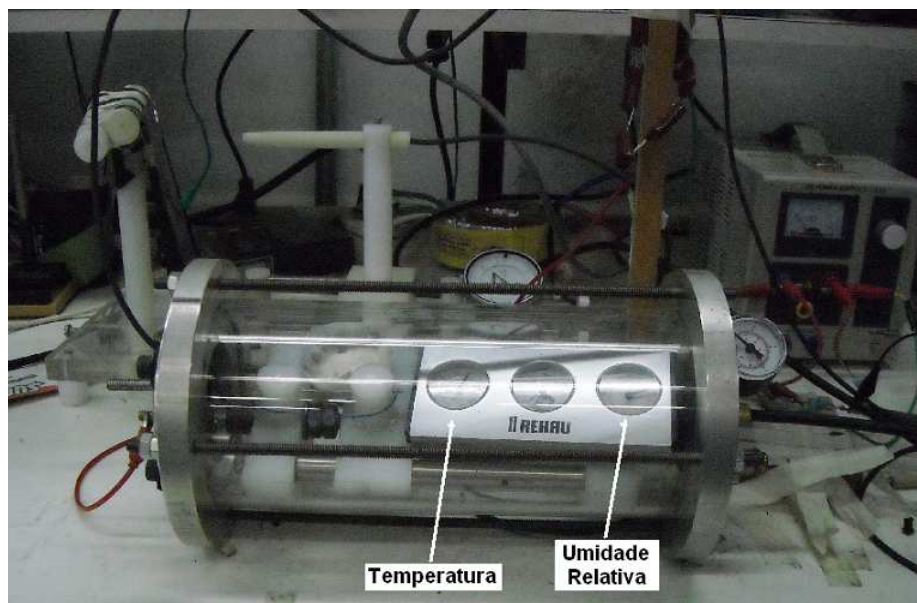


Figura 15 - Ambiente de ensaio em bancada para verificação de faiscância.
Fonte: autoria própria

3.3 COMPARAÇÃO DE FAISCÂNCIA ENTRE AR-COMPRESSO E O₂

Os dados contidos na figura 12 não são conclusivos, pois em uma situação real de tratamento hiperbárico o nível de faiscância utilizando O₂ puro pode ser diferente em relação ao ar-comprimido. Para sanar estas dúvidas, um único experimento (em uma condição particular) foi executado utilizando os dois principais gases de interesse para a pesquisa.

Inicialmente o protótipo foi pressurizado com O₂ puro, por meio de um cilindro. As condições dentro da câmara no momento do ensaio variaram entre 20 e 25°C de temperatura, com umidade relativa entre 65 e 75%, situação compatível com o ambiente real de tratamento (Oxigenoterapia Hiperbárica, 2004).

Foram utilizados como eletrodos um par de agulhas de aço inox, com 1 mm de diâmetro, a uma distância de 0,5 mm entre elas. Foi escolhida esta condição por existir pouco material combustível em relação ao gás comburente (O₂) dentro da câmara. Ou seja, uma situação que oferece uma maior segurança, já que não se pode estabelecer o real potencial destrutivo que uma explosão deste protótipo pode causar. De qualquer maneira, todas as precauções de segurança foram tomadas com a finalidade de isolar o ambiente relativo ao experimento, caso houvesse fogo ou explosão durante o ensaio.

A pressão no interior da câmara é monitorada por meio da leitura no manômetro analógico. Foram estabelecidas escalas crescentes de pressão, desde a pressão atmosférica

(aproximadamente 1 ATA), até pressões de 300 kPa (4 ATA), com incrementos de ± 25 kPa. Estabilizada a pressão interna desejada, é incrementada de forma lenta e gradual a tensão no gerador até que a primeira faísca entre os eletrodos aconteça. Esta faísca foi detectada na tela do osciloscópio, quando há modificação repentina na forma de onda da tensão aplicada.

Em seguida, o protótipo foi condicionado para ser pressurizado com ar-comprimado, utilizando o mesmo protocolo de ensaios para o O_2 , inclusive mantendo os mesmos eletrodos e na mesma distância.

Na figura 16 são mostradas as curvas comparativas entre os resultados do experimento realizado, utilizando O_2 e em seguida ar-comprimado, bem como a relação entre os dois gases no ensaio realizado por Belnap (2001) da figura 12.

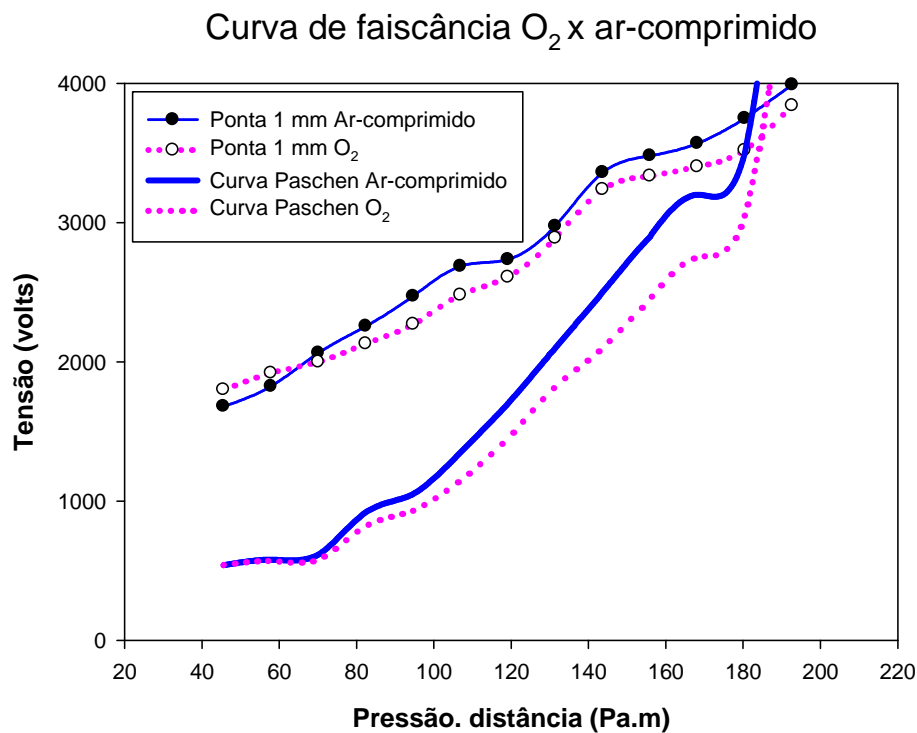


Figura 16 - Comparativo entre as curvas de tendência da tensão em relação ao produto pressão.distância para o ensaio utilizando ar-comprimado e O_2 .

Fonte: adaptada de Belnap (2001)

Quanto ao gás interno à câmara, através dos gráficos da figura 16, os resultados da faiscância utilizando ar-comprimado e O_2 são muito próximos.

Considerando que o tratamento hiperbárico é realizado a uma pressão de 3 ATA (equivalente a relação $P.d \cong 140$), a diferença entre a tensão responsável pela primeira faísca quando se utiliza O_2 é aproximadamente 4 % menor que quando se utiliza ar-comprimado. Isso significa que os demais ensaios podem ser feitos utilizando apenas ar-comprimado, sem que haja

uma diferença significativa nos resultados. Esta ação também visa obter maior segurança em bancada.

3.4 ENSAIOS DE FAISCÂNCIA

No ensaio anterior foi utilizado apenas um tipo de eletrodo. Nesta etapa, foram colocados eletrodos de diversos formatos, tais como mais um tipo de agulha metálica, com diâmetro diferente (2 mm), onde foi simulada a diferença entre as “pontas”. Em seguida, duas lâminas de barbear com as faces de corte dispostas frente a frente, reproduzem o efeito de trilhas de circuito impresso isoladas pelo ar. E, complementando em uma situação real de uso, foi feito o ensaio da faiscância entre as trilhas de cobre de uma placa de circuito impresso em fibra de vidro, visando ensaiar os eletrodos paralelos contendo material sólido como isolante.

A distância entre os eletrodos para todos os ensaios foi mantida fixa em 0,5 mm, porque além de manter o padrão em relação ao primeiro teste, também é a menor distância existente entre duas trilhas da placa de circuito impresso em encapsulamento PSOP (*Plastic Small-Outline Package*), utilizados neste ensaio e onde foram soldados alguns componentes eletrônicos em SMD (*Surface Mountage Device*).

A tabela 7 mostra os dados adquiridos nos ensaios, onde é relacionada a tensão mínima necessária para a formação da primeira faísca, em relação aos valores da pressão interna na câmara. Foram realizadas 10 (dez) medidas para cada relação de P.d.

Tabela 7 - Dados referentes à tensão capaz de provocar a primeira faísca versus o produto da pressão do ambiente e a distância entre os eletrodos

Pressão.distância (Pa.m)	Tensão (volts)			
	Agulha 1 mm	Agulha 2 mm	Lâminas	Trilhas da PCI
45,6	1680	1488	936	804
57,86	1824	1656	984	891
70,12	2064	1848	1020	996
82,37	2256	2040	1110	1089
94,63	2472	2184	1212	1188
106,89	2688	2328	1320	1251
119,15	2736	2496	1440	1404
131,40	2976	2880	1506	1467
143,66	3360	2960	1626	1668
155,92	3480	3130	1725	1830
168,18	3570	3270	1812	2160
180,43	3750	3400	1950	2280
192,69	3990	3590	2076	2400

Fonte: autoria própria

Através dos dados contidos na tabela 7, foi traçado na figura 17 um conjunto de curvas da tensão DC em relação ao produto pressão e distância.

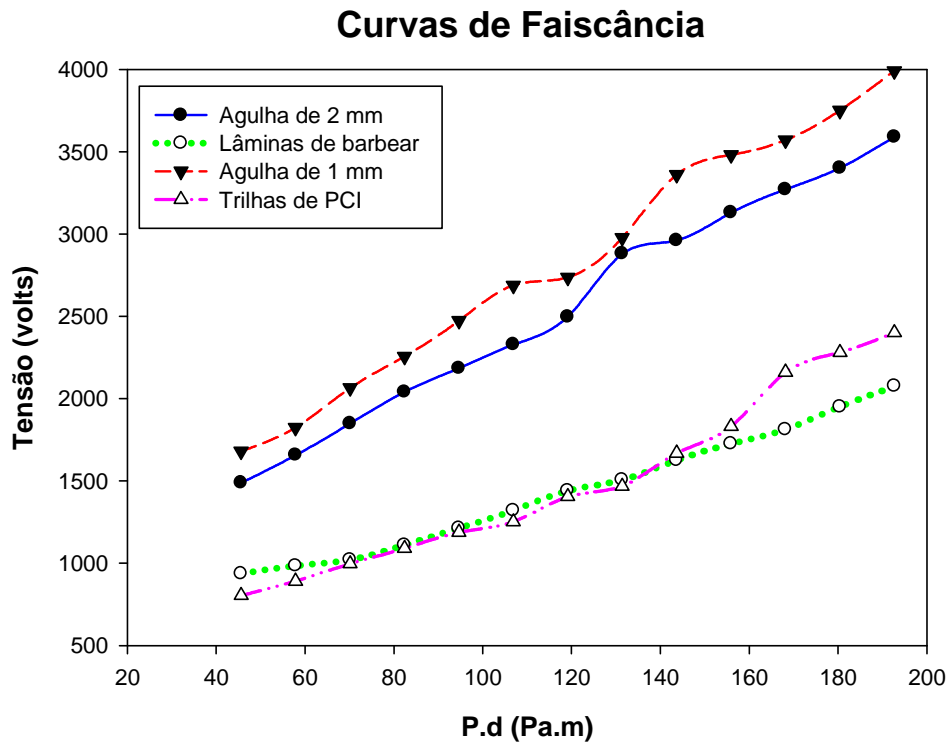


Figura 17 - Curvas da tensão entre os eletrodos em relação ao produto pressão.distância
Fonte: autoria própria

Analisando os dados, observa-se, primeiramente, que a físcância ocorre com maior facilidade quanto menor a pressão no ambiente, seguindo como esperado na Curva de Paschen, (BELNAP, 2001), para aquela faixa de P.d.

Quanto aos eletrodos utilizados, observa-se que a menor tensão exigida para a formação de uma físcia acontece entre as trilhas da placa de circuito impresso. Com o incremento um pouco maior no potencial, ocorre a primeira físcia entre os eletrodos metálicos planos e com um acréscimo relevante no valor da tensão, as físcas começam a ocorrer nos eletrodos pontiagudos (agulhas), tendo o menor potencial para uma agulha de 2 mm de diâmetro, seguida da agulha de 1 mm.

A diferença nos resultados dos dois ensaios (lâmina e trilhas da placa de circuito impresso) é pequena, mas esta diferença pode estar relacionada à diferença de permissividade elétrica entre os materiais (fibra de vidro e ar).

Os limites de tensão encontrados para a formação de físcas na Curva de Paschen em Belnap (2001) são substancialmente inferiores aos realizados no ensaio em bancada. O tipo de

eletrodo influencia significativamente, conforme observado nos dados da tabela 7. Além disto, em Belnap (2001) e Heylen (2006) foi utilizada tensão com frequência de 400 Hz, enquanto que o presente ensaio foi feito com tensão DC (0 Hz).

No entanto, em uma condição real de tratamento hiperbárico em câmaras monoplace, supondo que possam existir extremidades pontiagudas metálicas a uma distância mínima de 0,5mm, em um ambiente pressurizado a 300 kPa (aproximadamente 3 ATA, com relação $P.d \cong 140$), a tensão mínima para produzir a primeira faísca é superior a 3000 V. Para esta mesma relação, caso exista faiscância entre as trilhas das placas de circuito impresso, a tensão está perto dos 1000 V.

3.5 CONCLUSÕES

Existe correlação entre os ensaios realizados e a Curva de Paschen em Heylen (2006) e Belnap (2001), no que diz respeito à maior dificuldade de ocorrer faíscas em um ambiente pressurizado (como o existente nas Câmaras hiperbáricas), comparado a um ambiente para tratamento clínico sob pressão atmosférica normal. Isto significa que os ensaios sobre faiscância em equipamentos eletrônicos poderão ser feitos sob as condições atmosféricas normais, pois este ainda é uma situação de “pior caso”. Caso exista necessidade de executar ensaios em um ambiente pressurizado, pode ser utilizado ar-comprimido no lugar do O_2 , pois a diferença de 4% obtida nos ensaios pode ser desprezada ou mesmo compensada nos resultados finais.

De qualquer forma, há uma preocupação constante sobre a segurança do ambiente hiperbárico devido aos relatos sobre acidentes envolvendo câmaras monoplace e multiplace, principalmente quando da ocorrência de uma faísca e qual seria a proporção deste acidente. No experimento com a câmara pressurizada a O_2 foram verificados os níveis de tensão responsáveis pela primeira faísca, em diferentes pressões, onde não houve incêndio ou explosão do ambiente, comprovando que não há este tipo de risco, enquanto a quantidade de comburente internamente for muito maior que o material combustível, tal como roupas, travesseiros e curativos.

Os resultados mostrados na tabela 7 podem estabelecer alguns limites superiores no que tange à utilização de circuitos e dispositivos eletrônicos para monitoramento em câmaras monoplace, devendo ser observada, além da tensão de alimentação dos circuitos, a distância entre trilhas das placas de circuito impresso nos equipamentos internos à câmara.

4 DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA TELEMÉTRICO PARA MONITORAÇÃO DO SINAL DE ECG NO AMBIENTE HIPERBÁRICO

4.1 INTRODUÇÃO

Para se poder avaliar na prática as tecnologias disponíveis para o desenvolvimento de circuitos eletrônicos capazes de monitorar o estado de pacientes em ambientes hiperbáricos, optou-se pela construção de um equipamento de captação, transmissão e registro do sinal de eletrocardiograma (ECG). A escolha deste tipo de equipamento foi porque, além de sua importância clínica para um paciente sob tratamento com a saúde debilitada, o sinal de ECG é contínuo (maior consumo de energia) e requer circuitos eletrônicos para o tratamento do sinal relativamente mais complexos (WEBSTER, 1998).

4.2 O EQUIPAMENTO DE ECG TELEMÉTRICO

Para a aquisição do sinal de ECG dentro da câmara hiperbárica monoplace será necessário, além do circuito de alimentação, um amplificador, em geral composto por um amplificador de instrumentação, um conjunto de filtros e um transmissor para enviar este sinal para fora da câmara, onde o mesmo será recebido, tratado e apresentado em um monitor cardíaco. A figura 18 mostra o diagrama em blocos do equipamento de ECG telemétrico proposto.

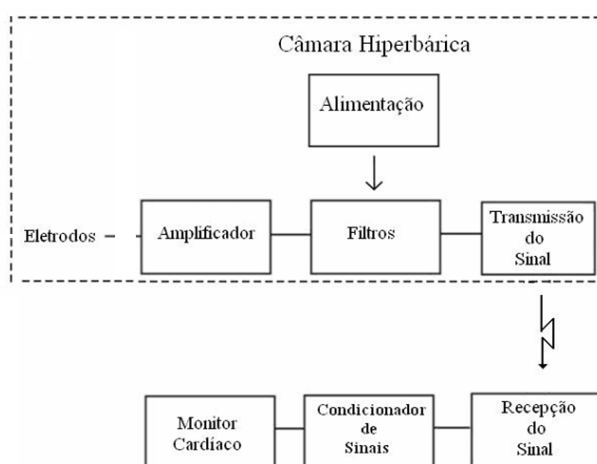


Figura 18 - Monitoramento do sinal de ECG em um paciente sob tratamento hiperbárico.
Fonte: autoria própria

4.3 LIMITAÇÕES DE MATERIAIS E DISPOSITIVOS NO AMBIENTE HIPERBÁRICO

Conforme mencionado anteriormente, devido ao alto risco do ambiente pressurizado com

O₂, as câmaras hiperbáricas possuem diversas limitações no que diz respeito aos materiais que podem ser utilizados em seu interior durante sua operação.

Conforme os ensaios descritos anteriormente (tabela 6), a presença de alguns materiais utilizados na vestimenta dos pacientes, como o algodão, são combustíveis e queimam na presença de O₂ a menos de 50% de concentração. Ou seja, se houver faiscância o material interno à câmara poderá provocar fogo e/ou explosão. Da mesma forma, a presença de fonte de calor poderá provocar acidentes (tabela 4).

Assim, além de estabelecer limites quanto aos níveis de tensão e corrente a serem empregados pelo circuito alocado dentro da câmara, os materiais envolvidos no encapsulamento e confecção de seus componentes devem ser criteriosamente escolhidos. Isto é, deve-se tomar cuidado com materiais que possam apresentar risco ao ambiente.

Por este motivo, fica claro que a utilização de baterias e capacitores eletrolíticos (pelos materiais que os compõem) devem ser evitados.

4.4 ALIMENTAÇÃO DO CIRCUITO JUNTO AO PACIENTE

Descartado o uso de baterias e de capacitores eletrolíticos que inviabilizam até uma possível alimentação passiva utilizando acoplamento eletromagnético, resta a utilização de células fotovoltaicas. De qualquer forma, deve-se ressaltar que os níveis de tensão em um ambiente hiperbárico devem estar abaixo de 28 V (NPFA 99, 1999).

4.4.1 Células Fotovoltaicas

As células fotovoltaicas são dispositivos que utilizam materiais semicondutores, gerando eletricidade através da incidência de luz (BOYLESTAD; NASHELSKY, 2004). São compostas basicamente de uma estrutura multicristalina de silício, tendo baixo custo e facilidade no processo de manufatura (SILICON SOLAR, 2005).

Podem gerar eletricidade com a incidência de luz solar (RUEDA; LISBONA; HERRERO, 2003) ou de luz artificial de ambientes cobertos (SANYO, 2006), sendo que a eletricidade gerada com a luz artificial pode ser utilizada para alimentar circuitos elétricos de baixo consumo (IQ-USP, 2006).

As características técnicas de alguns modelos de células fotovoltaicas flexíveis constam na tabela 8.

Tabela 8 - Características elétricas de células fotovoltaicas flexíveis

MODELO	TENSÃO	CORRENTE	DIMENSÕES (POLEGADAS)
SKU: 05-1286	3,6 V	100 MA	2,9 X 5,9 X 0,01 IN
SKU: 05-1285	3,6 V	50 MA	2,9 X 3,0 X 0,01 IN
SKU: 05-1282	3,0 V	22 MA	2,5 X 1,5 X 0,01 IN
SKU: 05-1283	3,0 V	25 MA	3,9 X 1,0 X 0,01 IN

Fonte: adaptada de Silicon Solar (2006).

Obs. Estes dados retirados do fabricante são para condições máximas de incidência solar, que dependem da época do ano e o local (SILICON SOLAR, 2006). Como a aplicação é em ambiente fechado, utilizando iluminação artificial, estes dados de corrente e tensão podem não ser atingidos.

A condição de temperatura de operação não atrapalha a sua utilização em ambiente hiperbárico, pois o fabricante recomenda uma temperatura máxima de trabalho de 50 °C para células convencionais e 250 °C para alguns modelos de células flexíveis (SILICON SOLAR, 2006).

Desta maneira, dentro do escopo do presente trabalho, a utilização de células fotovoltaicas torna-se uma opção viável. Evidentemente, o modelo de célula a ser utilizada é definido a partir da corrente de consumo dos circuitos de aquisição e transmissão do sinal.

4.5 AMPLIFICADOR DE ECG E FILTROS

Independente do circuito utilizado para a transmissão do sinal adquirido dentro da câmara, de forma similar aos equipamentos de ECG convencionais, faz-se necessária a construção de um circuito para amplificar e filtrar o ECG do paciente.

Mais uma vez seguindo os projetos clássicos (WEBSTER, 1998), foi utilizado um amplificador de instrumentação (amplificador diferencial). Esta escolha se deve a sua alta sensibilidade para captar um sinal elétrico tão baixo quanto é o sinal de ECG no paciente (cerca de 1 mV pico-a-pico) e apresentar uma alta CMRR (Razão de Rejeição em Modo Comum).

O espectro do sinal de ECG, em geral, é definido de 0,05 a 150 Hz (WEBSTER, 1998). No entanto, para implementação de um filtro com frequência de corte inferior tão baixa (0,05 Hz), seria necessário o uso de capacitores eletrolíticos (ou capacitores cerâmicos de dimensões físicas muito grandes para a confecção de um circuito miniaturizado). Desta maneira, o espectro do sinal foi reduzido para a faixa de 0,5 a 150 Hz.

Na seqüência, será detalhado cada um dos blocos mencionados, sempre adotando como

critério de escolha os componentes que operem com os menores níveis de tensão e que apresentem o menor consumo de corrente possíveis.

4.5.1 Amplificador de instrumentação

A figura 19 mostra a configuração de um amplificador de instrumentação clássico.

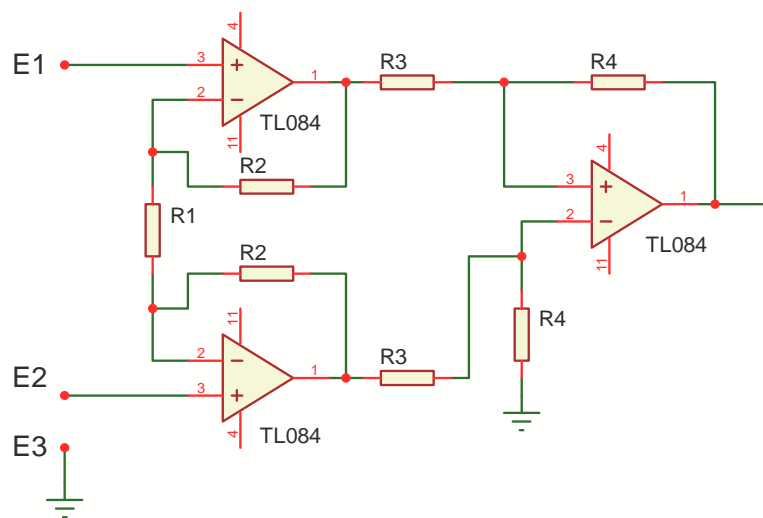


Figura 19 - Diagrama esquemático do amplificador de instrumentação clássico.

Fonte: adaptada de WEBSTER (1998).

Este tipo de amplificador pode ser encontrado na forma de circuito integrado, ou alternativamente é possível construí-lo utilizando amplificadores operacionais padrão e componentes discretos. Neste trabalho optou-se pela análise de alguns amplificadores de instrumentação monolíticos (tabela 9) e um construído com amplificadores operacionais de baixo consumo (OPA 349 – Burr-Brown) e componentes discretos.

Tabela 9 - Características de alguns amplificadores de instrumentação e amplificadores operacionais disponíveis comercialmente.

COMPONENTE	TENSÃO DE ALIMENTAÇÃO	CORRENTE DE CONSUMO	CMRR
ISL28270	+2,4 A +5 V	120 μ A (TÍPICO)	90 A 110 DB
EL8170	+2,9 A +5 V	78 μ A (MÁXIMO)	80 A 108 DB
AD620A	\pm 2,3 A \pm 18 V	0,9 A 1,3 MA	93 A 110 DB
INA102AG	\pm 3,5 A \pm 18 V	500 A 750 μ A	80 A 100 DB
INA126UP	\pm 1,35 A \pm 18 V	175 A 200 μ A	74 A 90 DB
INA 118	\pm 1,35 A \pm 18 V	350 A 385 μ A	110 DB
OPA349	1,8 A 5,5 V	1,0 μ A	60 DB (TYP)
TLV2244	2,5 A 12 V	1 μ A/CH	100 DB (TYP)
OPA2369	1,8 A 5,5 V	700 NA/CH	114 DB (TYP)

Fonte: adaptada de Intersil (2006 a); Intersil (2006 b); Burr-Brown (2006 a); Texas Instruments (2006 a).

Obs. Os valores de ganho máximo que cada componente permite não foram citados, pois, pela condição de projeto é necessária a minimização do ruído na primeira etapa da aquisição, por este motivo será estabelecido um ganho relativamente baixo (máximo 30) nesta etapa.

Inicialmente foram ensaiados dois circuitos integrados monolíticos para amplificadores de instrumentação, o ISL28270 (INTERSIL, 2006 a) e o EL8170 (INTERSIL, 2006 b) e o circuito montado de forma discreta com o OPA 349 (BURR-BROWN, 2006 b).

O amplificador de instrumentação discreto apresentou um resultado pouco satisfatório devido ao alto ruído na saída em relação aos amplificadores de instrumentação monolíticos.

Nos amplificadores de instrumentação monolíticos, usando-se tensão de alimentação de 3 V, as medidas do consumo de corrente foram 75 μ A e 52 μ A, respectivamente. No entanto, a alimentação destes componentes não permite ser simétrica e a onda de ECG possui sinal no ciclo negativo. Assim, para adequar o sinal, foi necessário grampear o sinal de ECG com um nível DC, introduzindo-se um divisor resistivo. Este nível DC, contudo, fez com que o sinal tivesse sua qualidade comparativamente deteriorada ao final deste estágio.

Por este motivo, um terceiro amplificador de instrumentação foi ensaiado para comparação de resultados. O circuito escolhido foi o INA 126P, em encapsulamento DIP, da empresa Burr-Brown. O resultado na forma de onda de saída pode ser considerado melhor que as opções da Intersil. Entretanto, esta opção faz o uso de duas células fotovoltaicas, pois é requerida alimentação simétrica em \pm 1,5 V (BURR BROWN, 2006 a), o que não é conseguida com uma

única célula.

O ganho estabelecido para o amplificador de instrumentação foi, inicialmente, de 20 nesta etapa do circuito.

4.5.2 Cálculo dos filtros

Existem algumas topologias e configurações de filtros a escolher, tais como Butterworth, Chebyshev e Bessel. O cálculo destes filtros, modificando a ordem, o ganho e a configuração desejada, bem como a curva de resposta, são facilmente implementados através de *softwares* computacionais, tais como o *Filter Wizard Design* (ANALOG DEVICES, 2007) utilizado no presente trabalho.

Os filtros foram escolhidos em quarta ordem, porque a seletividade é melhor que os de ordem inferior e também utilizam apenas dois amplificadores operacionais. As topologias foram ensaiadas e os resultados são mostrados na seqüência.

4.5.2.1 Filtro Passa-Alta

Conforme mencionado anteriormente, foi estabelecido que o filtro passa-alta utilizado terá uma frequência de corte em 0,5 Hz ao invés de 0,05 Hz. Para que o cálculo do filtro possa ser executado em um *software* específico, alguns parâmetros devem ser inseridos. Por exemplo, é necessário entrar com a frequência de corte (f_c) e o ganho (A) desejado. Foi arbitrado um ganho genérico e depois o mesmo é ajustado de acordo com a necessidade.

O filtro Butterworth apresenta o melhor compromisso entre a atenuação e a resposta em fase. Os valores dos elementos do filtro Butterworth são mais práticos e menos críticos que outros tipos de filtros. O Chebyshev, por sua vez, tem uma curva de atenuação mais significativa na frequência de corte (ANALOG DEVICES, 2007; KENDALL, 1996).

Definindo a topologia do filtro, onde $f_c=0,5$ Hz, ganho=10 e quarta ordem, é fixado o valor do capacitor (cerâmico) em 470 nF. O *software*, automaticamente, calcula o valor dos resistores.

As curvas de resposta de ganho *versus* frequência, simuladas pelo mesmo *software* para os filtros Butterworth e Chebyshev foram muito próximas, não alterando a condição do circuito. Desta maneira, qualquer uma delas serviria ao propósito, então de forma aleatória, foi escolhida a configuração Butterworth, com topologia Sallen-key.

4.5.2.2 Filtro Passa-Baixa

Analogamente ao filtro passa-alta, foi utilizado o mesmo programa para compor o filtro passa-baixa, com frequência de corte (f_c) em 150 Hz, ganho 5, Butterworth, quarta ordem, topologia Sallen-Key (KENDALL, 1996).

4.5.3 Amplificadores operacionais

Os amplificadores operacionais utilizados nos filtros também foram escolhidos de acordo com os mesmos critérios estabelecidos para o amplificador de instrumentação.

Foram encontrados poucos amplificadores que possuem baixo consumo de corrente e funcionem com níveis de tensão próximos aos 1,5 V. Foram selecionados apenas dois tipos de amplificadores operacionais, o TLV 2244 (TEXAS INSTRUMENTS, 2006 a) e o OPA 349 (BURR-BROWN, 2006 b).

Enquanto o OPA 349 satisfaz a condição de baixo consumo (perto de $1 \mu\text{A}$), o TLV 2244, possui quatro amplificadores em um mesmo encapsulamento, consumindo, também, $1 \mu\text{A}$ por canal. Por questão de economia de espaço em placa de circuito impresso, devido ao encapsulamento ser do tipo PSOP, optou-se pelo TLV 2244.

4.6 CIRCUITO TRANSMISSOR

No que diz respeito ao consumo de corrente, talvez a parte mais crítica deste estudo se concentre em como retirar um sinal elétrico de dentro da câmara.

Para retirar o sinal biológico de dentro da câmara hiperbárica foram avaliadas duas alternativas: (a) sistema óptico e (b) a transmissão em radiofrequência (RF).

4.6.1 Sistema Óptico

Pela característica construtiva das câmaras monoplaca, vistas nas figuras 8 e 9, a possibilidade de se transmitir o sinal opticamente é perfeitamente viável, já que o acrílico transmite 80 a 93% da luz incidente (3DCAM, 2006). No entanto, a luz infravermelha degrada lentamente este polímero em comprimentos de onda em torno de 1400 nm (OSENBACK *et al*, 2004).

Um LED emissor infravermelho (940 nm) como o TIL 32, por exemplo, pode ser utilizado como transmissor de um sinal digital modulado. Segundo o manual do fabricante ele

necessita de pelo menos 1,6 V em seus terminais, consumindo uma corrente nominal de 20 mA (TEXAS INSTRUMENTS, 2005). Este nível de corrente é que deve ser levado em conta caso a opção pelo sistema óptico seja utilizada.

4.6.2 Transmissão em radiofrequência (RF)

A outra solução para a transmissão de sinais elétricos é a utilização da radiofrequência (RF). Existem diversos tipos de modulação, em diversas frequências disponíveis, que necessitam ou não a permissão da ANATEL (Agência Nacional de Telecomunicações) para operar.

Entre os tipos de transmissores mais utilizados estão os módulos de transmissão digital na faixa de ISM (*Industrial, Scientific and Medical*). A sua grande vantagem é a versatilidade de escolha, devido à quantidade de fornecedores, bem como a facilidade de utilização, podendo trabalhar livre de interferências externas nessa distância que a câmara necessita para o enlace.

4.6.2.1 Transmissão Digital utilizando o protocolo 802.11

Em 1999 foi aprovado o padrão IEEE 802.11 (*Institute of Electrical and Electronics Engineers*), que trata de uma transmissão digital em frequências que vão de 2,4 a 5 GHz, com taxa de 11 Mbps (Mega *bits* por segundo). A frequência de transmissão e sua taxa variam de acordo com o padrão dentro do protocolo 802.11, que vai do 802.11a até o 802.11n (ANSI/IEEE, 2003). Este protocolo é largamente utilizado em aplicações *wireless* comerciais, tais como teclados, *mouses*, *modem*, *pen drives*, etc (WIFI ALLIANCE, 2007).

Vários fabricantes disponibilizam o *chip* com o protocolo 802.11 integrado para desenvolvimento de *firmware* próprio. Como estes circuitos têm viabilidade para a aplicação, foi feita uma busca por componentes que satisfizessem as restrições impostas, quanto ao baixo consumo de corrente e menor nível de tensão para alimentação.

O modelo de circuito integrado que mais se aproxima neste critério é o nRF2401A, da empresa *Nordic Semiconductors*. A figura 20 ilustra a família de *transceivers* da *Nordic Semiconductors* em escala real, onde o nRF2401A possui pouco mais que 5 mm.

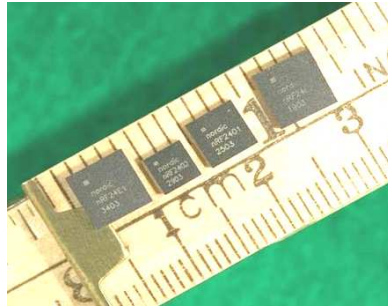


Figura 20 - Foto da família de transceivers da Nordic Semiconductors.

Fonte: adaptado de www.rfglobalnet.com/.../nrf2401a.jpg.

Este *transceiver* é apresentado em um encapsulamento QFN (*Quad Flat No-lead Plastic*), com dimensões de 5 x 5 mm, podendo ser alimentado por 1,9 V, apresentando uma corrente de consumo na transmissão de 10,5 mA, 12 μ A em *standby* e 400 nA em *power-down* (NORDIC SEMICONDUCTORS, 2005).

O consumo de corrente depende da taxa de transmissão e da potência de saída do sinal. Segundo o fabricante, para utilização em automação residencial ou industrial, o alcance pode chegar até a 50 m, em campo aberto, com uma atenuação de -5 dBm. Como a aplicação solicitada requer uma distância pequena (máximo de 100 mm), o componente pode ser programado para reduzir a potência de transmissão para -20 dBm, o que reduziria o consumo de corrente de 10,5 mA para 8,8 mA nos picos de transmissão do sinal (NORDIC SEMICONDUCTORS, 2005).

Como a aquisição do parâmetro biológico a ser monitorado é um sinal analógico, é necessária a utilização de um conversor A/D e um microcontrolador para enviar de forma serial os dados ao *transceiver*. A resolução do conversor A/D vai depender da qualidade exigida no sinal a ser adquirido. Caso seja utilizado um A/D de 8 bits (256 níveis) é necessário definir qual é a amplitude pico-a-pico do sinal para se estabelecer a resolução. Contudo, o mais importante é verificar qual é a frequência máxima permitida para o sinal.

Exemplificando para uma taxa de 19200 bps, significa que podem ser transferidos 2400 Bps (*bytes* por segundo). Considerando cada amostra em 1 byte, e utilizando o critério de Nyquist, onde a frequência de amostragem necessita ser maior ou igual a duas vezes a frequência do sinal, o sinal analógico adquirido, teoricamente, pode ir até 1,2 kHz (HAYKIN; VAN VEEN, 2001).

Nesta taxa de transmissão o *transceiver* consome os 8,8 mA por apenas 125 ms, que é quanto dura a transmissão de cada amostra do sinal (NORDIC SEMICONDUCTORS, 2005). Havendo necessidade de um processamento deste sinal, a utilização de um microcontrolador de

baixo consumo (aproximadamente 280 μA a 1 MHz) (TEXAS INSTRUMENTS, 2006 b) e tensão de alimentação inferior a 2 V poderia ser utilizado.

Uma família de componentes que satisfaz estas condições de projeto é o MSP430, modelo 430F133 da empresa Texas Instruments, tendo internamente um conversor A/D, memória de programa e de dados e alguns periféricos integrados (TEXAS INSTRUMENTS, 2006 b).

Então, o maior problema desta implementação são os 8,8 mA de corrente de consumo no *transceiver*, mesmo por um curto período de tempo (125 ms), necessário para a transmissão do sinal (FARIA; KRZYZANOVSKI; ABATTI, 2006; NORDIC SEMICONDUCTORS, 2005).

4.6.3 Oscilador de bloqueio

Uma possível alternativa ao sistema de transmissão digital exposta é a utilização de um transmissor a base de oscilador de bloqueio.

O oscilador de bloqueio é um modulador de RF que produz pulsos de curta duração, com um diferencial de consumir baixos níveis de corrente (PICHORIM; ABATTI, 1996), devido ao fato do transistor estar cortado a maior parte do tempo.

4.6.3.1 Análise do circuito

Sendo um circuito discreto, é necessária a sua análise para poder, a priori, determinar se o mesmo poderá ser utilizado com vantagens nesta aplicação.

A figura 21 mostra o oscilador de bloqueio com as devidas correntes de polarização e a forma de onda no coletor de Q_1 .

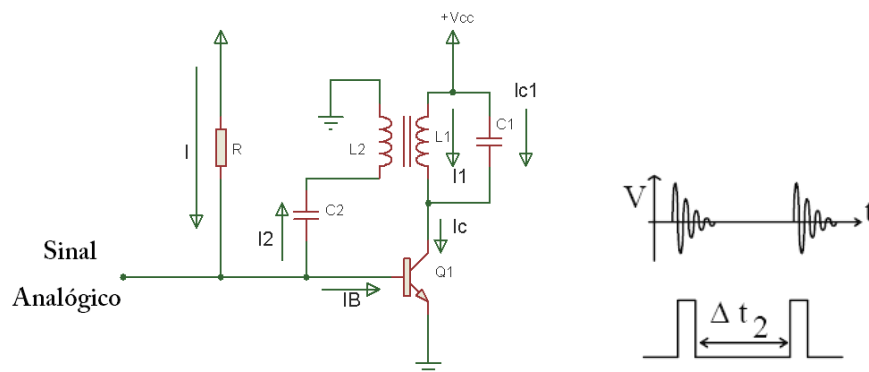


Figura 21 - Oscilador de bloqueio e a forma de onda no coletor de Q_1 .
Fonte: adaptado de PICHORIM e ABATTI (1996).

Usando técnicas de análise de circuitos, pode-se escrever para o coletor de Q_1

$$V_{L_1} = L_1 \cdot \frac{\partial I_1}{\partial t} + r_1 \cdot I_1 ; \quad (9)$$

$$I_1 = I_C - I_{C_1} ; \quad (10)$$

$$I_C = \beta \cdot I_B ; \quad (11)$$

$$I_{C_1} = C_1 \frac{\partial V_{C_1}}{\partial t} \quad e \quad (12)$$

$$V_{L_1} = V_{C_1} , \quad (13)$$

onde V_{L_1} é a tensão sobre o indutor L_1 ; r_1 a sua resistência interna; I_1 a corrente que circula por L_1 ; I_{C_1} a corrente circulante em C_1 e I_C a corrente no coletor de Q_1 ; β é o ganho de Q_1 e I_B a sua corrente de base.

Substituindo-se (11), (12) e (13) em (10), obtém-se

$$I_1 = \beta \cdot I_B - C_1 \frac{\partial V_{L_1}}{\partial t}. \quad (14)$$

Substituindo (14) em (9), tem-se

$$V_{L_1} = L_1 \left(\beta \cdot \frac{\partial I_B}{\partial t} - C_1 \cdot \frac{\partial^2 V_{L_1}}{\partial t^2} \right) + r_1 \left(\beta I_B - C_1 \frac{\partial V_{L_1}}{\partial t} \right)$$

ou

$$L_1 C_1 \frac{\partial^2 V_{L_1}}{\partial t^2} + r_1 C_1 \frac{\partial V_{L_1}}{\partial t} + V_{L_1} = r_1 \beta I_B + L_1 \frac{\beta \partial I_B}{\partial t}. \quad (15)$$

Dividindo (15) por $L_1 \cdot C_1$ e reorganizando, obtém-se uma relação de V_{L_1} com a corrente de base I_B

$$\frac{\partial^2 V_{L_1}}{\partial t^2} + \frac{r_1}{L_1} \frac{\partial V_{L_1}}{\partial t} + \frac{V_{L_1}}{L_1 \cdot C_1} = \frac{\beta}{C_1} \frac{\partial I_B}{\partial t} + \frac{\beta \cdot r_1}{L_1 \cdot C_1} I_B . \quad (16)$$

Agora, equacionando o circuito do oscilador de bloqueio a partir da base de Q₁, tem-se

$$V_{C_2} = V_{BE} - V_{L_2} \quad (17)$$

e

$$V_{L_2} = M_{12} \cdot \frac{\partial I_1}{\partial t} , \quad (18)$$

onde V_{C₂} é a tensão no capacitor C₂; M₁₂, a indutância mútua entre L₁ e L₂; V_{BE} a tensão entre base e emissor de Q₁ e V_{L₂} a tensão no indutor L₂.

Assim, usando-se (18) em (17), chega-se a

$$V_{BE} = V_{C_2} + M_{12} \frac{\partial I_1}{\partial t} . \quad (19)$$

Sabendo-se que

$$I = I_2 + I_B , \quad (20)$$

$$V_{CC} = RI + V_{BE} \quad (21)$$

e

$$I_2 = C_2 \frac{\partial V_{C_2}}{\partial t} , \quad (22)$$

onde I é a corrente que circula no resistor R, responsável diretamente pelo intervalo de tempo entre os pulsos amortecidos; I₂ a corrente que circula em C₂ e L₂ e V_{CC} a tensão de alimentação do circuito. Então, combinando-se (22), (21) e (20), pode-se escrever que

$$I_B = \frac{V_{CC} - V_{BE}}{R} - C_2 \frac{\partial V_{C_2}}{\partial t} . \quad (23)$$

Substituindo-se (17) em (23), tem-se

$$I_B = \frac{V_{CC} - V_{BE}}{R} - C_2 \frac{\partial V_{BE}}{\partial t} + C_2 \frac{\partial V_{L_2}}{\partial t} . \quad (24)$$

Colocando-se (14) em (18), tem-se

$$V_{L_2} = \beta \cdot M_{12} \frac{\partial I_B}{\partial t} - M_{12} \cdot C_1 \frac{\partial^2 V_{L_1}}{\partial t^2} . \quad (25)$$

Combinando-se (16), com (25) e (24), obtém-se

$$\frac{\partial V_{BE}}{\partial t} - \frac{V_{CC} - V_{BE}}{R \cdot C_2} = \frac{-I_B}{C_2} - \beta \cdot M_{12} \cdot \frac{r_1}{L_1} \frac{\partial I_B}{\partial t} + \frac{M_{12}}{L_1} \frac{\partial V_{L_1}}{\partial t} + M_{12} \cdot C_1 \frac{r_1}{L_1} \frac{\partial^2 V_{L_1}}{\partial t^2} . \quad (26)$$

4.6.3.2 Funcionamento do circuito

Quando o transistor Q_1 está em corte, ou seja, $I_B = 0$, é possível se fazer uma simplificação na equação (16).

$$\frac{\partial^2 V_{L_1}}{\partial t^2} + \frac{r_1}{L_1} \frac{\partial V_{L_1}}{\partial t} + \frac{V_{L_1}}{L_1 \cdot C_1} = 0 . \quad (27)$$

Segundo Spiegel (1973), a equação (27) é uma equação diferencial, cuja solução tem formato

$$Y = e^{\frac{-ax}{2}} \cdot \left(K_1 \cdot \cos \sqrt{b - \frac{a^2}{4}} x + K_2 \cdot \sen \sqrt{b - \frac{a^2}{4}} x \right) , \quad (28)$$

onde $a = \frac{r_1}{L_1}$ e $b = \frac{1}{L_1 \cdot C_1}$.

Assim, pode-se escrever a partir de (28)

$$V_{L_1} = e^{\frac{-r_1 t}{2 \cdot L_1}} \left(K_1 \cdot \cos \sqrt{\frac{1}{L_1 \cdot C_1} - \frac{r_1^2}{4 L_1^2}} t + K_2 \cdot \sen \sqrt{\frac{1}{L_1 \cdot C_1} - \frac{r_1^2}{4 \cdot L_1^2}} t \right) . \quad (29)$$

Sabendo-se que

$$\omega = \sqrt{\frac{1}{L_1 \cdot C_1} - \frac{r_1}{4L_1^2}},$$

sendo que, ao se utilizar este circuito na faixa das centenas de quilohertz,

$$\frac{1}{L_1 C_1} \gg \frac{r_1}{4L_1^2},$$

então, simplificando

$$\omega = \sqrt{\frac{1}{L_1 \cdot C_1}}. \quad (30)$$

Assim,

$$V_{L1} = e^{\frac{-r_1 t}{2L_1}} (K_1 \cdot \cos \omega t + K_2 \cdot \sin \omega t). \quad (31)$$

A corrente máxima de coletor é

$$I_{CMax} = I_L = \frac{1}{L_1} \int V_{L1} \partial t \Big|_{t=0} = \frac{V_{CC} - V_{CESAT}}{r_1}. \quad (32)$$

Aplicando (31) em (32)

$$I_L = \frac{1}{L_1} \left(K_1 \int e^{\frac{-r_1 t}{2L_1}} \cos \omega t \partial t + K_2 \int e^{\frac{-r_1 t}{2L_1}} \sin \omega t \partial t \right) = \frac{V_{CC} - V_{CESAT}}{r_1}. \quad (33)$$

Como em Spiegel (1973)

$$\int e^{ax} \cos bx \partial x = \frac{e^{ax} (a \cos bx + b \sin x)}{a^2 + b^2}, \quad (34)$$

e

$$\int e^{ax} \sin bx \partial x = \frac{e^{ax} (a \sin bx - b \cos bx)}{a^2 + b^2}. \quad (35)$$

Aplicando (34) e (35) em (33), tem-se

$$I_L = \frac{1}{L_1} \frac{e^{ax}}{(a^2 + b^2)} [K_1(a \cos bx + b \sin bx) + K_2(a \sin bx - b \cos bx)] = \frac{V_{CC} - V_{CESAT}}{r_1} \cong \frac{V_{CC}}{r_1}, \quad (36)$$

onde $a = \frac{-r_1}{2L_1}$ e $b = \omega$.

Rearranjando-se (36) pode-se escrever

$$I_L = \frac{1 \cdot e^{\frac{-r_1}{2L_1}t}}{L_1 \left(\frac{1}{L_1 C_1} - \frac{r_1^2}{4L_1^2} \right)} [(K_1 \cdot a - K_2 \cdot b) \cos \omega t + (K_1 \cdot b + K_2 \cdot a) \sin \omega t] \cong \frac{V_{CC}}{r_1}. \quad (37)$$

Para $t = 0$, de (37) obtêm-se

$$C_1 \left(\frac{-r_1}{2L_1} K_1 - \frac{1}{\sqrt{L_1 C_1}} K_2 \right) = \frac{V_{CC}}{r_1},$$

ou

$$\sqrt{\frac{C_1}{L_1}} \left(\frac{-r_1}{2} \sqrt{\frac{C_1}{L_1}} K_1 - K_2 \right) = \frac{V_{CC}}{r_1}. \quad (38)$$

Para $t = \frac{T}{4} = \frac{1}{4\omega}$, onde $I_L = 0$, de (37) também obtêm-se

$$\frac{K_2}{K_1} = \frac{-b}{a} = \frac{2\omega L_1}{r_1}. \quad (39)$$

$$K_1 \left(\frac{-r_1}{2} \sqrt{\frac{C_1}{L_1}} - \frac{2\omega L_1}{r_1} \right) = \frac{V_{CC}}{r_1} \sqrt{\frac{L_1}{C_1}},$$

$$K_1 \left(\frac{-r_1}{2} \sqrt{\frac{C_1}{L_1}} - \frac{2}{r_1} \sqrt{\frac{L_1}{C_1}} \right) = \frac{V_{CC}}{r_1} \sqrt{\frac{L_1}{C_1}},$$

ou

$$K_1 \cong \frac{V_{CC}}{2}. \quad (40)$$

Substituindo (40) em (39)

$$K_2 \cong -\frac{V_{CC}}{r_1} \sqrt{\frac{L_1}{C_1}}. \quad (41)$$

Desta forma pode-se dizer que $K_2 \gg K_1$.

Assim, reorganizando (29)

$$V_{L_1} = e^{\frac{-r_1 t}{2L_1}} \cdot K_2 \cdot \text{sen} \frac{t}{\sqrt{L_1 C_1}}. \quad (42)$$

Agora, assumindo, em $t = 0$, que o transistor está saturado ($V_{BE} \cong 0,6V$), com $V_{L_1} = 0$. Por conseguinte, $V_{BE} = V_{C_2} \cong 0,6V$.

Substituindo em (26), observa-se que I_B tende a mudar de quase zero ($t < 0$) para

$$I_B \cong \frac{(V_{CC} - 0,6)}{R}, \quad (43)$$

quando $t = 0$.

Em (9), desprezando-se a resistência interna de L_1 (r_1) e C_1 , $V_{L_1} \cong V_{CC}$, onde I_C só alcança a saturação após determinado atraso dado por

$$\Delta t_1 \cong \frac{L_1 \cdot I_{C_{sat}}}{V_{CC}}, \quad (44)$$

onde Δt_1 é o intervalo de tempo entre o conjunto de senóides amortecidas e $I_{C_{sat}}$ a corrente (coletor) de saturação de Q_1 .

Assim sendo, V_{C_2} no período Δt_1 quando C_2 foi descarregado é

$$V_{C_2} = V_{BE} - V_{L_2} \cong 0,6 - \frac{M_{12} \cdot V_{CC}}{L_1}. \quad (45)$$

Quando o transistor Q_1 satura, I_1 se estabiliza, ficando

$$I_1 \cong I_{C_{sat}} \cong \text{constante}$$

Em (17), quando V_{L2} vai à zero, fazendo $V_{BE} = V_{C2}$, que é inferior a 0,6 V, levando o transistor ao corte, permanecendo neste estado até C_2 recarregar através de R.

Para o transistor cortado, quando $I_B=0$, ($\partial I_B = 0$), então $V_{BE}=V_{C2}$ e $\frac{\partial^2 V_{L1}}{\partial t^2} \cong 0$.

Substituindo em (26), tem-se

$$\frac{\partial V_{C2}}{\partial t} + \frac{V_{C2}}{R \cdot C_2} = \frac{M_{12}}{L_1} \frac{\partial V_{L1}}{\partial t} - \frac{V_{CC}}{R \cdot C_2}. \quad (46)$$

Esta equação diferencial tem a forma $Y' + P(x) \cdot Y = Q(x)$,

onde $Y = V_{C2}$; $Y' = \frac{\partial V_{C2}}{\partial t}$; $P(x) = \frac{1}{R \cdot C_2}$; $Q(x) = \frac{M_{12}}{L_1} \frac{\partial V_{L1}}{\partial t} - \frac{V_{CC}}{R \cdot C_2}$.

Cuja solução é dada por Spiegel (1973)

$$Y \cdot e^{\int P dx} = \int Q \cdot e^{\int P dx} dx + K. \quad (47)$$

Substituindo (46) em (47)

$$V_{C2} = \frac{M_{12}}{L_1} V_{L1} + V_{CC} + K \cdot e^{-\frac{t}{RC_2}}. \quad (48)$$

Quando o transistor corta ($t = 0$), $V_{C2} = V_{C2}(t_1)$ (isso acontece no último instante da saturação). Pichorim (1995) chamou esta tensão de V_{C20} , valor inicial do período de corte do transistor.

Desta maneira, obtêm-se o valor de K

$$K = V_{C20} - \frac{M_{12}}{L_1} V_{L1} - V_{CC}. \quad (49)$$

Colocando (49) em (48) e subtraindo os dois termos de V_{C20} ,

$$V_{C2} = \left(\frac{M_{12}}{L_1} V_{L1} + V_{CC} - V_{C20} \right) \cdot \left(1 - e^{-\frac{t}{RC_2}} \right) + V_{C20}. \quad (50)$$

Ainda com o transistor em corte, nos instantes iniciais, a tensão V_{L1} é uma senóide subamortecida, que é induzida através de L_2 (mesmo núcleo de ferrite para L_1 e L_2), provocando

oscilações em V_{BE} , conforme (50).

Para que o circuito funcione corretamente, as oscilações amortecidas em L_1 (V_{L1}) devem interferir pouco em V_{C2} . Desta maneira, a indutância mútua entre L_1 e L_2 (M_{12}) deve ser pequena, senão no primeiro ciclo as senóides amortecidas de V_{L1} , V_{C2} poderiam alcançar os 0,6 V necessários para novamente saturar Q_1 .

Sendo, então, M_{12} baixa, a influência de V_{L1} pode ser desprezada. Isolando o tempo em (50), determina-se o período de corte do transistor, ou seja, o intervalo de tempo necessário para que V_{C2} atinja os 0,6 V.

$$\Delta t \cong R \cdot C_2 \cdot \ln \frac{V_{CC} - V_{C20}}{V_{CC} - V_{C2}}. \quad (51)$$

Assim, o período entre os pulsos de oscilações subamortecidas, $\tau \cong \Delta t$, onde Δt é a largura do *duty cycle* positivo da oscilação, pode ser usado para transmitir a informação desejada (PICHORIM; ABATTI, 1996).

O período do oscilador de bloqueio (Δt) depende diretamente de R , C_2 e V_{C2} , que realimentam a base do transistor, proporcionando o corte e saturação periódica (PICHORIM; ABATTI, 1996). Desta forma, o sinal proveniente do amplificador de ECG, modulando V_{C2} , modula Δt .

Observa-se que o sinal é modulado em posição de pulsos (PPM), ou seja, é modulação digital, onde o transistor opera somente em corte e saturação. Sendo assim, a corrente de consumo é mais baixa que o semiconductor operando na região linear, como seria em uma modulação analógica. Ao mesmo tempo, para que o oscilador de bloqueio funcione, a tensão V_{cc} deve ser suficiente apenas para vencer a barreira de potencial da região V_{BE} de Q_1 .

4.6.3.3 Ensaios do Oscilador de Bloqueio

Para se poder comparar a transmissão óptica, a transmissão por RF usando circuitos integrados e o oscilador de bloqueio são necessários alguns ensaios para a verificação de qual deles apresenta, comparativamente, o menor consumo.

Através do estudo de Benedetti, Birrer e Neukomm (1995), que fizeram vários ensaios sobre a eficiência no acoplamento indutivo de circuitos sintonizados LC, ficou comprovado que as frequências na faixa de centenas de quilohertz são as que apresentam maior eficiência. Desta maneira, foram escolhidas frequências nesta faixa, 430, 300 e 240 kHz, com a finalidade de

estabelecer qual delas proporciona o maior alcance entre o circuito de transmissão e recepção.

As bobinas L_1 e L_2 são enroladas no mesmo núcleo de ferrite. As dimensões devem respeitar a relação citada por Pichorim e Abatti (1996). As bobinas, em conjunto com os capacitores C_1 e C_2 , definem a frequência com que o circuito sintonizado irá oscilar (L_1 e C_1), bem como a frequência de repetição entre estes pulsos (R_1 , R_2 e C_2).

O transistor escolhido é de silício (BC 548B). Como o transistor de silício possui uma barreira de potencial para condução entre base e emissor na faixa entre 0,6 V e 0,7 V, a alimentação de 1 V já é suficiente para que o circuito oscile.

Nos testes práticos, com a finalidade de definir o valor de L_1 , L_2 , C_1 e C_2 , foram enrolados quatro indutores, em núcleos de ferrite de dimensões variadas e capacitores em SMD (pois possuem uma resistência interna menor que os capacitores convencionais).

O resultado do ensaio em todos os conjuntos não alterou, de forma significativa, a distância máxima, onde o sinal pôde ser capturado na bobina de recepção sem que houvesse alteração na informação transmitida. Desta forma, foi utilizado o conjunto ressonante enrolado no último ensaio, sintonizado em 240 kHz.

A distância segura alcançada entre a bobina de transmissão e recepção foi de 120 mm (\pm 50 mm), considerando que havia uma placa acrílica de 25,4 mm, como obstáculo. A figura 22 ilustra o ensaio realizado em bancada.

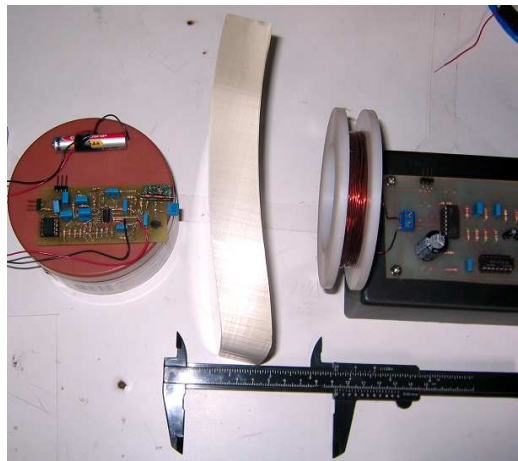


Figura 22 - Testes de alcance com o oscilador de bloqueio e a bobina receptora.

Fonte: autoria própria

A figura 23 mostra o circuito completo do módulo transmissor descrito.

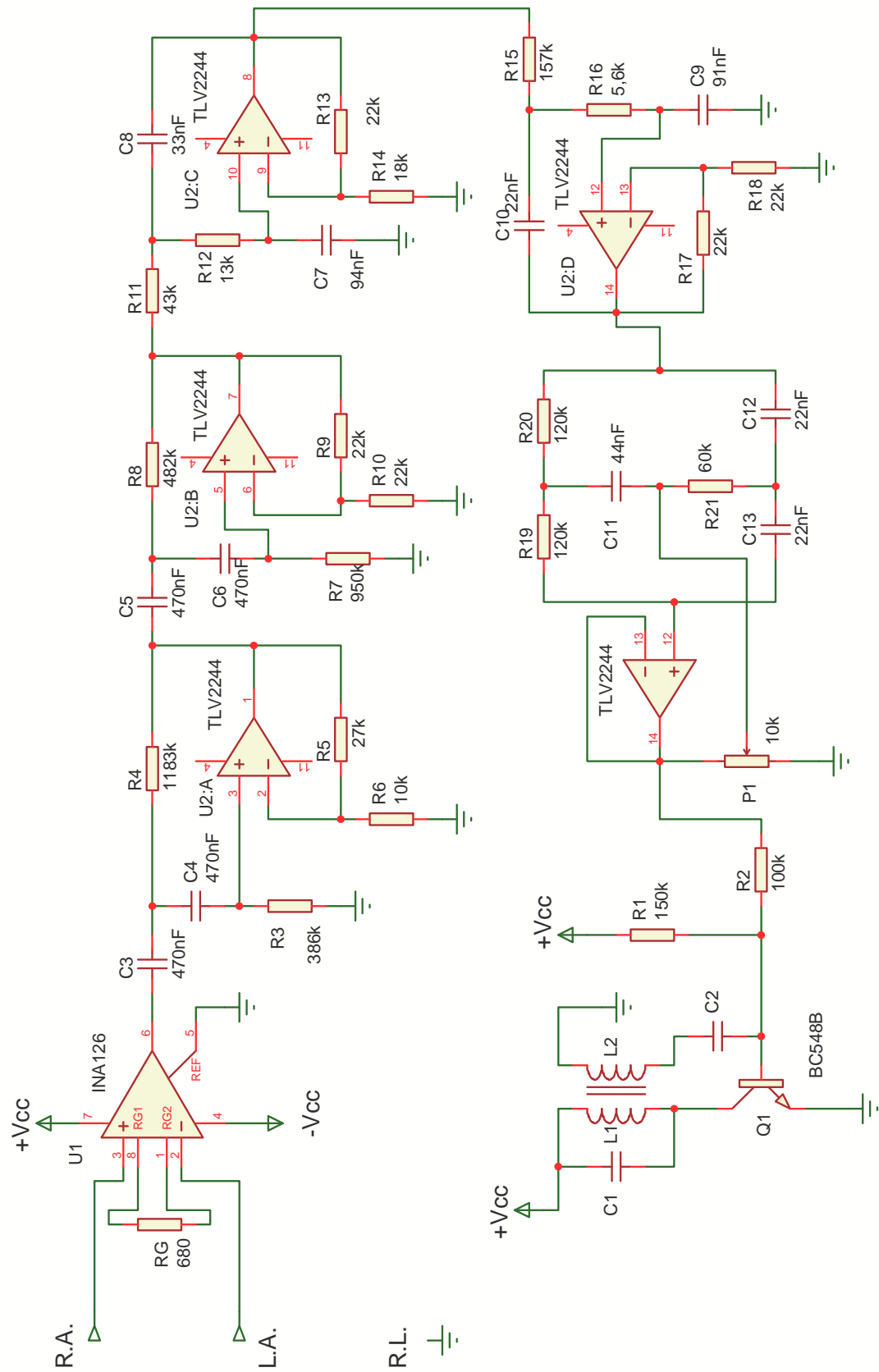


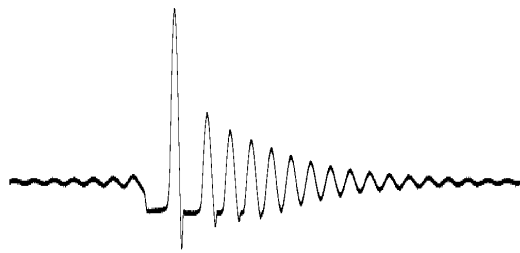
Figura 23 - Circuito completo do módulo transmissor do sinal de ECG.
Fonte: autoria própria

Este circuito de ECG, alimentado com $\pm 1,0V$, possui uma corrente de consumo medida em bancada de $73 \mu A$.

O circuito final do oscilador de bloqueio tem os valores de $L_1 = 140 \mu H$ e $L_2 = 14 \mu H$, enrolados em um ferrite cilíndrico de 25 mm de comprimento e 1 mm de diâmetro, com $C_1 = 470nF$ e $C_2 = 68 nF$.

Os resistores R_1 e R_2 foram definidos em $150 k\Omega$ e $100 k\Omega$, respectivamente, para estabelecerem a frequência de repetição entre os pulsos, em conjunto com C_2 . Este período é de aproximadamente 10 ms e tem que ser suficiente para que o processo de demodulação possa regenerar o sinal de forma satisfatória. O valor de R_2 é escolhido nesta faixa de valores, também, para limitar a corrente de base em Q_1 , diminuindo o consumo de corrente do circuito.

A figura 24 mostra a forma de onda no coletor de Q_1 .



**Figura 24 - Senóide amortecida medida no coletor de Q_1 , na frequência de 240 kHz.
Fonte: autoria própria**

A figura 24 mostra apenas uma das ondas do conjunto de senóides amortecidas, espaçadas de acordo com o valor de R_1 , R_2 e C_2 .

O pulso de maior amplitude alcança uma tensão pico-a-pico de 25 V, com a alimentação em 1,5 V.

Esta é a situação de “pior caso” e deve ser analisada com o maior cuidado. O comprimento do enrolamento em L_1 é de 10 mm, sendo enroladas 200 espiras com fio AWG 31, que tem 0,079 mm de diâmetro (TECMOS, 2008).

Como existem 25 V distribuídos em 10 mm de comprimento e levando estes dados para a Curva de Paschen em Belnap (2001) chega-se ao valor

$$P \cdot d = 300 \text{ kPa} \cdot 0,01 \text{ m} = 3000 \text{ Pa} \cdot \text{m}. \quad (52)$$

O valor máximo da “pressão.distância” (figura 16) que pode ser visualizado é inferior a

200 Pa.m. Contudo, analisando a curva de Belnap (2001) na figura 11, pode-se observar que o valor da tensão necessária para provocar faíscas cresce com o aumento de P.d, sendo superior a 10kV. Ou seja, os 25 V existentes em V_{L1} não apresentam risco de faiscância na câmara monoplace.

A grande vantagem do oscilador de bloqueio é o seu funcionamento através de um conjunto de pulsos, o que resulta em uma corrente de consumo de apenas 50 μA (valor eficaz), quando alimentado em 1,05 V (potência aproximada de 50 μW). Ou seja, esta opção é a que melhor atende os critérios de menor consumo de corrente e menor tensão para a alimentação. Comparando com a opção da modulação digital utilizando *transceivers*, a corrente de consumo ficou em 8,8 mA, mesmo que em curtos períodos de tempo (centenas de milissegundos). Bem como pode ser descartada a modulação óptica, utilizando leds infravermelhos, pois a corrente de consumo é perto de 20 mA.

4.7 CIRCUITO DEMODULADOR

Uma diferença importante na demodulação do sinal é que não existe uma regra crítica a ser seguida para a alimentação deste tipo de circuito, exatamente por estar fora da câmara. Assim, os potenciais envolvidos podem ser bem superiores.

Como foi definido o circuito do oscilador de bloqueio para transmitir o sinal de ECG, devido ao baixo consumo, para regenerá-lo é necessária uma demodulação por posição de pulsos.

O diagrama em blocos do demodulador está mostrado na figura 25.

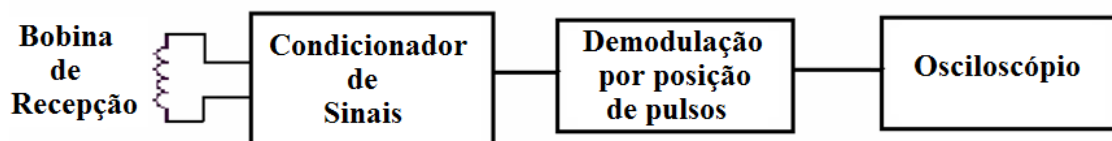


Figura 25 - Diagrama em blocos referente ao circuito de recepção do sinal de ECG do lado de fora da câmara hiperbárica.

Fonte: autoria própria

O sinal transmitido é captado por um circuito LC sintonizado externo, amplificado e condicionado a um nível de tensão suficiente para que o demodulador PPM possa regenerar o sinal de ECG e mostrá-lo em um *display*, ou mesmo na tela de um osciloscópio.

4.7.2 Condicionamento e demodulação do sinal

O sinal enviado de dentro da câmara possui amplitude muito baixa para a detecção final. Então, são utilizados amplificadores operacionais para isolar a impedância do tanque LC e logo em seguida amplificar o sinal. Duas portas *Schmitt Trigger* adequam o sinal ao nível TTL. Ao final deste estágio o sinal ainda é digital, podendo ser utilizado um sistema microcontrolado para medir a frequência cardíaca do paciente.

O diagrama esquemático desta etapa do circuito está descrito na figura 26.

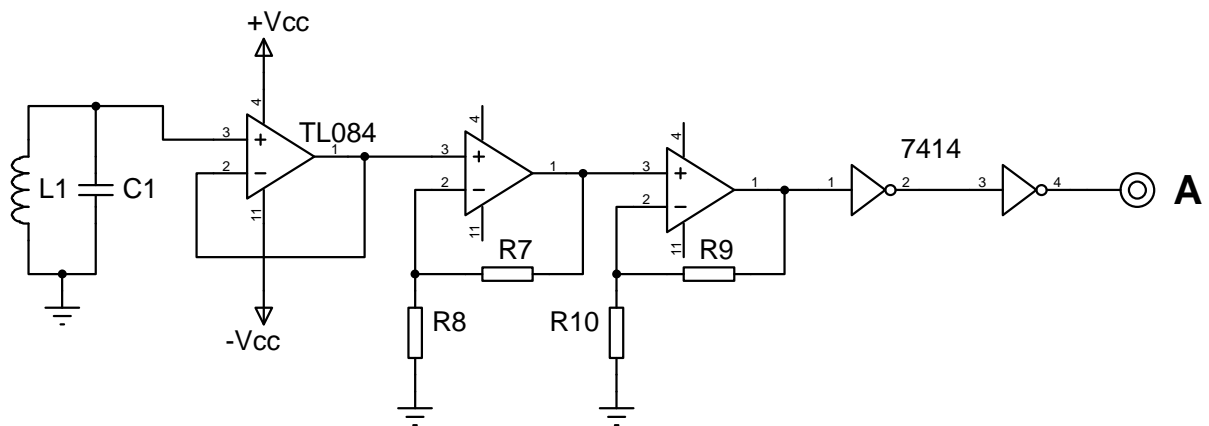


Figura 26 - Estrutura do demodulador PPM utilizado na recepção do sinal fora da câmara.
Fonte: autoria própria

Para simular o sinal de ECG foi utilizado o equipamento ECGPLUS (BIO-TEK). A frequência escolhida foi de 60 BPM (batimentos por minuto). Verificando a forma de onda após as portas lógicas do *Schmitt Trigger*, pode ser traçado um comparativo entre o sinal analógico e a correlação na modulação PPM, conforme a figura 27.

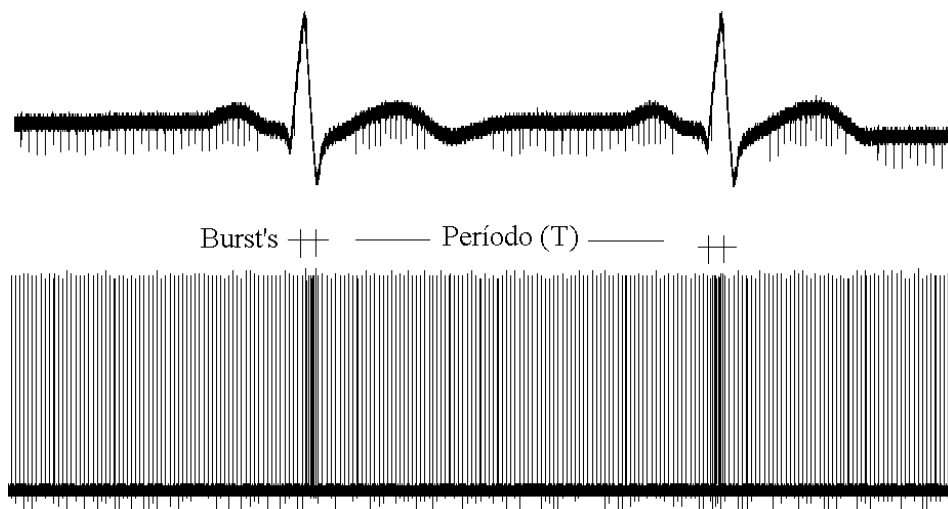


Figura 27 - Forma de onda capturada no pino 4 do CI 74HC14, representando os pulsos de saída modulados em posição.
Fonte: autoria própria

Esse conjunto de linhas mostrado na figura 27, na verdade é um conjunto de pulsos com frequência de 240 kHz provenientes do oscilador de bloqueio.

As linhas têm um menor tempo de repetição entre elas a partir do aumento da frequência do sinal adquirido. As linhas em maior destaque (*bursts*) são os pulsos do complexo QRS.

A base de tempo do osciloscópio foi expandida na figura 28 para que pudessem ser mostrados quais são os tempos entre os pulsos demodulados. Onde não existem variações de amplitude na onda de ECG, o tempo de repetição entre os pulsos é de 8,6 ms. Na onda “P”, o tempo cai para 6,4 ms e tem-se 3,8 ms durante o complexo QRS.

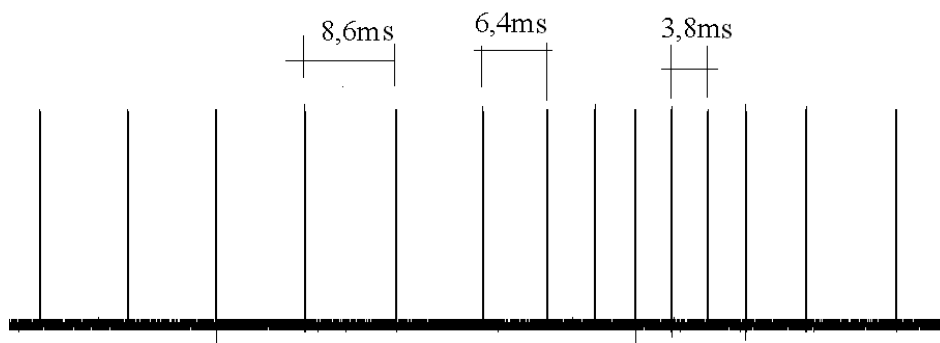


Figura 28 - Tempo entre os pulsos, durante o sinal de ECG.
Fonte: autoria própria

No entanto, neste sinal digital os pulsos demodulados são de curta duração (33 μ s), impedindo o integrador de regenerar o sinal de forma adequada.

Para resolver este problema foi colocado um multivibrador monoestável antes do integrador, com a finalidade de aumentar a largura dos pulsos. O circuito com o multivibrador monoestável e a filtragem do sinal é mostrado na figura 29.

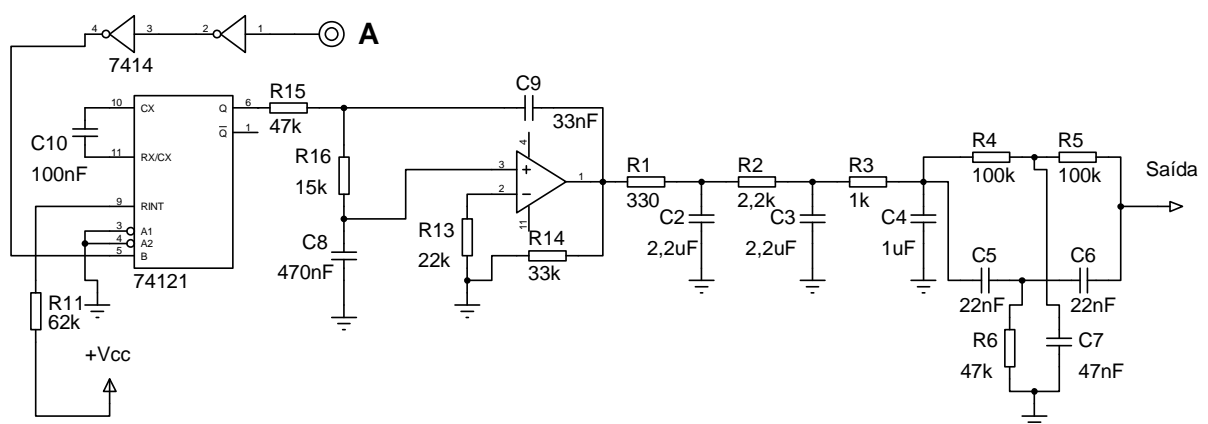


Figura 29 - Multivibrador monoestável e filtros passa-baixa para regeneração do sinal de ECG.
Fonte: autoria própria

O multivibrador monoestável tem o tempo de disparo definido através de R_{11} e C_{10} . Este tempo deve ser suficiente para carregar o capacitor do circuito integrador, mas não deve interferir no próximo conjunto de pulsos. Assim, o monoestável será disparado quando o primeiro pulso do conjunto estiver em nível zero. O tempo em que o monoestável deverá ficar em nível alto, ou estar disparado deverá ser menor que o menor tempo do sinal de ECG, que é exatamente quando ocorre o complexo QRS.

Como o menor intervalo de tempo entre a repetição dos pulsos do sinal de ECG é de 3,8 ms (figura 28), foi definido um tempo de 3 ms através de R_{11} e C_{10} . A figura 30 mostra a forma de onda após o circuito do multivibrador monoestável.

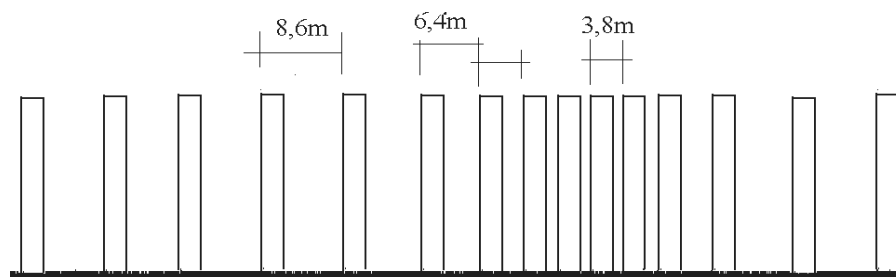


Figura 30 - Forma de onda após o multivibrador monoestável.
Fonte: autoria própria

Como é desejada a forma de onda do sinal de ECG, ou seja, um sinal analógico, este conjunto de pulsos é integrado e filtrado, através dos filtros passa-baixa. A forma de onda do sinal de saída é mostrada na figura 31.

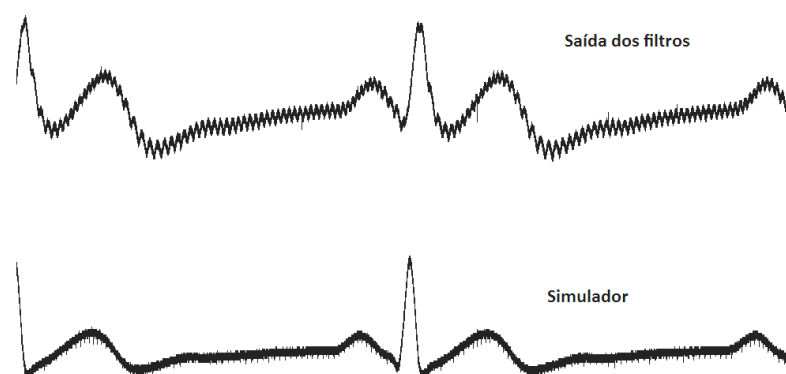


Figura 31 - Sinal de ECG na saída do receptor, em comparação com a onda gerada pelo simulador.
Fonte: autoria própria

4.8 CONCLUSÕES

A alimentação utilizando células fotovoltaicas é uma alternativa tecnicamente viável, pois evita o uso de capacitores eletrolíticos ou baterias, diminuindo em muito o risco de acidentes em câmaras hiperbáricas. Mesmo assim, é prudente escolher uma célula que forneça níveis de tensão e corrente próximo ao limite de funcionamento dos circuitos projetados, evitando potenciais maiores que os necessários dentro da câmara.

A concepção do circuito transmissor e do amplificador de ECG se tornou crítica, devido à necessidade de utilização dos componentes de baixo consumo e que operem com baixos níveis de tensão. Esta etapa é a responsável pelo maior consumo de corrente.

Para a transmissão do sinal, a opção em se utilizar o oscilador de bloqueio foi a melhor quanto ao consumo de corrente e menor nível de tensão na alimentação. Como a distância entre o transmissor e o receptor é aproximadamente 100 mm, o oscilador supre a necessidade, consumindo comparativamente pouca energia. A tensão de pico produzida pelo indutor L_1 (25 V) não representa risco de faiscâncias, conforme comprovado no capítulo 3.

Houve sucesso nesta etapa do estudo em bancada, onde o principal objetivo era desenvolver um equipamento que pudesse monitorar um parâmetro clínico de forma permanente, a partir de circuitos alimentados com o mínimo potencial e a menor corrente de consumo possível, bem como foram eliminados materiais críticos que oferecem risco em contato com o O_2 sob pressão.

No próximo capítulo são feitos alguns ensaios na câmara hiperbárica monoplace, onde se monitora o sinal de eletrocardiograma em um paciente sob tratamento.

5 RESULTADOS

5.1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo são apresentados e discutidos os resultados dos ensaios feitos com o transmissor de ECG em bancada e dos testes realizados no ambiente da câmara hiperbárica monoplace.

5.2 INTEGRAÇÃO DOS MÓDULOS E TESTES EM BANCADA

O sistema de transmissão e recepção foi ensaiado, primeiramente em bancada, colocando-se um anteparo de acrílico de 25,4 mm entre eles. A distância entre as duas bobinas de acoplamento (circuito transmissor e circuito receptor) foi deixada em 120 mm e foram utilizadas duas células fotovoltaicas SKU 05-1282 para fornecer energia ao módulo transmissor.

Contudo, quanto à iluminação no ambiente hiperbárico, segundo a norma técnica NBR 5413, o limite máximo de iluminância deve ser de 150 a 300 lux (ABNT, 2007). No entanto, segundo Sanyo (2006), uma célula fotovoltaica típica de silício amorfo, utilizada em ambiente iluminado com luz artificial, necessita de pelo menos 1000 lux de iluminância sobre sua superfície.

Por este motivo, houve uma alteração nas células fotovoltaicas, alterando a célula SKU 05-1282, para a célula SKU 05-1287.

Utilizando um luxímetro digital LHDT 500 (marca Instrutherm), foram medidos 300 lux sobre a superfície das células solares, conseguindo-se uma tensão aproximada de $\pm 1,5$ V.

O ambiente de testes em bancada é mostrado na figura 32.



**Figura 32 - Ensaio do circuito transmissor e receptor do sinal de ECG em bancada, alimentado pela célula fotovoltaica.
Fonte: autoria própria**

5.3 VALIDAÇÃO DO SINAL DE ECG ADQUIRIDO

O circuito do amplificador de ECG proposto foi comparado com um monitor cardíaco, marca EMAI, modelo RX 300A, para que pudesse ser feita a validação do resultado em relação a um produto comercial.

Ambos foram submetidos a um sinal de entrada gerado pelo simulador ECGPLUS. A aquisição do sinal foi feita em um osciloscópio digital Tektronics, TDS 4004, sendo utilizado como analisador de espectro, onde foi efetuada a Transformada Rápida de Fourier (FFT - *Fast Fourier Transformer*), com uma janela de 250 amostras (*samples*) por segundo. A FFT dos sinais correspondentes ao circuito de ECG proposto e o circuito comercial estão apresentados nas figuras 33 (a) e 33 (b), respectivamente.

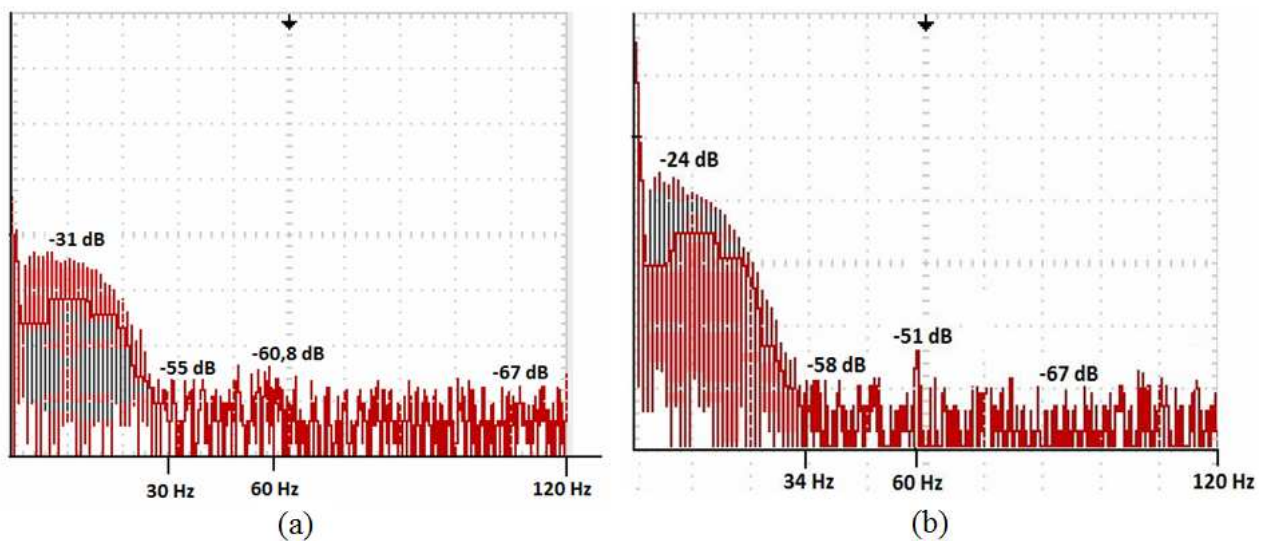


Figura 33 - (a) FFT do monitor cardíaco EMAI

(b) FFT do sinal transmitido e depois demodulado pelos circuitos desenvolvidos.

Fonte: autoria própria

Através da análise da FFT dos dois sinais pode-se observar que há uma pequena diferença na faixa de frequência do sinal de ECG, de 30 Hz do circuito desenvolvido para 34 Hz de um equipamento comercial, bem como a atenuação do ruído de 60 Hz no circuito desenvolvido também é menor. A diferença existente entre o ganho do sinal de ECG (de -31 dB para -24 dB) entre o circuito desenvolvido e um equipamento pra monitoramento clínico é devido à condição de baixo consumo de corrente, pré-estabelecida na especificação do projeto. Esta diferença não

interfere na qualidade do sinal demodulado.

Ressalta-se que o espectro foi limitado a 120 Hz para facilitar a visualização na tela do analisador de espectro (base de tempo utilizada foi 12,5 Hz/divisão).

5.4 ENSAIOS NA CÂMARA MONOPLACE

Após os ensaios em bancada foi efetuado o experimento na câmara hiperbárica monoplace. Contudo, como as condições de segurança em uma câmara especializada para tratamento em hospitais são rígidas, este ensaio foi feito com a câmara despressurizada, pois o objetivo principal é a verificação do alcance e da qualidade do sinal de ECG.

A figura 34 mostra o módulo transmissor que está interno à câmara, monitorando o sinal do ECG do paciente. O módulo consta do amplificador de ECG, com eletrodos do tipo “ventosa” para fixação no corpo do paciente, cabos confeccionados em silicone e as duas células fotovoltaicas.

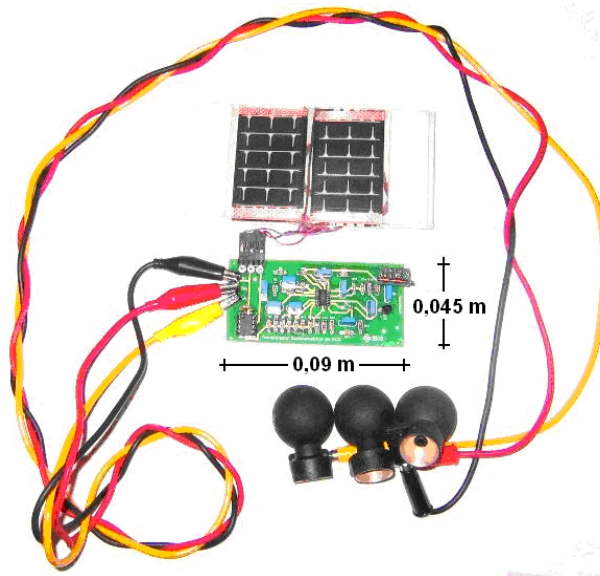


Figura 34 - Módulo transmissor, contendo circuito amplificador de ECG, células fotovoltaicas e cabos com eletrodos.

Fonte: autoria própria

O núcleo de ferrite do indutor L_1 deve estar o mais próximo possível da parede da câmara, alinhado perpendicularmente à mesma, para que se obtenha um alcance satisfatório na bobina receptora.

As duas células solares foram colocadas em uma base acrílica para melhor fixação e suporte. Desta maneira, o conjunto do amplificador fica embaixo do conjunto das células,

formando o módulo de transmissão como um todo.

5.5 O AMBIENTE DO ENSAIO

O ensaio foi autorizado pelo setor de tratamento hiperbárico na Unidade de Terapia Intensiva do Hospital Nossa Senhora do Pilar, na cidade de Curitiba, Estado do Paraná.

A câmara para tratamento utilizada é uma câmara monoplace modelo ECOBAR 800, da empresa Ecotecmed, conforme a figura 35.



**Figura 35 - Câmara Hiperbárica monoplace, ECOBAR 800.
Fonte: autoria própria**

Esta câmara possui certificação internacional e foi instalada cumprindo todas as normas de segurança exigidas para esta aplicação.

5.6 TESTES

Com o intuito de obter os resultados mais próximos da realidade clínica, foi solicitada a colaboração de um “modelo humano”. Todas as informações foram cedidas ao voluntário de que o ensaio não traria risco algum à sua saúde, que os potenciais envolvidos nos circuitos não causariam riscos de choques elétricos, bem como se tratava de um ensaio sem que a câmara estivesse pressurizada e apenas um sistema de ventilação seria ligado para arejar o ambiente enquanto o mesmo estivesse sendo monitorado.

Para captar o sinal de ECG, foram colocados três eletrodos do tipo “ventosa”, nas derivações precordiais de V_1 a V_3 (sobre o tórax) (GUYTON, 1984).

O circuito do transmissor foi devidamente isolado na face da solda, não provendo

contato elétrico com a pele, evitando choques elétricos ou interferências no dispositivo de medição.

O voluntário foi colocado na maca, e introduzido à câmara, conforme ilustrado na figura 36.



Figura 36 - Colocação do modelo humano na câmara hiperbárica.

Fonte: autoria própria

A iluminação do ambiente no momento do ensaio era bastante inferior ao mínimo necessário para funcionamento das células fotovoltaicas (aproximadamente 50 lux), então foi colocada uma fonte de luz direcionada diretamente para as células e regulada a intensidade para 300 lux.

Para iniciar o monitoramento do sinal de ECG, a fonte de luz, o transmissor interno à câmara e a bobina receptora do lado de fora foram colocados a uma distância de 100 mm. Este arranjo é mostrado na figura 37.

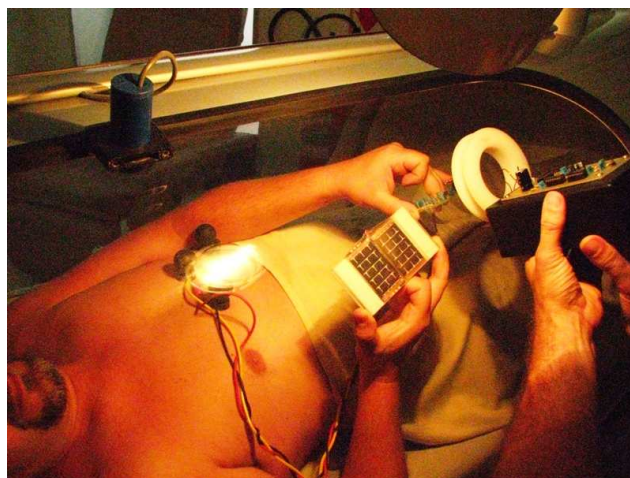


Figura 37 - Sistema de monitoramento montado, com iluminação direto na célula fotovoltaica.

Fonte: autoria própria

No ensaio, o próprio voluntário segura o módulo de transmissão, pois todas as câmaras certificadas para tratamento clínico passam por processos regulares de inspeção de segurança e desinfecção e isto não inclui (ainda) o uso de suporte para os circuitos acessórios.

A figura 38 mostra o sinal na saída do amplificador de ECG, no módulo transmissor, após um período de estabilização de três minutos, antes de iniciar os testes.

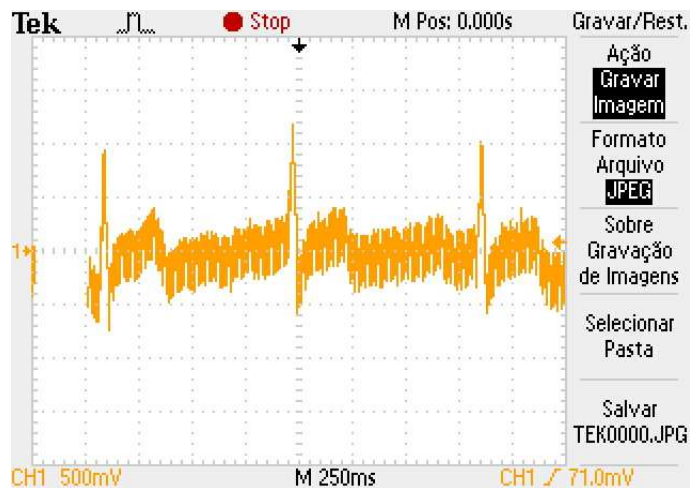


Figura 38 - Sinal adquirido do paciente na saída do amplificador de ECG.

Fonte: autoria própria

A forma de onda no receptor, após a estabilização do sinal, está mostrada na figura 39.

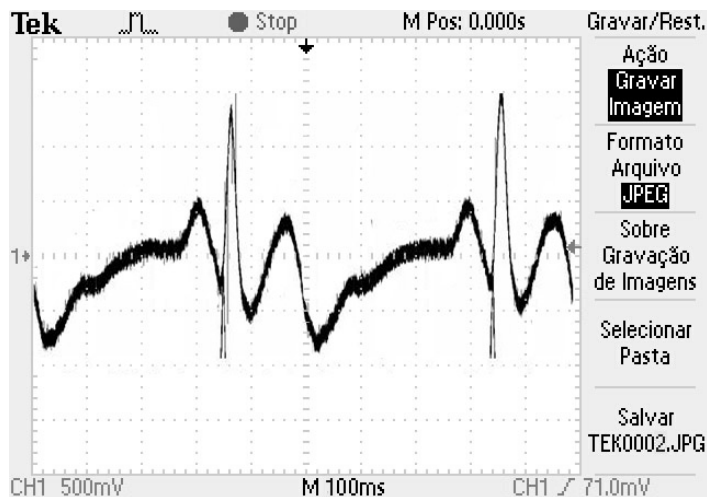


Figura 39 - Sinal de ECG na saída do circuito receptor, fora da câmara hiperbárica.

Fonte: autoria própria

5.7 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Na figura 38, o sinal de ECG apresenta ruído de alta frequência. Isso se deve à presença dos indutores L_1 e L_2 no oscilador de bloqueio, pois a alimentação do oscilador de bloqueio tem a mesma origem do circuito de ECG. Contudo, este ruído foi minimizado na recepção, durante o processo de demodulação, conforme mostrado na figura 39.

Os potenciais elétricos foram medidos com o amplificador dentro da câmara e os níveis de tensão não ultrapassaram os $\pm 1,5$ V contínuos estabelecidos em laboratório para as duas células. A tensão V_{L1} no oscilador de bloqueio, que tem um valor de pico-a-pico de 25 V no momento da transmissão, é muito inferior aos 800 V necessários para a formação de faíscas entre duas trilhas da placa de circuito impresso (tabela 7). De qualquer forma, foi observado a *posteriori* que esta tensão pico-a-pico pode ser reduzida a 15 V, colocando-se um resistor em série com o coletor de Q1, sem prejuízo no alcance do sinal.

Enfim, pode-se dizer que o resultado foi satisfatório no que diz respeito ao sinal de ECG conseguir ultrapassar os limites do acrílico da câmara sem que haja atenuação ou distorções.

6 DISCUSSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Através deste trabalho, foi possível determinar quais são os níveis de tensão capazes de formar faíscas em uma câmara hiperbárica, a fim de estabelecer quais são os valores máximos permitidos nos equipamentos eletrônicos envolvidos neste tipo de tratamento clínico.

Alguns resultados só puderam ser obtidos através de ensaios realizados em um protótipo de câmara monoplace, onde foram variadas as condições de utilização, tais como temperatura, pressão, umidade relativa do ambiente e alguns tipos de materiais que podem alterar as condições na formação das faíscas. Estes ensaios não seriam possíveis em um ambiente real de tratamento, devido aos rígidos critérios de segurança.

Para atender os quesitos de segurança exigidos em câmaras hiperbáricas, no que diz respeito ao equipamento eletrônico interno à câmara, verificou-se que uma solução viável para a alimentação dos circuitos é a utilização de células fotovoltaicas. Esta solução, quando ensaiada para alimentar o circuito de ECG, mostrou-se adequada para alimentação de circuitos eletrônicos de baixo consumo de corrente, pois suprimem a utilização de pilhas, baterias ou quaisquer dispositivos que possam acumular energia.

Neste objetivo de economizar energia é que foi descartada a utilização de módulos digitais para a transmissão do sinal, específicos para a faixa de ISM (*Industrial, Scientific and Medical*). Por mais que estes circuitos tenham sido otimizados para consumir apenas 8,8 mA durante os períodos de pico, ainda assim esta corrente de consumo é muito superior ao oscilador de bloqueio e o amplificador de ECG juntos (147 μ A em $\pm 1,5$ V de alimentação). Evidentemente, caso haja a necessidade de se monitorar mais parâmetros fisiológicos pode-se usar um oscilador de bloqueio (transmissor) para cada parâmetro. Neste caso seriam necessários mais de cinquenta parâmetros monitorados ao mesmo tempo para se ter o consumo equivalente ao do transmissor digital.

Foi importante o estudo comparativo utilizando O₂ e ar-comprimido durante o primeiro ensaio, pois assim pode-se verificar além de uma diferença muito pequena na faiscância entre os dois gases (4 %), bem como não houve risco de explosão ou fogo. Isso não ocorreu devido à quantidade de material combustível dentro da câmara, em relação à quantidade de O₂ sob pressão, não ser suficiente para provocar o efeito destrutivo. De qualquer forma, puderam-se levantar os dados de faiscância, com a finalidade de correlacioná-los com outros tipos de gases posteriormente.

Como trabalho futuro, pode ser feito um ensaio de faiscância no ambiente protótipo, pressurizado com ar-comprimido, mas inserindo uma concentração variável de O₂ e variando a temperatura do ambiente. De acordo com as estatísticas apresentadas na tabela 6, alguns acidentes ocorridos em câmaras multiplace foram causados pelo enriquecimento do ambiente por O₂ acima dos 20%, devido ao vazamento das máscaras individuais dos pacientes. Este ensaio pode vir a complementar os dados contidos nas tabelas 5 e 6, estendendo os ensaios para alguns tipos de materiais que poderiam estar contidos na câmara durante o tratamento.

Como existe um compartimento de aço para proteção, este tipo de ensaio pode vir a ser destrutivo, mas existirá uma condição segura para o teste, bem como comprovará se realmente há risco de explosão ou fogo quando a concentração de comburente for proporcional à quantidade de combustível existente no momento da faísca.

Enfim, o presente trabalho cumpriu o objetivo de mostrar que existe viabilidade quanto à aplicação da técnica de biotelemetria para monitoramento de pacientes em câmaras hiperbáricas, não oferecendo risco à segurança do ambiente de tratamento. Foi demonstrado que apesar de existirem poucas opções de escolha para componentes de baixo consumo, principalmente amplificadores operacionais, é possível se transmitir o sinal de ECG de dentro de câmaras hiperbáricas (com circuitos de baixos níveis de tensão e corrente), com resultados similares aos de um amplificador de ECG comercial.

REFERÊNCIAS

3DCAM. **Propriedades ópticas do acrílico**. Disponível em: <<http://www.3d-cam.com/materials/acrylic.asp>>. Acesso: 23 dez. 2006.

ANALOG DEVICES. **Analog Filter Wizard Design & Product Selection Tool V1.0**. Disponível em: <<http://www.analog.com/Wizard/filter/filterUserEntry/>>. Acesso: 10 mar. 2007.

ANSI/ASME (American Society of Mechanical Engineers): **Safety standard of pressure vessels for human occupancy, PVHO**, New York, 1997.

ANSI/IEEE. **std 802.11, Part 11: Wireless LAN Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications**, IEEE 802.11TM wireless local area networks, 1999, edition 2003.

BELNAP, Carl. **High voltage packaging design for electric flight control surface actuator components**, Northland Scientific, Inc., North Olmsted, Ohio, NASA/CR—2001.

BENEDETTI, R.; BIRRER S.; NEUKOMM P.A. **Overview of telemetry systems with inductive links and variable coupling distances**. ETH Zurich, Laboratory of Electrical Engineering Design, Gloriastr. 35, CH-8092, Zurich, Anals of XIII Biotelemetry Congress, March, 1995. P. 57-62.

BENEDICT, Robert P. **Fundamentals of temperature, pressure and flow measurements**, third edition, A Wiley-Interscience Publication, USA, 1984. P 317 e 318

BENNETT P.B.; MOON R.E. **Diving accident management – forty-first undersea and hyperbaric medical society workshop, UHMS** - Undersea and Hyperbaric Medical Society, Inc., Maryland - U.S.A, publication Number 78, december, 1990.

BOYLESTAD, Robert; NASHELSKY, Louis. **Dispositivos eletrônicos e teoria de circuitos**, editora Pearson, ISBN 8587918222, oitava edição, 2004.

BURR-BROWN (a) **Datasheet do amplificador de instrumentação INA126P**. Disponível em: <http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/ina126.html>. Acesso: 20 dez. 2006.

BURR-BROWN (b) **Datasheet do amplificador operacional OPA 349**. Disponível em <<http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/opa349.html>>. Acesso: 20 dez. 2006.

CAMPORESI, E.M.; BARKER, A.C. **Hyperbaric oxygen therapy: a critical review**, Undersea and Hyperbaric Medical Society, Inc., Maryland U.S.A., second edition, 1991.

C.H.O. - COMMITTEE ON HYPERBARIC OXYGENATION. **Fundamentals of hyperbaric medicine**, Division of Medical Sciences – Division of Medical Sciences – National Academy of Sciences – National Research Council, publication n. 1298, Washington, 1966. Reprinted by the Undersea and Hyperbaric Medical Society, Bethesda, MD, with permission of the national Academy Press, National Academy of Sciences/National Research Council, 1992.

COTTON, W.; MURILLO, B. **Advanced inorganic chemistry**, 6^a. ed., Nova Iorque: Wiley Interscience, 1999.

ECOTECMED equipamentos e sistemas LTDA, **Sistemas completos para terapia hiperbárica**. Disponível em <<http://www.ecotecmed.com.br/products.htm>>. Acesso em: 10 jun. 2006.

FARIA, Rubens A., KRZYZANOVSKI, Alexandre, ABATTI, Paulo J., **Sistema biotelemétrico de baixo consumo para aquisição de dados em ambiente hiperbárico**, Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, setembro, 2006.

GUYTON, Arthur C. **Tratado de fisiologia médica**, Editora Interamericana, 2^a edição, 1984.

HAYKIN, Simon; VAN VEEN, Barry. **Sinais e Sistemas**. Editora Bookman, 1^a edição, ISBN: 85-7307-741-7, 2001.

HEYLEN, A.E.D. **Sparking formulae for very high-voltage Paschen characteristics of gases**, IEEE Electrical Insulation Magazine, may/june/2006, P.25-35.

INTERSIL (a). **Datasheet do amplificador de instrumentação ISL28270**. Disponível em: <<http://www.intersil.com/data/fn/FN6260.pdf>>. Acesso: 20 dez. 2006.

INTERSIL (b). **Datasheet do amplificador de instrumentação EL8170**. Disponível em: <<http://www.intersil.com/data/fn/FN7490.pdf>>. Acesso: 20 dez. 2006.

JAIN, K.K. **Textbook of hyperbaric medicine**, third edition, Hogrefe & Huber Publishers, Seattle, Toronto, Bern, Gottingen, 1999.

JOHNK, C. T. A. **Engineering electromagnetic fields & waves**. New York: John Wiley & Sons, Inc., 1975

KENDALL, L. Su. **Analog Filters**, Kluwer Academic Publishers Group, ISBN 0-412-63840-1, 1996.

KOEPPEN, Bruce M.; LEVY, Matthew N.; STANTON, Bruce A. **Fundamentos de fisiologia**, Editora Elsevier, ISBN: 8535219412, 4^a. ed., 2006.

IQ-USP, Instituto de Química da Universidade de São Paulo, Laboratório de fotoquímica inorgânica e conversão de energia. **Eficiência da conversão da energia solar**. Disponível em: <<http://www.iq.usp.br/wwwdocentes/neydeiha/>>. Acesso: 23 dez. 2006.

MOON, R. E.; CAMPORESI, E.M. **Respiratory care clinics of North America**: Hyperbaric Medicine, Part I, volume 5, number1, march 1999 (a).

MOON, R. E.; CAMPORESI, E.M. **Respiratory care clinics of North América**: Hyperbaric Medicine, Part II, volume 5, number2, june 1999 (b).

ABNT, Norma Brasileira - NBR 5413 - Iluminância de Interiores, Rio de Janeiro, 1992. Disponível em: <<http://www.labcon.ufsc.br/anexos/13.pdf>>. Acesso: 23 fev. 2007.

NORDIC SEMICONDUCTORS. **nRF 2401A Transceiver 2.4 GHz de baixo consumo**. Disponível em: <http://www.nordicsemi.com/>. Acesso: 03 mar. 2005.

NPFA 99 - **Standard for Health Care National Protection Fire Association**, Quincy, Massachusetts , p. 99, edition 1999.

OSENBACK, J. W.; JACK, C. A.; SINGH, D.; SRINIVAN, G. V.; THEIS, C. D. **Infrared light induced degradation of polymeric materials used in optical devices**. Proceedings in 54th Electronic Components and Technology Conference, v.1, p. 789-797, june, 2004.

Oxigenoterapia hiperbárica uma modalidade terapêutica moderna e eficaz. Disponível em <<http://www.ohb.com.br>>. Acesso em: 02 out. 2004

PICHORIM, S. F.; ABATTI, P. J. **Design of Coils for Millimeter- and Submillimeter-Sized Biotelemetry**, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 51, NO. 8, AUGUST, 2004

PICHORIM, S. F.; ABATTI, P. J. **Transmissor com Acionamento Remoto Utilizando Apenas um Transistor para Unidades Biotelemétricas Implantáveis ou Ingeríveis**. RBE-Caderno de Engenharia Biomédica, v. 12, n. 3, p. 51-61, out. 1996 (c).

PICHORIM, Sérgio F. **Sistema biotelemétrico não-invasivo para medição da temperatura central do corpo utilizando cápsula sensora ingerível**. Dissertação n. 59 (Mestrado em Eng. Biomédica) - CPGEI, CEFET-PR, Curitiba, 1995.

RUEDA, P.; LISBONA, E.; HERRERO, M. **Proceedings of 3rd World Conference on Photovoltaic Energy Conversion**, v.1, p. 817-820, may, 2003.

SANYO - Células fotovoltaicas. **Amorphous solar cells**. Disponível em: <http://www.sanyo.com/semiconductors/catalogs/SolarCells_EP120.pdf>. Acesso: 23 dez. 2006.

SECHRIST - Hyperbaric oxygen products. **Câmara hiperbárica monoplaca**. Disponível em <<http://www.sechristind.com/hyperbaric-oxygen-products.htm>>. Acesso em: 10 jun. 2006.

SILICONSOLAR INC. **Células fotovoltaicas comerciais**. Disponível em: <http://www.siliconsolar.com>. Acesso: 10 ago. 2005.

SPIEGEL, M. R. **Manual de fórmulas e tabelas matemáticas**. Coleção Schaum, McGraw-Hill do Brasil, 1973.

TECMOS LTDA, **Tabela de diâmetro de cabos e fios elétricos**. Disponível em: <<http://www.tecmos.com.br/pdf/Tabela%20de%20fios%20AWG.doc>>. Acesso: 15 set. 2008.

TEXAS INSTRUMENTS, **Datasheet do diodo foto emissor infravermelho TIL32**. Disponível em: <<http://www.datasheetarchive.com/preview/3382312.html>>. Acesso: 05 mar. 2005.

TEXAS INSTRUMENTS, **Datasheet do amplificador operacional TLV 2244**. Disponível em: <<http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/tlv2244.html>>. Acesso: 20 dez. 2006 (a).

TEXAS INSTRUMENTS, **Datasheet do microcontrolador de baixo consumo MSP430F133**. Disponível em: <<http://focus.ti.com/docs/msp430f133.html>>. Acesso: 30 abr. 2006 (b).

UTFPR - UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ. **Normas para elaboração de trabalhos acadêmicos**. Curitiba: Editora da UTFPR, 2009.

WEBSTER, Jonh G. **Medical instrumentation application and design**, third edition, 1998.

WIFI ALLIANCE. **Certificação para dispositivos sem-fio com especificações do protocolo IEEE 802.11**. Disponível em: <<http://www.wi-fi.org/>>. Acesso: 12 jun. 2007.