



**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
CAMPUS CURITIBA**

**GERÊNCIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E  
INFORMÁTICA INDUSTRIAL - CPGEI**

**CARLOS MARQUES DE SOUZA**

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA TELEMÉTRICO PASSIVO ALIMENTADO  
POR CÉLULAS FOTOVOLTAICAS PARA AQUISIÇÃO DE ECG EM CÂMARAS  
HIPERBÁRICAS**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**CURITIBA  
AGOSTO-2007**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ**  
**Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Informática Industrial**

**DISSERTAÇÃO**  
**apresentada à UTFPR**  
**para obtenção do título de**

**MESTRE EM CIÊNCIAS**

**por**

**CARLOS MARQUES DE SOUZA**

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA TELEMÉTRICO PASSIVO ALIMENTADO**  
**POR CÉLULAS FOTOVOLTAICAS PARA AQUISIÇÃO DE ECG EM CÂMARA**  
**HIPERBÁRICA**

Banca Examinadora:

Presidente e Orientador:

**PROF.DR. SERGIO FRANCISCO PICHORIM**

**UTFPR**

Examinadores:

**PROF.DR. MARLIO JOSÉ DO COUTO BONFIM**

**UFPR**

**PROF.DR. FÁBIO KURT SCHNEIDER**

**UTFPR**

**PROF.DR. PAULO JOSÉ ABATTI**

**UTFPR**

Curitiba, agosto de 2007

**CARLOS MARQUES DE SOUZA**

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA TELEMÉTRICO PASSIVO ALIMENTADO  
POR CÉLULAS FOTOVOLTAICAS PARA AQUISIÇÃO DE ECG EM CÂMARA  
HIPERBÁRICA**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

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

CURITIBA  
2007

## Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da UTFPR – Campus Curitiba

S719d Souza, Carlos Marques de

Desenvolvimento de sistema telemétrico passivo alimentado por células fotovoltaicas para aquisição de ECG em câmara hiperbárica / Carlos Marques de Souza. Curitiba. UTFPR, 2007

XI, 91 f. : il. ; 30 cm

Orientador: Prof. Dr. Sergio Francisco Pichorim

Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2007

Bibliografia: f. 81 – 91

1. Engenharia biomédica. 2. Telemetria. 3. Câmera hiperbárica. I. Pichorim, Sergio Francisco, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD: 610.28

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a todas as pessoas que direta ou indiretamente auxiliaram na conclusão deste trabalho. Ao Professor Dr. Sérgio Francisco Pichorim e ao Professor Dr. Paulo José Abatti pela precisa orientação e co-orientação, apoio e incentivo. Ao Professor Dr. Bertoldo Schneider pelo esclarecimento sobre pontos determinantes deste trabalho e o auxílio na aquisição das células fotovoltaicas. Aos sábios professores e colegas de laboratório e de sala de aula. Aos meus pais, irmãos, sobrinhos e suas famílias pelo permanente incentivo. À Maria Laura pelo sempre apoio, sinceridade e alegria que motivaram todos os passos deste trabalho.

Carlos Marques de Souza  
Agosto de 2007

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	viii
<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	ix
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS</b> .....	ix
<b>RESUMO</b> .....	xii
<b>ABSTRACT</b> .....	xiii
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	1
<b>2 CÂMARA HIPERBÁRICA</b> .....	5
2.1 OXIGENOTERAPIA.....	5
2.2 A CÂMARA HIPERBÁRICA.....	6
2.3 INCÊNDIO NA CÂMARA HIPERBÁRICA.....	7
2.4 CONCLUSÃO.....	13
<b>3 FOTOALIMENTAÇÃO DENTRO DE UMA CÂMARA HIPERBÁRICA HIPERBÁRICA</b> .....	15
3.1 CONCEITOS BÁSICOS DE FOTOMETRIA.....	16
3.1.1 Ângulo sólido.....	16
3.1.2 A intensidade luminosa.....	17
3.1.3 O fluxo radiante.....	17
3.1.4 O fluxo luminoso.....	17
3.1.5 A eficiência luminosa.....	18
3.1.6 A iluminância.....	18
3.1.7 O luxímetro.....	19
3.2 A CÉLULA FOTOVOLTAICA.....	20
3.2.1 Circuito elétrico equivalente de uma célula fotovoltaica.....	22
3.2.2 Eficiência da conversão de luz em eletricidade de uma célula fotovoltaica.....	22
3.3 FOTOALIMENTAÇÃO NA CÂMARA HIPERBÁRICA.....	24
3.4 CONCLUSÃO.....	26
<b>4 ECG TELEMÉTRICO</b> .....	27
4.1 SISTEMAS DE MEDIÇÕES DE ECG POR TELEMETRIA.....	30
4.1.1 Exemplo 1.....	30

4.1.2 Exemplo 2.....	32
4.1.3 Exemplo 3.....	33
4.1.4 Exemplo 4.....	34
4.2 A TELEMETRIA PASSIVA.....	35
4.3 TELEMETRIA PASSIVA DE MODULAÇÃO POR ABSORÇÃO.....	36
4.4 CONCLUSÃO.....	39
<b>5 METODOLOGIA EMPREGADA E RESULTADOS.....</b>	<b>41</b>
5.1 FOTOALIMENTAÇÃO ATRAVÉS DE CÉLULAS FOTOVOLTAICAS.....	41
5.1.1 A célula fotovoltaica.....	41
5.1.2 Os LEDs.....	42
5.1.2.1 O LED azul.....	42
5.1.2.2 O LED laranja.....	43
5.1.3 Avaliação das características técnicas dos LEDs.....	43
5.1.4 Avaliação da célula fotovoltaica iluminada com LEDs.....	44
5.2 BIOTELEMETRIA PASSIVA DE ECG COM BAIXO CONSUMO DE ENERGIA.....	51
5.2.1 A unidade remota.....	52
5.2.2 Enlace indutivo.....	60
5.2.2.1 Medição da mútua indutância de um transformador fracamente acoplado.....	61
5.2.3 A unidade base.....	63
5.3 CONCLUSÃO.....	67
<b>6 CONCLUSÃO.....</b>	<b>69</b>
6.1 Comentários e conclusões.....	69
6.2 Trabalhos futuros.....	73
<b>ANEXO 1 – DIAGRAMAS ESQUEMÁTICOS.....</b>	<b>75</b>
<b>ANEXO 2 – PLACAS DE CIRCUITO IMPRESSO.....</b>	<b>78</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>81</b>



## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1:</b> Transmissão e recepção convencional e telemetria passiva de ECG.....	2
<b>Figura 2:</b> Câmara hiperbárica <i>monoplace</i> .....	7
<b>Figura 3:</b> Triângulo do fogo.....	8
<b>Figura 4:</b> Circuito elétrico equivalente de uma descarga elétrica parcial.....	10
<b>Figura 5:</b> Curvas de Paschen.....	11
<b>Figura 6:</b> Ângulo sólido ( $\omega$ ) de uma seção da esfera de raio $R$ e área superficial $A$ ....	17
<b>Figura 7:</b> Definição de candela, lúmen e lux.....	19
<b>Figura 8:</b> Junção P-i-N de uma célula fotovoltaica de silício amorfo.....	21
<b>Figura 9 :</b> Circuito elétrico equivalente de uma célula fotovoltaica.....	22
<b>Figura 10:</b> Eficiência das células fotovoltaicas.....	23
<b>Figura 11:</b> Circulação sanguínea através de veias e artérias.....	27
<b>Figura 12:</b> Potencial de ação do coração e eletrocardiograma.....	29
<b>Figura 13:</b> Diagrama em blocos do transmissor de ECG por FM.....	31
<b>Figura 14:</b> Diagrama em blocos do transmissor de ECG por FM, que opera com duas frequências de transmissão.....	33
<b>Figura 15:</b> Circuito elétrico transmissor e de aquisição de múltiplos sinais biopotenciais.....	34
<b>Figura 16:</b> Diagrama em blocos da unidade remota de aquisição de ECG e da unidade base de recepção de ECG por telemetria passiva.....	37
<b>Figura 17:</b> Célula fotovoltaica de silício amorfo.....	42
<b>Figura 18:</b> Esquema da montagem para avaliar os LEDs.....	44
<b>Figura 19:</b> Esquema da montagem para avaliar a célula fotovoltaica.....	45
<b>Figura 20:</b> Disposição dos LEDs para iluminar a célula fotovoltaica.....	46
<b>Figura 21:</b> Tensão elétrica gerada por um LED azul ou laranja.....	47
<b>Figura 22:</b> Tensão elétrica gerada por 10 LEDs azuis ou laranja.....	47
<b>Figura 23:</b> Duas células fotovoltaicas em série.....	48
<b>Figura 24:</b> Comportamento de uma célula fotovoltaica em função da variação da carga $R$ .....	49
<b>Figura 25:</b> Comportamento de duas células fotovoltaicas em série em função da	

variação da carga <i>R</i> .....	51
<b>Figura 26:</b> Medidas elétricas da unidade remota proposta por Towe (1986).....	53
<b>Figura 27:</b> Unidade remota com o amplificador de instrumentação.....	54
<b>Figura 28:</b> Unidade remota utilizando amplificador de instrumentação e blocos propostos por Towe (1986).....	55
<b>Figura 29:</b> Sinal de ECG <i>out</i> medido na entrada do modulador 7555.....	57
<b>Figura 30:</b> Unidade remota alimentada eletricamente com uma célula fotovoltaica...	58
<b>Figura 31:</b> Unidade remota alimentada eletricamente por duas células fotovoltaicas em série.....	59
<b>Figura 32:</b> Esquema de montagem para se medir a mútua indutância.....	62
<b>Figura 33:</b> Unidade base proposta por Towe (1986).....	64
<b>Figura 34:</b> Sinal modulado de 400 kHz e sinal modulante de 1 kHz.....	66
<b>Figura 35:</b> Sinal de ECG demodulado na unidade base e sinal de ECG modulador da unidade remota.....	67
<b>Figura 36:</b> Diagrama esquemático para o amplificador de instrumentação.....	75
<b>Figura 37:</b> Diagrama esquemático da unidade remota proposta por Towe (1986).....	76
<b>Figura 38:</b> Diagrama esquemático da unidade base.....	77
<b>Figura 39:</b> Circuito impresso para o amplificador de instrumentação.....	78
<b>Figura 40:</b> Circuito impresso da unidade remota.....	79
<b>Figura 41:</b> Circuito impresso da unidade base.....	80

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1:</b> Características elétricas e óticas medidas do LED azul e do LED laranja.....	44
<b>Tabela 2:</b> Número de testes efetuados e LEDs utilizados.....	45
<b>Tabela 3:</b> Condições iniciais de iluminação da célula fotovoltaica.....	46
<b>Tabela 4:</b> Tensão e corrente elétrica medidos para uma célula fotovoltaica iluminada com 10 LEDs azuis.....	49
<b>Tabela 5:</b> Tensão e corrente elétrica medidos para duas células fotovoltaicas em série.....	50

<b>Tabela 6:</b> Medidas elétricas e de qualidade de ECG na unidade remota proposta por Towe (1986).....	53
<b>Tabela 7:</b> Medidas elétricas da unidade remota com o amplificador de instrumentação.....	55
<b>Tabela 8:</b> Medidas elétricas da unidade remota com amplificador de instrumentação e filtros.....	56
<b>Tabela 9:</b> Medidas físicas e elétricas dos indutores do circuito LC da unidade remota e da unidade base.....	61
<b>Tabela 10:</b> Indutância mútua e fator de acoplamento entre $L1$ e $L2$ .....	63

### LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Atm	- Atmosfera
AM	- Amplitude modulada
ECG	- Eletrocardiograma
a-Si	- Silício amorfo
CMMR	- Common Mode Rejection Ratio (Razão de Rejeição de Modo Comum)
c-Si	- Silício cristalino
EIGA	- European Industrial Gases Association
ESMOL	- Electrical Safety & Maintenance of Lines
FI	- Frequência intermediária
FM	- Frequência modulada
FPB	- Filtro passa-baixa
IEEE	- Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc.
INMETRO	- Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
LED	- Light Emitter Diode ( Diodo emissor de luz)
LSK	- Load shift keying
NASA	- National Aeronautics and Space Administration
OHB	- Oxigenoterapia hiperbárica
PLL	- Phase Locked loop
PM	- Modulação por pulso

RF	- Rádio frequência
SMD	- Surface Mounted Device
UHMS	- Undersea & Hyperbaric Medical Society, Inc
VCO	- Voltage Controlled Oscillator

## RESUMO

A oxigenoterapia é um procedimento terapêutico em que o paciente é submetido à pressão 2,5 a 3 vezes maior que a pressão atmosférica, respirando uma concentração de 100% de oxigênio em um ambiente hermeticamente fechado, denominado de câmara hiperbárica. O ECG é um procedimento básico que pode ser utilizado como guia de resposta à terapia hiperbárica. Um equipamento de medição do ECG posicionado no interior da câmara deve ter dimensões reduzidas devido ao espaço físico disponível neste interior. Também deve-se considerar a alta concentração de oxigênio e a alta pressão neste ambiente. Para se evitar o risco de faíscas elétricas e de incêndio, o sistema deve operar com baixíssimo nível de tensão, corrente e energia armazenada nos circuitos. A telemetria passiva permite a obtenção de ECG com baixa circulação de energia, pequenas dimensões físicas e uma boa qualidade de acoplamento entre a transmissão e a recepção com segurança ao ambiente médico. Este sistema de telemetria difere da telemetria convencional, pois a portadora do sinal modulado e a recepção de ECG demodulado podem ser posicionados fora da câmara hiperbárica. Dentro da câmara permanece apenas o circuito elétrico de aquisição e modulação do ECG. Ainda, devido ao baixo consumo de energia deste circuito, ele é fotoalimentado através de 2 células fotovoltaicas de silício amorfo iluminadas com 20 LEDs azuis. Os LEDs são posicionados fora da câmara, eliminando-se o uso de pilhas ou baterias no interior dela. A fotoalimentação e o sistema de telemetria passiva para aquisição de ECG alcançaram uma distância máxima de 10 cm e 7 cm, respectivamente. Outros resultados são apresentados e discutidos neste trabalho.

## ***ABSTRACT***

This dissertation presents the development of a Passive Telemetry system for ECG measurement inside of a hyperbaric chamber. Hyperbaric Chambers are used to oxygenotherapy treatments, where an environment with 100% of O<sub>2</sub> is applied at 3 atm.

To avoid risk of ignition and fire, the internal circuitry must be low voltage and very low power, so a passive telemetry is desired. Also, to avoid internal batteries two photovoltaic cell lightened by 20 external blue LEDs are used to power the circuit.

The optical powering and the signal transmission through the acrylic wall of the chamber reached distances of 10 cm and 7 cm, respectively. Other results are presented and discussed.

## CAPÍTULO 1

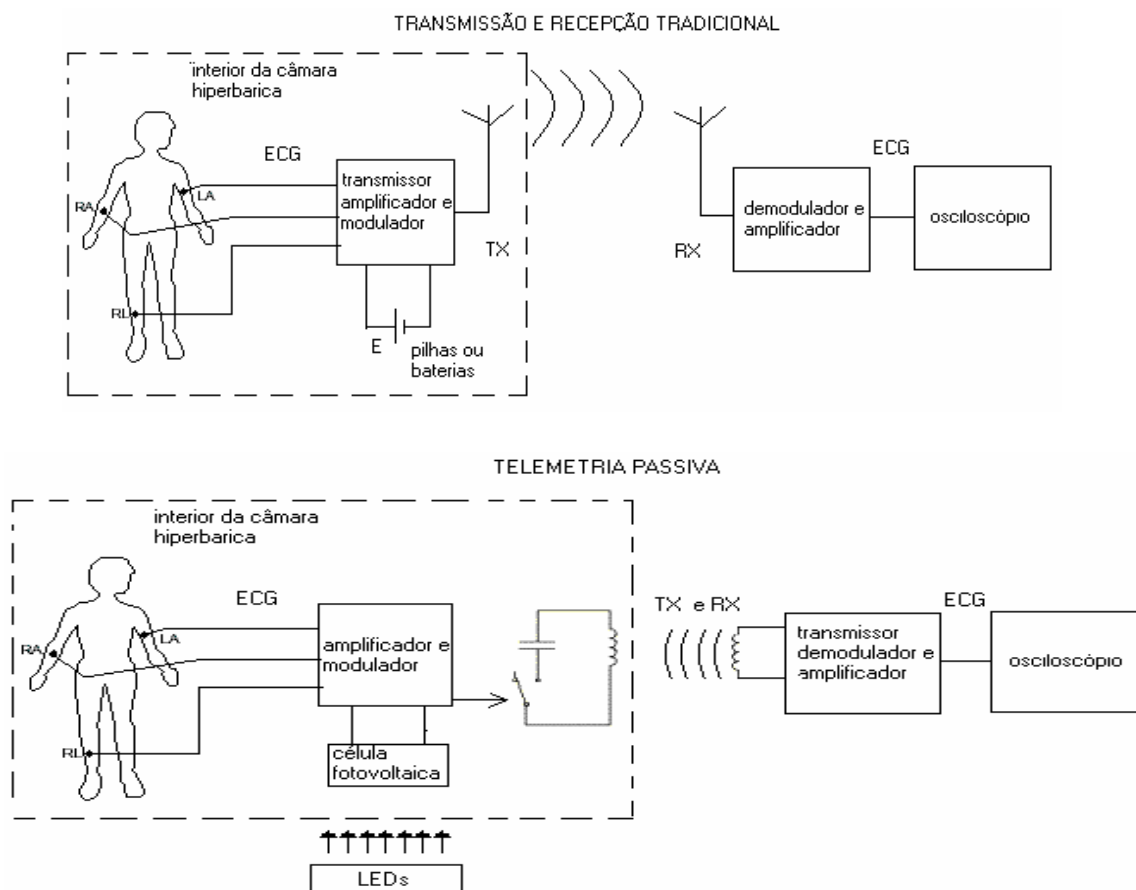
### INTRODUÇÃO

A oxigenoterapia hiperbárica é um procedimento terapêutico que permite que um paciente respire uma concentração de 100% de oxigênio. Este tratamento é realizado no interior de uma câmara submetida a 2,5 a 3 atmosferas (atm), denominada de câmara hiperbárica. O principal foco desta terapia é permitir a chegada de oxigênio a tecidos pouco vascularizados, acelerando o processo de cura de queimaduras e outras enfermidades.

O ECG é um procedimento básico na avaliação de um paciente e pode ser utilizado como guia na resposta a uma dada terapia ou a uma cirurgia (KHOOR *et al*, 2001). Para se efetuar medições de ECG no interior de uma câmara hiperbárica deve-se considerar que: (a) este ambiente está submetido a uma alta concentração de oxigênio à pressão maior que a pressão atmosférica; (b) a câmara é hermeticamente fechada e não dispõe de pontos de alimentação elétrica no espaço interno. Um equipamento de medição de ECG do paciente tem que ser de dimensões reduzidas e alimentado externamente à câmara, pois a presença de energia elétrica pode causar faíscas elétricas e risco de incêndio ou explosão.

Assim, um sistema tradicional de telemetria não poderia ser utilizado neste ambiente (FARIA *et al*, 2006), pois a unidade de aquisição e transmissão que modula o sinal de ECG do paciente estaria dentro da câmara hiperbárica e seria alimentada eletricamente por pilhas ou baterias. De qualquer forma, a unidade de recepção da portadora e demodulação do sinal de ECG deve estar fora da câmara, podendo ser alimentada eletricamente pela rede elétrica hospitalar. Uma técnica da telemetria passiva que difere da telemetria tradicional, pode possuir circuitos elétricos de transmissão da portadora e recepção do sinal modulado pelo ECG, que podem estar posicionados fora da câmara hiperbárica. Neste sistema a modulação da portadora se dá pelo chaveamento de uma carga (LSK) e/ou pelo chaveamento de um circuito ressonante (FSK). Dentro da câmara há apenas um circuito elétrico de dimensões físicas reduzidas e baixo consumo de energia, que pode ser alimentado eletricamente por células fotovoltaicas iluminadas com diodos emissores de luz (LEDs). Esta unidade realiza a aquisição do sinal de ECG do

paciente, modulando um sinal digital que desloca ou não a sintonia de um circuito LC em relação à portadora gerada fora da câmara hiperbárica. Quando na frequência de ressonância, parte da portadora transmitida será absorvida pelo circuito LC e cabe ao receptor captar e demodular este sinal para recuperar o ECG. A figura 1 ilustra os sistemas de transmissão e recepção de sinal que empregam a técnica tradicional e o que utiliza a telemetria passiva.



**Figura 1:** Transmissão e recepção convencional e telemetria passiva de ECG

O objetivo deste trabalho é desenvolver e avaliar um circuito elétrico que utilize a técnica da telemetria passiva para aquisição de ECG, desenvolver uma solução prática para alimentá-lo através de células fotovoltaicas iluminadas com LEDs, de tal forma que possa ser posicionado no interior de uma câmara hiperbárica.



Para desenvolver este trabalho, primeiramente no capítulo 2 apresenta-se o que é a oxigenoterapia e em que casos é aplicada. Mostra-se o que é uma câmara hiperbárica e quais as suas principais partes componentes. Depois avalia-se o perigo de incêndio no interior da câmara, a partir de uma descarga eletrostática em um material inflamável e os níveis de energia de ignição relacionados ao oxigênio e a este material.

Para realizar o trabalho prático de fotoalimentação, as principais unidades físicas aplicadas à iluminação de células fotovoltaicas são apresentadas no capítulo 3, juntamente com os tipos de células fotovoltaicas existentes e as suas principais características. É apresentada a energia do fóton incidente sobre a célula fotovoltaica necessária para gerar energia elétrica, sendo condicionada esta geração de energia elétrica com a capacidade de iluminação LEDs em um ambiente do paciente de oxigenoterapia hiperbárica.

Alguns sistemas implementados nas últimas décadas para transmitir sinais de ECG modulado, sem fio, são apresentados no capítulo 4. Enfatiza-se que a telemetria passiva é adequada para ser utilizada em ambiente do paciente de oxigenoterapia hiperbárica, pois os circuitos elétricos que empregam esta técnica tem reduzidas dimensões físicas e um baixo consumo de energia, em torno de  $300 \mu\text{W}$  (SOUZA *et al*, 2006). Apresenta-se o circuito elétrico proposto para se avaliar a aquisição, modulação e recepção de ECG neste ambiente.

No capítulo 5 é apresentada a metodologia empregada para avaliar as características óticas e elétricas dos LEDs e da célula fotovoltaica utilizados no experimento prático. Também são apresentadas as descrições dos principais componentes elétricos e eletrônicos que compõe as unidades de transmissão e recepção de sinal de ECG, os equipamentos de medição utilizados, bem como as grandezas elétricas medidas para avaliar a qualidade do sinal transmitido e recebido de ECG. Ainda neste capítulo são apresentados os resultados destes experimentos em forma de tabelas, gráficos e figuras. As conclusões do trabalho, as possibilidades futuras de implementação e os novos trabalhos abertos por esta linha de pesquisa estão comentados no capítulo 6.



## CAPÍTULO 2

### CÂMARA HIPERBÁRICA

#### 2.1 OXIGENOTERAPIA

A oxigenoterapia hiperbárica (OHB) é um procedimento terapêutico, através do qual o paciente respira uma concentração de 100% de oxigênio, dentro de um ambiente hermeticamente fechado denominado câmara hiperbárica, sob uma pressão maior que a pressão atmosférica (AL-WAIL *et al*, 2006).

Segundo Lacerda (2006), as câmaras hiperbáricas foram utilizadas pela primeira vez para fins medicinais em 1622, por Henshaw. Em 1830, na França, o ar comprimido foi utilizado para tratamento da tuberculose pulmonar, surdez, cólera, anemias, hemorragias e coqueluche.

Apesar de relatos da utilização do oxigênio puro como um procedimento terapêutico desde 1662, esta terapia foi aceita no Brasil a partir de 1930, para ser aplicada em casos de doença descompressiva, ocorrida com mergulhadores. A partir de 1967, a oxigenoterapia começou a fazer parte da medicina de mergulho dentro da Marinha Brasileira e torna-se nos dias de hoje mais uma opção para ajudar na cura de diversas enfermidades (LACERDA *et al*, 2006).

Os tratamentos hiperbáricos são realizados a uma pressão que pode variar de 2,5 a 3 atm, onde o paciente respira uma concentração de 100% de oxigênio puro (FARIA *et al*, 2006; LACERDA *et al*, 2006).

Pode-se respirar o oxigênio puro por um tempo limitado a 1 ou 2 horas, porém ultrapassado este tempo, pode ocorrer irritabilidade se o gás for muito seco (NASA, 2000).

Durante a sessão de tratamento, aumenta-se a quantidade de oxigênio dissolvido no sangue, o que implementa a chegada de concentrações adequadas de oxigênio em tecidos pouco vascularizados, favorecendo a cicatrização de feridas problemáticas (CUTHBERTSON e CHRISTOPHI, 2006). Além disto, aumento do oxigênio dissolvido nos líquidos teciduais favorece sua chegada em concentrações adequadas aos ossos, sendo

que, na volta à concentração normal de oxigênio aos tecidos, estimula-se a neovascularização (PELEG e LOPES, 2006).

A OHB é indicada para casos de doenças descompressivas, embolias gasosas, envenenamento por monóxido de carbono, em casos de gangrena, queimaduras térmicas e elétricas, lesões por esmagamento, úlceras da pele, lesões por radiação entre outras enfermidades (SAUNDERS, 2003; LEE e YU, 2006).

A complicação mais freqüente em tratamento hiperbáricos é o barotrauma do ouvido médio, que ocorre quando não há a equalização das pressões do ouvido médio através da trompa auditiva (CAPES e TOMASZEWSKI, 1996).

No entanto, a complicação mais grave é a embolia arterial gasosa, em que o paciente não consegue exalar ar de seus pulmões. Ao diminuir-se a pressão dentro da câmara, ocorre a expansão dos gases, que podem causar uma ruptura pulmonar, com a entrada de ar na circulação arterial (LACERDA *et al*, 2006).

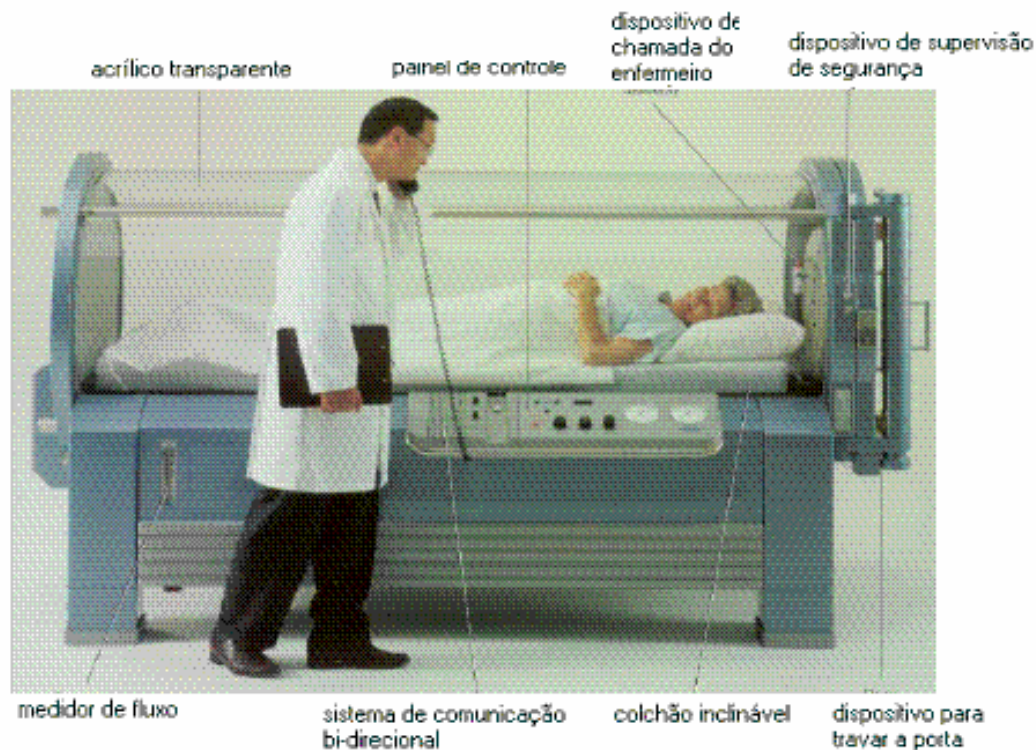
## 2.2 A CÂMARA HIPERBÁRICA

Uma câmara hiperbárica pode ser construída para atender simultaneamente vários pacientes (*multiplace*) ou apenas um paciente (*monoplace*) (LEE e YU, 1999; FARIA *et al*, 2006). A câmara hiperbárica tipo *monoplace* é feita em forma cilíndrica, a qual favorece que o paciente fique em posição de repouso. O material das paredes é o acrílico polido transparente, com faixa de 2,2 a 5,0 cm de espessura (ELAYAN *et al*, 2000; YACHNIS e IANUZZI, 2004) e as portas e tampas são feitas de alumínio e aço inoxidável. É hermeticamente fechada e não existem pontos de alimentação elétrica ou a possibilidade da conexão de cabos elétricos do meio interno da câmara para o meio externo.

O acrílico transparente das paredes da câmara proporciona a iluminação no seu interior, permite que os pacientes vejam ao redor e assistam televisão, reduzindo a sua ansiedade. Contribui também para que os atendentes monitorem e tenham uma resposta rápida às necessidades do paciente (SECHRIST, 2006).

A figura 2 ilustra um modelo típico de uma câmara hiperbárica *monoplace*. Esta câmara contém equipamentos de comunicação bidirecional com o paciente, de chamada do operador pelo paciente, dispositivo de travamento da porta, controle e monitoração do fluxo

de oxigênio e da pressão interna da câmara, sendo utilizada por um paciente com o acompanhamento do profissional operador do equipamento.



**Figura 2:** Câmara hiperbárica *monoplace*. Adaptado de Sechrist (2006).

O volume interno de uma câmara hiperbárica *monoplace* típica, pode ser de  $1,2 \text{ m}^3$ , o diâmetro interno de 81,3 cm e o comprimento interno de 228,6 cm (SECHRIST, 2006).

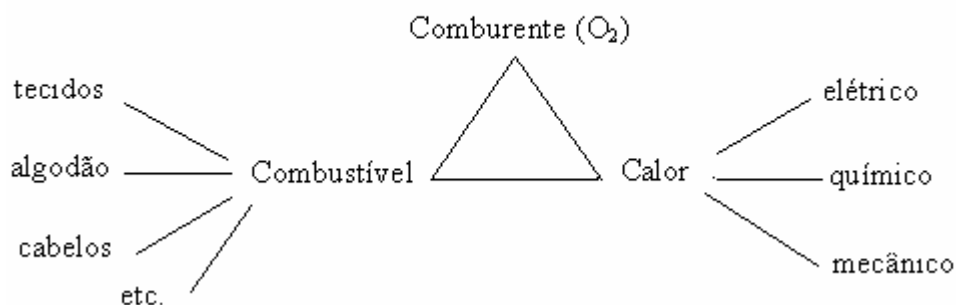
### 2.3 INCÊNDIO NA CÂMARA HIPERBÁRICA

Segundo Lee e Yu (2006), existe o risco de incêndio no interior de uma câmara hiperbárica e descrevem dois fatos ocorridos deste tipo de incêndio. O primeiro em 1997, na cidade de Milão na Itália, em que uma enfermeira observou um princípio de incêndio no interior da câmara e em menos de cinco minutos já haviam 11 mortos, ou por queimaduras

ou por sufocamento. O segundo incêndio relatado, ocorreu na cidade de Istambul em 1998, com a morte de 3 pessoas: o médico, o paciente e uma atendente da recepção.

O oxigênio é um elemento químico com comportamento estável à temperatura ambiente. No entanto, uma mudança brusca de temperatura pode torná-lo extremamente reativo (QUAGLIANO e VALLARINO, 1979). O oxigênio sozinho não é inflamável (NASA, 2000), mas em presença do calor e de um material combustível pode originar o fogo. A coexistência do oxigênio, do combustível e do calor necessário para originar um princípio de incêndio é chamado de triângulo do fogo. Os grupos de fontes de calor para originar um incêndio podem ser mecânicos, químicos ou elétricos (LILLEY, 1996).

A figura 3 ilustra os elementos necessários para que haja incêndio em determinado ambiente, o que é caracterizado como o triângulo do fogo.



**Figura 3: Triângulo do fogo**

A interação de dois objetos através da fricção e compressão mecânicas pode originar calor suficiente para dar ignição ao fogo (LILLEY, 1996). As reações químicas em geral liberam calor, entre elas a oxidação de metais pelo oxigênio (QUAGLIANO e VALLARINO, 1979). As ligações elétricas com fios, tomadas e a circulação de corrente elétrica podem gerar calor. Rápidos arcos elétricos (NASA, 2000) e a eletricidade estática (WITTLER, 1994) também podem ter energia suficiente para originar um princípio de incêndio.

Assim, uma câmara hiperbárica que tem uma concentração de 100% de oxigênio no seu interior, não deve dispor de pontos de alimentação elétrica ou a possibilidade da conexão de cabos elétricos do meio interno à câmara, ao meio externo.

A área da superfície corpórea de um corpo humano, pode ser considerada como 1,8 m<sup>2</sup> (FERREIRA e YANAGIHARA, 1999) e esta superfície gera normalmente um calor de 100 J por segundo ou 100 W (GODIK e GULYAEV, 1991), ou seja, uma densidade de potência de 555,6 μW por mm<sup>2</sup>. Este calor gerado pode chegar a 673 W para uma pessoa com queimaduras (FERGUSON e MARTIN, 1991), ou seja, uma densidade de potência de 3,74 mW por mm<sup>2</sup>. Entretanto, o principal foco de atenção em um sistema que trabalha com o oxigênio, para se evitar o perigo de incêndios através de uma fonte de calor, são as descargas eletrostáticas (POTTER e BAKER, 1969; JONASSEN, 1995). A descarga eletrostática ocorre quando dois objetos de diferentes potenciais estão próximos o suficiente, para gerar um arco elétrico no espaço existente entre eles. Sua origem consiste de duas fases: um relativo acúmulo de cargas elétricas em objetos, resultando em uma tensão elétrica diferencial e a rápida transferência destas cargas, devido ao rompimento do isolamento elétrico do meio (DAWSON *et al*, 2004). Normalmente ocorrem em superfícies pontiagudas, superfícies condutoras de eletricidade ou superfícies constituídas de diferentes materiais isolantes. Também podem ocorrer em superfícies pré-danificadas do mesmo material isolante (WITTLER, 1994).

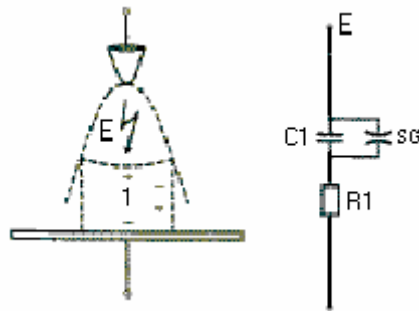
A energia liberada por uma descarga eletrostática, pode não ser suficiente para iniciar um processo de ignição de incêndio em um dado material. Existe um valor mínimo de energia de calor, para o qual o material encontra a ignição por temperatura e então começará a queimar (GIBSON, 1994; ESMOL SUBCOMMITTEE, 2001). Uma vez atingido este ponto, denominado de temperatura de ignição do material, inicia-se um processo de auto-sustentação de combustão, independente da fonte inicial de calor (LILLEY, 1996).

A condição básica para que ocorra a ignição de uma mistura oxigênio-combustível é de que: a temperatura deve ser alta o suficiente para causar a fusão, a vaporização e reações químicas significantes. O tempo em que esta temperatura ocorre deverá ser longo o suficiente para permitir a absorção do calor pelos reagentes, que iniciarão a combustão e a

turbulência, que deve permitir uma boa mistura entre o combustível, o calor e o oxigênio (ORDIN *et al.*, 1996).

As descargas eletrostáticas podem ser comparadas às produzidas por um capacitor. Quando o campo elétrico excede o ponto de ruptura do ar, um elétron de avalanche ocorre e produz um caminho de baixa resistência elétrica do meio ionizado, por onde a eletricidade acumulada no capacitor é rapidamente descarregada (POTTER e BAKER, 1969). Esta energia liberada para o meio ambiente é em forma de pulso e o ponto em que este pulso ocorre pode ser definido como um ponto de descarga parcial, pois está limitado a uma parte do isolamento e não a ele como um todo (WITTTLER, 1994).

A figura 4 ilustra o circuito elétrico equivalente simplificado de uma descarga elétrica parcial, onde  $CI$  e  $RI$  são respectivamente a capacitância e a resistência elétrica do caminho em que pode ocorrer uma descarga elétrica parcial e o centelhador  $SG$  ficará na condição de curto circuito ao ser atingida a tensão elétrica  $E$ . Quando a tensão elétrica da descarga eletrostática  $E$  é atingida, excede-se o valor da resistência elétrica do meio ( $R1$ ) e o capacitor  $CI$  (que representa onde estão acumuladas as cargas elétricas), se descarrega no curto circuito provocado pelo centelhador  $SG$  (WITTTLER, 1994).



**Figura 4:** Circuito elétrico equivalente de uma descarga elétrica parcial.

Adaptado de Wittler (1994).

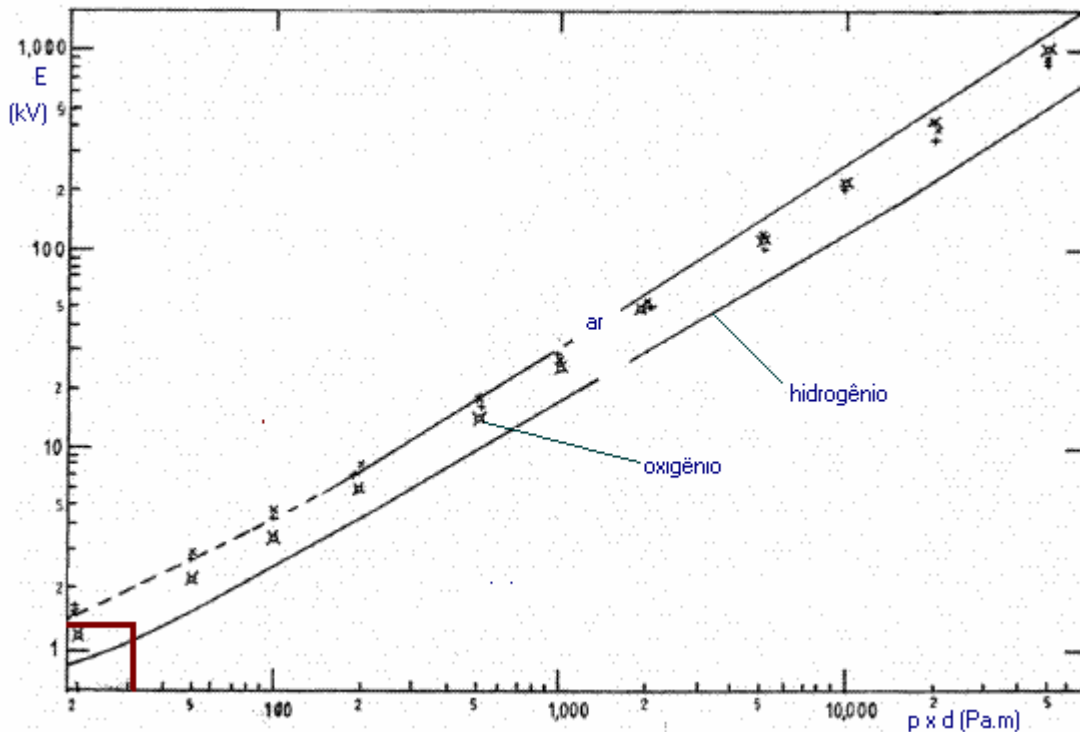
A energia requerida para causar a ignição no oxigênio não é um valor bem definido, pois a descarga é dividida em duas partes: uma parte é usada para evaporar o combustível e a outra é utilizada para a ignição da mistura gás-combustível (POTTER e BAKER, 1969). O valor da energia de ignição pode ser calculado por:

$$W = \frac{1}{2} C.E^2 \quad (1)$$



Onde  $W$  é a energia da descarga parcial,  $C$  é a capacitância do meio onde ocorrerá a descarga eletrostática e  $E$  é a tensão elétrica que deverá ser alcançada para que ocorra uma descarga eletrostática no meio considerado (WITTLER, 1994; POTTER e BAKER, 1969).

Utilizando-se a lei de Paschen para o oxigênio, que afirma que a tensão da descarga eletrostática é uma função somente do produto da pressão sobre o gás pela distância entre os condutores de eletricidade considerados (HEYLEN, 2006), pode-se na equação 1 obter a tensão elétrica que deve ser alcançada para que ocorra uma descarga eletrostática no oxigênio. Para este cálculo, considera-se a distância entre os condutores de 0,1 mm, distância típica entre terminais de componentes SMD (*Surface Mounted Device*), que poderiam ser percorridos por uma corrente elétrica no interior de uma câmara hiperbárica. A figura 5 ilustra as curvas de Paschen da tensão eletrostática no gás (kV), em função do produto da pressão do gás pela distância entre os condutores onde ocorre a descarga (Pa.m). As curvas plotadas são para o gás oxigênio, hidrogênio e o ar.



**Figura 5:** Curvas de Paschen. Adaptado de Heylen (2006).

Se considerada uma distância entre os condutores de 0,1 mm em um ambiente com 100% de oxigênio a 3 atm ou 30,3975 Pa.m, a tensão elétrica a ser alcançada seria de aproximadamente 1,4 kV (ver figura 5), para a formação de uma descarga eletrostática.

Aplicando-se na equação 1 a tensão elétrica de 1,4 kV, que deve ser alcançada para que haja uma descarga eletrostática entre dois condutores posicionados paralelamente a distância de 0,1 mm, e considerando a capacitância parasita entre trilhas em lados opostos de um circuito impresso como  $3\text{pF}/\text{cm}^2$  (BRYANT, 2002), resulta uma capacitância de 144 pF (de um circuito impresso com área de  $6 \times 8 \text{ cm}^2$ ) e então obtém-se da equação 1 a mínima energia de 141  $\mu\text{J}$  na descarga eletrostática.

Este valor de energia é o valor necessário para que o limiar de ignição da descarga seja alcançado. Para que haja o incêndio dentro de uma câmara hiperbárica, além do oxigênio e do calor, é necessária a presença do combustível e a energia de ignição deste material deve também ser analisada.

As roupas feitas com 100% de algodão são permitidas no interior de uma câmara hiperbárica quando está sendo realizada a terapia (UHMS, 2005) e pode ser identificado como um material facilmente inflamável neste ambiente (POTTER e BAKER, 1969).

A densidade de energia de ignição do algodão é 267 mJ por  $\text{mm}^2$  (ESMOL SUBCOMMITTEE, 2001) e este valor pode ser aproximado para o oxigênio puro, pois a substituição do ar pelo oxigênio não implica em grandes mudanças nos limites de flamabilidade do material (POTTER e BAKER, 1969).

A mínima energia de ignição diminui com o aumento da pressão atmosférica. Como regra geral pode-se considerar este limiar de ignição como o inverso do quadrado da pressão (ATZENI e VEHN, 1999; FM APPROVALS, 2002). A 3 atm, a mínima densidade de energia de ignição do algodão seria de 29,7 mJ por  $\text{mm}^2$ . No entanto, experimentos estatísticos consideram que este valor de ignição a 3 atm pode ser de 1 mJ (POTTER e BAKER, 1969) ou 0,53 mJ (WU, CHEN *et al*, 2003). A discrepância destes valores seria em virtude de uma falta de padronização dos testes de ignição.

A eletricidade estática também está presente no corpo humano e aparece em uma pessoa carregada com valores entre 2 kV e 4 kV (STROJNY, 1997). Estes valores dependem da condutividade do tecido humano e do tempo em que as cargas elétricas vão se depositando nos objetos, resultando numa diferença de potencial. Quanto maior a

freqüência (ou menor o tempo) do acúmulo de cargas elétricas, maior a condutividade do tecido humano e menor a energia da descarga eletrostática naquela região (DAWSON *et al*, 2004).

As câmaras hiperbáricas e a cama onde está o paciente são aterradas e existem cintas que aterram também o paciente, para evitar-se riscos de descarga eletrostática produzidas pelo corpo do paciente (SECHRIST, 2006).

A entrada de materiais em um ambiente com a presença de uma alta concentração de oxigênio deve ser, caso a caso, cuidadosamente avaliada (UHMS, 2005). Alguns materiais são aceitáveis para serem utilizados em pressões do oxigênio menor que 68 atm, como o alumínio, níquel e o cobre (NASA, 2000). Estes metais tem uma temperatura de ignição maior que 600 °C para 3 atm (EIGA, 1997). A temperatura de trabalho de uma câmara hiperbárica está entre 10 °C e 38 °C (SECHRIST, 2006).

## 2.4 CONCLUSÃO

Apresentou-se neste capítulo a oxigenoterapia, a câmara hiperbárica e o perigo de incêndio no interior de uma câmara. Fez-se a análise de que existirá o fogo dentro de uma câmara hiperbárica, desde que exista o triângulo de fogo, que é formado pelo oxigênio, o calor, a presença de um material combustível e que também seja atingida uma mínima energia de ignição sobre o material combustível.

Pode-se concluir que a descarga eletrostática é a fonte de calor que causa maior risco de incêndio dentro de um ambiente enriquecido com o oxigênio e que esta descarga ocorrerá se for atingida aproximadamente uma tensão elétrica de 1,4 kV, para um ambiente com uma concentração de 100% de oxigênio a 3 atm e a distância entre os condutores de eletricidade de 0,1 mm. A descarga teria uma energia de 141 µJ. Uma vez ocorrida a descarga eletrostática, ela só causará incêndio se for atingida a mínima energia de ignição de um material combustível. O algodão é o material permitido de maior flamabilidade dentro da câmara hiperbárica e que a mínima energia de ignição deste material é de 0,53 mJ a 3 atm (Considerando-se o pior caso apresentado na literatura).

A aquisição e a transmissão do ECG no interior de uma câmara hiperbárica deverá ser realizada por um sistema com: a) baixíssima tensão de alimentação, b) baixo consumo

de energia, c) baixos níveis de energia armazenada e d) dimensões físicas reduzidas devido ao espaço interno limitado da câmara. Estes parâmetros devem ser observados para que não haja o risco de incêndio ou descargas eletrostáticas entre as trilhas do circuito impresso que contém este sistema e irão definir a técnica e o sistema da telemetria passiva que será desenvolvido e está apresentado no capítulo 4.

### CAPÍTULO 3

#### FOTOALIMENTAÇÃO DENTRO DE UMA CÂMARA HIPERBÁRICA

Uma câmara hiperbárica que está submetida a uma pressão interna maior que a pressão atmosférica e contendo uma alta concentração de oxigênio, não pode ter disponíveis internamente tomadas elétricas ou a possibilidade de conexões elétricas do meio interno para o meio externo.

Por outro lado, para que o médico possa ter um embasamento da resposta do paciente ao tratamento de uma dada terapia ou cirurgia, alguns parâmetros fisiológicos, entre eles o ECG do paciente, deveriam ser monitorados (KHOOR *et al*, 2001).

A utilização de um eletrocardiógrafo dentro da câmara hiperbárica torna-se inviável pela indisponibilidade da alimentação elétrica através da rede de elétrica do hospital e também pelas grandes dimensões físicas do equipamento. Alternativamente poderia-se utilizar um equipamento de ECG portátil, alimentado através de baterias ou pilhas, mas o oxigênio poderia reagir com o metal que as compõe (QUAGLIANO e VALLARINO, 1979) e até ocasionar reações químicas indesejadas com os seus conteúdos, caso haja vazamentos no interior da câmara hiperbárica.

Assim, para se realizar a aquisição e a transmissão de ECG do interior da câmara, deve-se utilizar um pequeno circuito elétrico, preferencialmente com baixa tensão elétrica e consumo de energia (FARIA *et al*, 2006). Um circuito elétrico típico que utiliza a técnica da biotelemetria passiva atende a este requisito, pois tem uma tensão elétrica típica de 1,5V e circulação de corrente elétrica em torno de 200  $\mu$ A (SOUZA *et al*, 2006). Estes parâmetros proporcionam um nível maior de segurança contra incêndio no interior de uma câmara hiperbárica, quando comparado a um equipamento de medida de ECG alimentado por pilhas ou baterias elétricas recarregáveis de 3 ou 3,6 V, onde os níveis de corrente elétrica de trabalho são de 20 mA ou mais (DOBREV, 2004). O circuito elétrico aplicado à câmara hiperbárica que utiliza a técnica da biotelemetria passiva pode ser alimentado eletricamente através de células fotovoltaicas, aproveitando-se a luz de iluminação ambiente ou através de uma solução prática de iluminação pontual através de LEDs, para gerar a corrente elétrica necessária a esta aplicação.

As células fotovoltaicas são dispositivos que utilizam materiais semicondutores que geram energia elétrica com a incidência da luz (BOYLESTAD e NASHELSKY, 1998). Podem gerar energia elétrica com a irradiação da luz solar (RUEDA *et al*, 2003) e através da luz artificial de ambientes cobertos (SANYO, 2004). A energia elétrica gerada com a luz artificial pode ser utilizada para alimentar circuitos elétricos de baixo consumo (IHA, 2006). A célula fotovoltaica está disponível para venda no mercado de dispositivos semicondutores, para ser utilizada em aplicações lúdicas, escolares, de iluminação industrial, comercial ou residencial (SILICONSOLAR, 2006). Neste capítulo será buscada uma solução prática para a fotoalimentação do sistema telemétrico de ECG, sem pretender esgotar o estudo de LEDs e células fotovoltaicas.

Quando se utilizam células fotovoltaicas e LEDs em uma aplicação específica, é necessário conhecer as suas características elétricas relacionadas à incidência de luz natural e artificial. Estas características utilizam conceitos básicos da fotometria que estão apresentados a seguir.

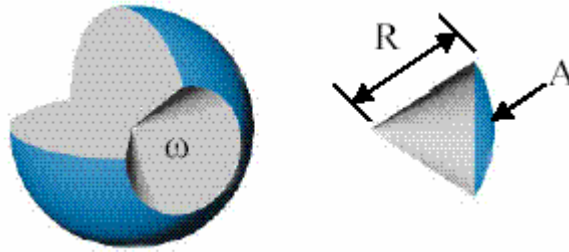
### 3.1 CONCEITOS BÁSICOS DE FOTOMETRIA

#### 3.1.1 Ângulo sólido

Um ângulo sólido que tem o seu vértice no centro de uma esfera é definido como o quociente da área superficial da esfera pelo quadrado de seu raio (PEREIRA e SOUZA, 2000). A unidade do ângulo sólido é o esterradiano (sr) (INMETRO, 2003). A equação 2 expressa o valor do ângulo sólido ( $\omega$ ) como uma relação entre a área superficial ( $A$ ) e o raio da esfera ( $R$ ).

$$\omega = \frac{A}{R^2} \quad (2)$$

A figura 6 ilustra a parte de uma esfera que representa um ângulo sólido.



**Figura 6:** Ângulo sólido ( $\omega$ ) de uma seção da esfera de raio  $R$  e área superficial  $A$ . Adaptado de Pereira e Souza (2000).

### 3.1.2 A intensidade luminosa

O candela é uma medida da intensidade luminosa definida para o comprimento de onda em que o olho humano tem a maior sensibilidade de luz (555 nm) (GREENE, 2003). O Inmetro (2003), formalmente define candela como: “A intensidade luminosa, numa dada direção de uma fonte que emite uma radiação monocromática de frequência  $540 \times 10^{12}$  hertz e cuja intensidade energética nessa direção é 1/683 watt por esterradiano”.

### 3.1.3 O fluxo radiante

O fluxo radiante representa a irradiação eletromagnética emitida ou recebida por um corpo. Esta irradiação eletromagnética contém todo o espectro eletromagnético que vai dos raios gama, passando pelo espectro de luz visível, às ondas de rádio. A unidade do fluxo radiante é o watt (W) (PEREIRA e SOUZA, 2000).

### 3.1.4 O fluxo luminoso

O fluxo de luz emitido por uma fonte de luz de um candela através de um ângulo sólido de um esterradiano é denominado de fluxo luminoso e a sua unidade é o lúmen (lm) (INMETRO, 2003). Assim, um candela é um lúmen por esterradiano. Sendo o fluxo luminoso que gera a percepção visual do olho humano (PEREIRA e SOUZA, 2000).

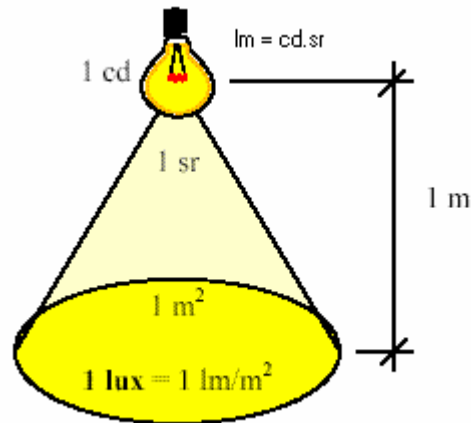
### 3.1.5 A eficiência luminosa

A eficiência luminosa de uma fonte de luz é definida como a capacidade desta fonte em converter o fluxo radiante em fluxo luminoso. A unidade da eficiência luminosa é o lm/W. Uma lâmpada incandescente típica de 60 W de fluxo radiante e 864 lm de fluxo luminoso, tem uma eficiência luminosa de 14,4 lm/W, sendo que o valor máximo teórico da eficiência luminosa é de 683 lm/W (GREENE, 2003).

### 3.1.6 A iluminância

A luz emitida por uma fonte luminosa de 1 lúmen em uma superfície de 1 m<sup>2</sup> gera sobre a superfície uma grandeza denominada iluminamento (INMETRO, 2003) ou iluminância (NBR 5413, 1992) de um lux (lx). A figura 7 mostra uma lâmpada elétrica com intensidade luminosa de 1 cd, irradiando luz em um ângulo sólido de 1 sr, que define que este ângulo sólido tem 1 lúmen. Este 1 lúmen iluminando uma área de 1 m<sup>2</sup>, define a iluminância sobre a área de 1 lux.





**Figura 7:** Definição de candela, lúmen e lux. Adaptado de Pereira e Souza (2000).

Para uma esfera com o ângulo sólido de  $4\pi$  sr, a intensidade luminosa da fonte de luz  $I$  (cd) será definida pela relação do fluxo luminoso  $\phi$  (lm) e o ângulo sólido de  $4\pi$  sr, conforme a expressão:

$$I = \frac{\phi}{4\pi} \quad (3)$$

### 3.1.7 O luxímetro

A iluminância provocada por uma fonte de luz em uma superfície pode ser medida com um equipamento de fotometria denominado luxímetro. O luxímetro mede a iluminância fazendo o uso do efeito fotoelétrico descoberto por Hertz em 1887 (PINTO, 2004), em que um fóton de energia pode ser completamente absorvido por um átomo e esta interação resulta na emissão de um elétron (TIPLER, 1995), o que pode ser quantificado eletronicamente. Um luxímetro mede a iluminância  $E$  (lx), em relação à intensidade luminosa  $I$  (cd) e em função da distância  $r$  (m) entre o aparelho e a fonte de luz (PROKIÉ, 1979), podendo ser dado por:

$$E = \frac{I}{r^2} \quad (4)$$

A resposta do transdutor do luxímetro, que converterá luz em eletricidade, deve ser a mais próxima possível da resposta do olho humano. Esta característica do aparelho é corrigida com a utilização de filtros adaptadores.

Após o resumo sobre as grandezas fotométricas pode-se iniciar a explanação sobre as principais características de uma célula fotovoltaica.

### 3.2 A CÉLULA FOTOVOLTAICA

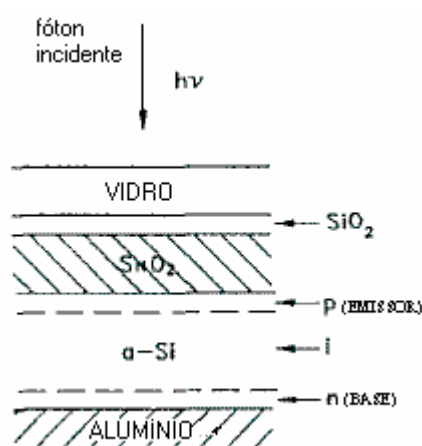
Segundo Millman e Halkias (1981), quando um feixe de luz incide sobre a célula fotovoltaica, portadores minoritários são injetados e a barreira de potencial da junção P-N permite a passagem destes portadores pela junção. Aumenta-se a corrente de portadores minoritários e sob condição de circuito aberto também aumenta-se a corrente de portadores majoritários para que a corrente total permaneça igual a zero. Este acréscimo na corrente de portadores majoritários só é possível se for reduzido o campo elétrico na junção P-N. Assim a altura da barreira de potencial é automaticamente reduzida como resultado da radiação e aparece uma tensão elétrica igual aquela que diminuiu a barreira de potencial, denominada de força eletromotriz fotovoltaica.

Os semicondutores comumente utilizados na fabricação de células fotovoltaicas são o telureto de cádmio (CdTe), disseleneto de cobre-índio (CuInSe<sub>2</sub>), o silício cristalino (c-Si), silício amorfo (a-Si) (OLIVEIRA, 1997) e mais recentemente o dióxido de titânio (TiO<sub>2</sub>) (IHA, 2006).

A produção de células fotovoltaicas emprega principalmente o silício como matéria prima (OLIVEIRA, 1997). As células fotovoltaicas de silício podem ser fabricadas com a tecnologia do silício cristalino (c-Si) ou de silício amorfo (a-Si) (UJIIE *et al*, 2002). A célula fotovoltaica de silício cristalino tem uma junção P-N e a célula de silício amorfo tem uma junção P-i-N (SANYO, 2004). A camada P de uma célula de silício amorfo típica é

uma camada de silício-carbono amorfo hidrogenado com 10 nm de espessura e dopada com boro. A camada N é dopada com fósforo e tem 250 a 500 nm de espessura. A camada *i* contém pequenas quantidades de boro e tem 250 a 500 nm de espessura. (CARLSON, 1989). A figura 8 apresenta a estrutura de uma célula fotovoltaica típica de silício amorfo.

A banda proibida de um átomo em uma célula fotovoltaica de silício cristalino é de 1,127 eV (OLIVEIRA, 1997) e de uma célula fotovoltaica de silício amorfo é de 1,7 eV (CARLSON, 1989). Uma diferença significativa é que em ambientes iluminados com luz artificial as células fotovoltaicas de silício amorfo tem uma maior eficiência de conversão de luz em eletricidade (SANYO, 2004).



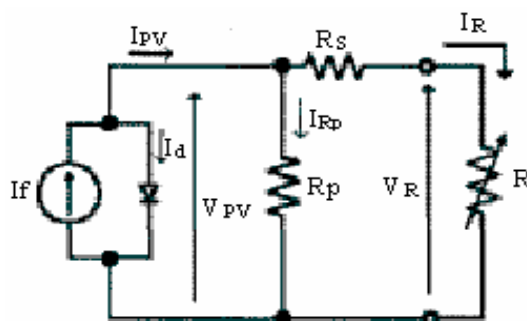
**Figura 8:** Junção P-i-N de uma célula fotovoltaica de silício amorfo. Adaptado de Carlson (1989).

Quando um fóton chega à camada *i*, sua energia pode ser suficiente para ser completamente absorvida (TIPLER, 1995) por um elétron de valência desta região. Este elétron pode receber energia suficiente para abandonar o seu átomo de origem. Esta interação resulta na emissão de outros elétrons e lacunas livres. A presença de outros elétrons desprendidos na junção, resulta na repulsão de elétrons para o emissor e de lacunas para a base (ver figura 8). Estes elétrons e lacunas são considerados portadores minoritários. A banda proibida que indica a energia necessária para o fóton desprender um elétron na junção aparece quando ocorre a dopagem do silício (BOYLESTAD e

NASHELSKY, 1998), criando um movimento de cargas no interior do material que constitui a célula fotovoltaica e um campo elétrico.

### 3.2.1 Circuito elétrico equivalente de uma célula fotovoltaica

A figura 9 ilustra o circuito elétrico equivalente de uma célula fotovoltaica de silício.



**Figura 9:** Circuito elétrico equivalente de uma célula fotovoltaica. Adaptado de Ujje *et al* (2002).

Neste circuito  $I_f$  é a corrente elétrica fotogerada,  $I_d$  é a corrente elétrica de cargas que se recombina na junção,  $I_{Rp}$  é a corrente elétrica devido à resistência paralela do diodo,  $R_s$  é a resistência dos eletrodos de base e emissor da célula fotovoltaica,  $V_{PV}$  é a diferença de potencial gerada e  $I_{PV}$  é a corrente elétrica gerada. Quando uma carga  $R$  é conectada à célula fotovoltaica, tem-se a corrente e a tensão elétrica ( $V_R$  e  $I_R$  respectivamente), sobre esta carga.

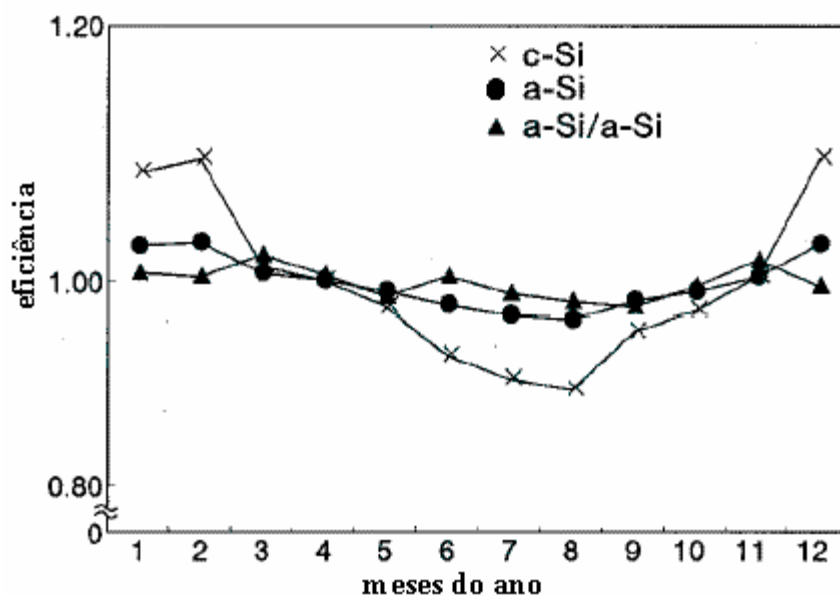
### 3.2.2 Eficiência da conversão de luz em eletricidade de uma célula fotovoltaica

A eficiência de conversão de luz em eletricidade é um dos principais parâmetros de avaliação de uma célula fotovoltaica (KITIDACHACHAN *et al*, 2003) e depende principalmente da energia e do ângulo de incidência dos fótons.

Oliveira (1997) salienta que alguns fatores podem reduzir a eficiência e conversão de luz em eletricidade em células fotovoltaicas. Dentre estes fatores pode-se dizer que

alguns fótons são refletidos pela célula conforme o ângulo de incidência ou o comprimento de onda, alguns pares de cargas geradas dentro da estrutura cristalina acabam se recombinando e caso a espessura da célula seja pequena, um fóton mesmo com energia suficiente para gerar um par elétron-lacuna, pode atravessá-la. Os fótons que possuem energia inferior à necessária para serem absorvidos pelo material semiconductor, atravessam a célula fotovoltaica sem interagir com a mesma.

Kameda *et al* (2002), fizeram um estudo que concluiu que a célula fotovoltaica de silício amorfo tem um desempenho geral melhor que a de silício cristalino, pois tem uma melhor resposta às variações de temperatura ambiente e do espectro solar. Este estudo também salienta que as flutuações nos valores de tensão e corrente elétricas geradas pela célula de silício amorfo são causadas principalmente pelas sombras do local. A figura 10 ilustra a relação da eficiência normalizada de conversão de luz em eletricidade nos 12 meses do ano, das células fotovoltaicas de silício cristalino e de silício amorfo.



**Figura 10:** Eficiência das células fotovoltaicas. Adaptado de Kameda *et al*, (2002).

Novas tecnologias de fabricação de células fotovoltaicas estão sendo desenvolvidas. As pesquisas de células fotovoltaicas que empregam o dióxido de titânio como matéria prima estão ganhando atenção dos laboratórios de pesquisa, principalmente pelo baixo custo de produção (IHA, 2006). Este tipo de célula não é de junção P-N (SNAITH *et al*, 2006) e são chamadas de células foto-eletróquímicas sensibilizadas por corante, pois além do óxido de titânio, empregam um corante que absorve a luz solar cuja molécula transfere um elétron ao semicondutor. A conversão de luz solar em eletricidade é similar ao processo da fotossíntese (PAULINO, 2000), pois utiliza compostos que captam a energia, transmitem e produzem a separação das cargas. Esta célula tem uma eficiência máxima teórica de 27 % e comercial de 10 % (TENNAKONE *et al*, 1999; IHA, 2006).

### 3.3 FOTOALIMENTAÇÃO NA CÂMARA HIPERBÁRICA

O ambiente do paciente é o volume que delimita onde o diagnóstico, monitoração ou tratamento é realizado (NBR IEC 60601-1-1, 2004). A iluminância deste ambiente para terapia deve ser de 150 a 300 lx e na mesa de diagnóstico de 300 a 750 lx (NBR 5413, 1992).

Uma célula fotovoltaica típica de silício amorfo, utilizada em ambiente iluminado com luz artificial, necessita de pelo menos 1000 lx de iluminância sobre ela, para gerar energia elétrica suficiente para alimentar um circuito elétrico de baixo consumo de energia (SANYO, 2004). Como a iluminância de um ambiente médico é definido por norma, um equipamento energizado a partir de uma célula fotovoltaica necessita que haja outra fonte de luz pontual sobre a célula. Se o ambiente do paciente é um ambiente de tratamento pela OHB e a célula fotovoltaica está dentro da câmara hiperbárica, para se definir a fonte de luz adequada a esta aplicação específica, também é preciso conhecer as características óticas do oxigênio e do acrílico transparente.

O oxigênio tem uma forte absorção de luz com os comprimentos de onda de 687 nm (vermelho) e 762 nm (infravermelho próximo). O vapor d'água formado no interior da câmara absorve luz com comprimentos de onda de 592 nm (laranja), 652 nm (vermelho), 699 nm (vermelho), 723 nm (vermelho), 823 nm (infravermelho). A luz com comprimentos de onda de 440 nm a 500 nm não sofre absorção forte do oxigênio, apenas espalhamento

(MIMS, 2002). O acrílico transparente é um polímero que transmite de 80 a 93% da luz visível incidente sobre ele (3DCAM, 2006), no entanto, a luz infravermelha degrada lentamente este polímero em comprimentos de onda em torno de 1400 nm (OSENBACK *et al.*, 2004).

Uma fonte de luz pontual sobre a célula fotovoltaica, desenvolvida de forma prática, podem ser LEDs que trabalhem com um comprimento de onda que não degrade o acrílico transparente ou tenha forte absorção de luz no interior da câmara hiperbárica. O acrílico transparente utilizado na câmara praticamente transmite toda a luz incidente. Os LEDs devem iluminar a célula fotovoltaica com pelo menos 1000 lx, para gerar energia elétrica necessária para alimentar um circuito com consumo de aproximadamente 300  $\mu$ W (SOUZA *et al.*, 2006) e a energia do fóton incidente deve ser maior que a banda proibida do material usado para construir a célula fotovoltaica.

Os LEDs tem um baixo consumo de energia e estão disponíveis para trabalhar em diversos comprimentos de onda. Os LEDs comerciais tem uma eficiência de conversão de eletricidade em luz de 50 a 60% (SHUR e ZUKAUSKAS, 2005), a vida útil de um LED pode chegar de 5000 a 10000h, com 70% do seu nível de luz (NARENDRAN e GU, 2005).

Além de todas as características técnicas de iluminação, também pode-se avaliar o conforto visual de um paciente dentro de uma câmara hiperbárica iluminada pontualmente com LEDs. A luz com comprimentos de onda de 555 nm (verde) (GREENE, 2003) ou de 560 a 580 nm (amarelo-verde) (SHUR e ZUKAUSKAS, 2005), teriam uma maior sensibilidade do olho humano. Em termos de energia de fóton, o espectro eletromagnético de radiação visível varia de 380 a 780 nm (PEREIRA e SOUZA, 2000) e quase todos os comprimentos de onda deste espectro possuem energia maior do que a banda proibida de 1,7 eV (HALLIDAY e RESNICK, 1992), de uma célula fotovoltaica de silício amorfo.

O LED de cor azul é indicado para iluminar pontualmente uma célula fotovoltaica de silício amorfo e gerar energia elétrica, pois tem energia de fóton maior do que 1,7 eV, a luz azul não sofre absorção pelo oxigênio e não prejudica a parede de acrílico transparente da câmara hiperbárica. Também proporciona um melhor conforto visual ao paciente, que tem uma sensibilidade menor a luz de cor azul.

### 3.4 CONCLUSÃO

Neste capítulo foi analisada a possibilidade de alimentar eletricamente através de células fotovoltaicas um circuito que utilize a técnica da telemetria passiva, com consumo de energia de aproximadamente 300  $\mu\text{W}$ , para efetuar a aquisição de sinais de ECG no interior de uma câmara hiperbárica.

Para realizar esta análise foram apresentados alguns conceitos básicos relacionados à fotometria, os principais conceitos relacionados às células fotovoltaicas, o circuito elétrico equivalente, a estrutura cristalina, as principais tecnologias empregadas para fabricar células fotovoltaicas e como utilizá-las para gerar energia elétrica em um ambiente de tratamento de OHB.

Pode-se concluir que para gerar energia elétrica em uma célula fotovoltaica, com energia suficiente para alimentar eletricamente um circuito que utilize a técnica da telemetria passiva dentro da câmara hiperbárica, deve-se conhecer as propriedades óticas da célula fotovoltaica, do acrílico transparente e do oxigênio. Conclui-se também que a iluminação do ambiente de OHB é restrita por norma e não tem iluminância suficiente para gerar a energia elétrica que alimente este circuito elétrico. Esta iluminância pode ser incrementada, com o desenvolvimento de uma solução prática de iluminação pontual sobre a célula, utilizando-se LEDs.

Como buscou-se uma solução prática para a fotoalimentação da unidade remota, muitas outras soluções, como por exemplo, outras cores de LEDs, brilhos, quantidades e distâncias, podem ser estudadas e implementadas com sucesso.

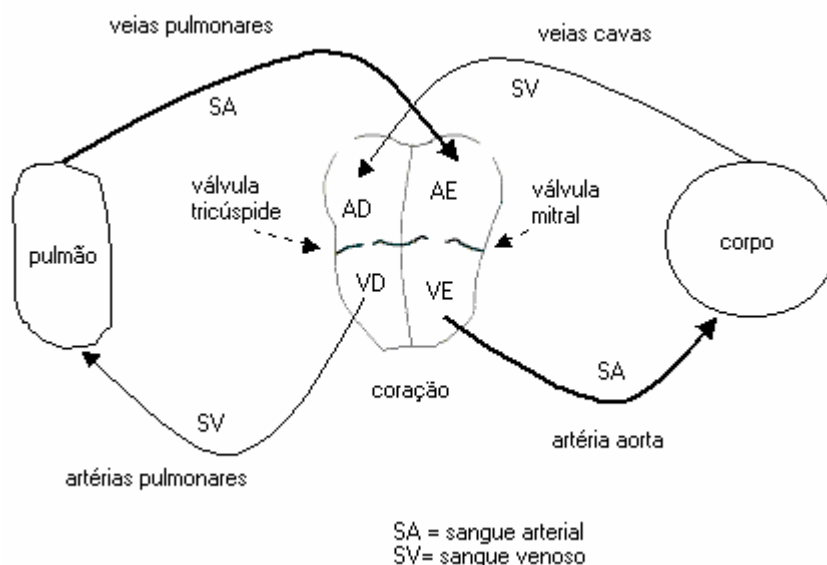


## CAPÍTULO 4

### ECG TELEMÉTRICO

A função do coração é fazer circular o sangue pelo corpo humano, garantindo uma eficiente oxigenação dos tecidos, contribuindo para um alto metabolismo celular. O coração é um órgão muscular composto por quatro câmaras. O átrio direito e o ventrículo direito comunicam-se entre si através da válvula tricúspide. O átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo comunicam-se entre si através da válvula mitral. As válvulas funcionam passivamente para retenção de sangue e são acionadas por gradiente de pressão. Não permitem o refluxo do sangue quando os ventrículos estiverem bombeando sangue para o corpo, através da contração cardíaca. A circulação do sangue é feita através de artérias e veias. As artérias transportam o sangue arterial do coração para os tecidos do corpo e as veias transportam sangue venoso dos tecidos para o coração.

A figura 11 ilustra a circulação sangüínea através de artérias e veias.

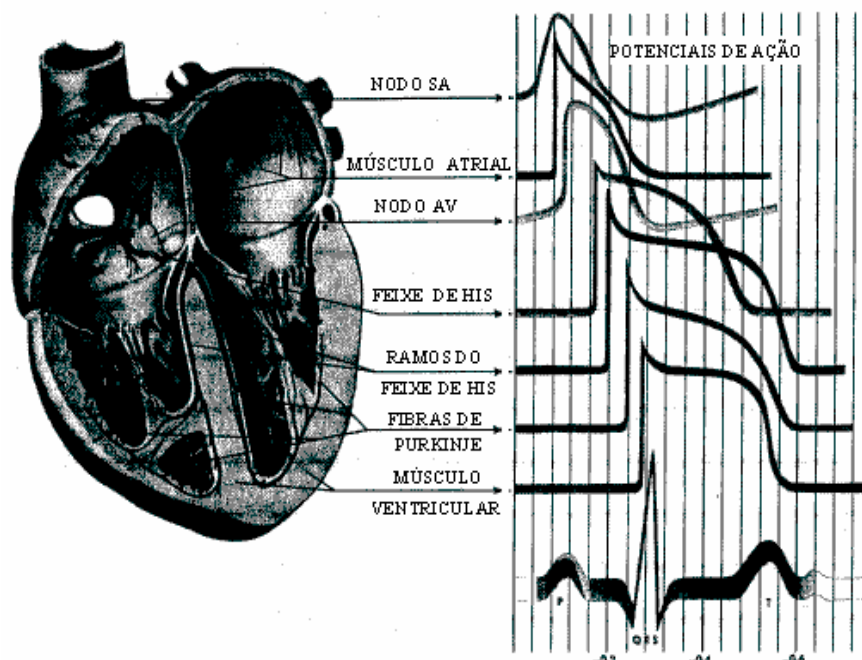


**Figura 11:** Circulação sangüínea através de veias e artérias. Adaptado de Paulino (2000).

O corpo humano gera sinais elétricos denominados potenciais bioelétricos ou biopotenciais elétricos (WEBSTER, 1998), que são produzidos como um resultado da atividade química de células que fazem parte de nervos e músculos. Esta atividade elétrica de natureza iônica, ocorre através das membranas celulares. Caso haja uma diferença de concentração de íons entre o meio extracelular e intracelular e a membrana plasmática seja permeável a esses íons, haverá através da membrana uma diferença de potencial denominado potencial de repouso. Os principais íons envolvidos nesse processo são o sódio ( $\text{Na}^+$ ) e o potássio ( $\text{K}^+$ ) (ROCHA E SILVA JR., 1973).

A partir de um estímulo inicial que altera a permeabilidade da membrana celular ao  $\text{Na}^+$  e  $\text{K}^+$ , que pode ser químico ou físico, ocorre uma despolarização chamada de potencial de ação. A permeabilidade do sódio varia mais rapidamente que a permeabilidade do potássio e ocorre o potencial de ação. Após ser atingido um valor limite para este potencial, ocorre gradativamente o retorno destas permeabilidades aos valores iniciais, processo chamado de repolarização (WEBSTER, 1998).

A contração cardíaca é iniciada espontaneamente por um potencial de ação gerado no nódulo sino atrial. Após alguns instantes em que é gerado este sinal, o nódulo átrio ventricular recebe esta informação e provoca um pequeno atraso para que os ventrículos sejam completamente preenchidos por sangue (VANDER *et al*, 1978). O impulso então propaga-se pelo feixe átrio ventricular (feixes de His) e pelas fibras de Purkinje, as quais provocam a contração muscular dos ventrículos e o bombeamento sanguíneo (GUYTON, 1986). Cada tipo de célula cardíaca apresenta sua própria característica de potencial de ação e o resultado da medição elétrica dos potenciais de ação de dois pontos quaisquer da superfície corpórea, que é denominada de eletrocardiograma (WEBSTER, 1998). A figura 12 ilustra os diferentes potenciais de ação das células cardíacas e o sinal elétrico gerado em uma medida de eletrocardiograma, onde a onda P é causada pela despolarização através dos átrios, as ondas QRS aparecem devido à despolarização dos ventrículos e a onda T representa a repolarização dos ventrículos (WEBSTER, 1998; CONRATH e OPTHOF, 2006).



**Figura 12:** Potencial de ação do coração e eletrocardiograma. Adaptado de Webster (1998).

O coração gera biopotenciais na superfície corpórea com valores típicos que variam de 0,5 a 4 mV de amplitude, com uma frequência de 0,01 a 250 Hz com a maior parte do sinal concentrando-se na faixa de 1,66 Hz, que podem ser medidos através de eletrocardiógrafos (WEBSTER, 1998).

Os circuitos elétricos mais comuns utilizados para amplificar biopotenciais são realizados com circuitos integrados denominados amplificadores operacionais (WEBSTER, 1998) ou circuitos integrados denominados amplificadores de instrumentação (DOBREV, 2004). Estes circuitos elétricos são projetados para minimizar ou excluir ruídos indesejáveis que possam falsear o valor do biopotencial medido.

A principal fonte de interferência nas medidas de ECG é causada pela corrente de deslocamento induzida pela rede elétrica, através do corpo do paciente (SPINELLI e MAYOSKY, 2005). Esta fonte de interferência pode ser minimizada com a utilização de amplificadores operacionais com uma alta razão de rejeição de modo comum (CMMR), o que permite que o amplificador operacional rejeite sinais idênticos aplicados simultaneamente nas suas entradas (PERTENCE, 2004).

Os eletrocardiógrafos estão disponíveis no mercado com diversos modelos de projeto e tamanho, podendo ser de grandes dimensões físicas, portáteis ou ainda serem incorporados a outros equipamentos eletromédicos como o aparelho de anestesia, por exemplo (NORTH MED, 2007).

O ECG é um procedimento básico na avaliação de um paciente e é utilizado como guia na resposta a uma dada terapia ou uma cirurgia (KHOOR *et al*, 2001). Alguns trabalhos desenvolvidos nas últimas décadas, procuram mostrar técnicas de aquisição e transmissão do sinal de ECG a longas e curtas distâncias, sem fio, denominada de telemetria (TOWE, 1986). Segundo Dobrev (2004), a baixa alimentação elétrica e o baixo consumo de energia são requisitos básicos para estes equipamentos. Yates (2005) afirma que além do consumo elétrico, que deve ser mínimo, o peso e o tamanho de equipamentos portáteis devem também ser levados em consideração.

#### 4.1 SISTEMAS DE MEDIÇÕES DE ECG POR TELEMETRIA

Muitos sistemas ou estudos relacionados à telemetria de ECG têm sido desenvolvidos recentemente. Pode-se citar: FLESCHE *et al* (2004), COOSEMANS *et al* (2006), ZHOU *et al* (2006), MORAES *et al* (2006), (ABACHERLI *et al* (2006) e AXELSSON *et al* (2006), que representam os mais recentes estudos nesta área de pesquisa.

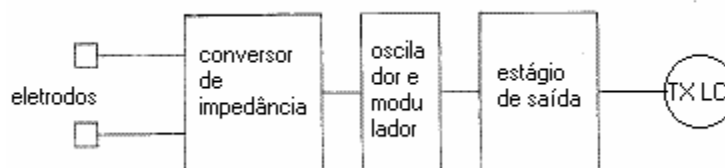
A seguir serão apresentados outros exemplos de telemetria de ECG desenvolvidos em várias décadas, desde os anos 70 aos dias de hoje.

##### 4.1.1 Exemplo 1

No início da década de 70, um pequeno e leve circuito integrado, com área de 1 mm<sup>2</sup>, foi utilizado para transmitir sinais de ECG através de frequência modulada (FM) (NOLDE e ENGL, 1971). Este transmissor estava diretamente posicionado sobre a pele e era alimentado eletricamente por baterias. Por estar completamente isolado da linha de alimentação, este equipamento possibilitava maior segurança ao paciente contra riscos de choques elétricos. Esta operação flutuante permitia que se utilizassem dois eletrodos para

captar o sinal de ECG, eliminando-se o eletrodo de referência e minimizando os possíveis problemas de irritação da pele causado por eletrodos.

A figura 13 ilustra o diagrama em blocos do circuito integrado transmissor de ECG por FM, que consistia de dois eletrodos para aquisição do sinal de ECG, um conversor de impedância, um circuito oscilador-modulador, o amplificador de saída e o circuito LC sintonizado na frequência de transmissão do sinal.



**Figura 13:** Diagrama em blocos do transmissor de ECG por FM. Adaptado de Nolde e Engl (1971).

Neste sistema o sinal de ECG era captado através de dois eletrodos e chegava então a um conversor de impedância que provia uma impedância de entrada maior que  $1\text{ M}\Omega$ . Não havia ganho de tensão elétrica neste estágio, mas a corrente elétrica era amplificada por um fator maior que 100. Esta corrente elétrica na saída do conversor de impedância era usada para modular um sinal com uma frequência ajustável de 100 kHz a 200 kHz. O oscilador era seguido por um amplificador de saída que entregava o sinal FM para um circuito LC sintonizado na frequência determinada, dentro da faixa de operação do transmissor.

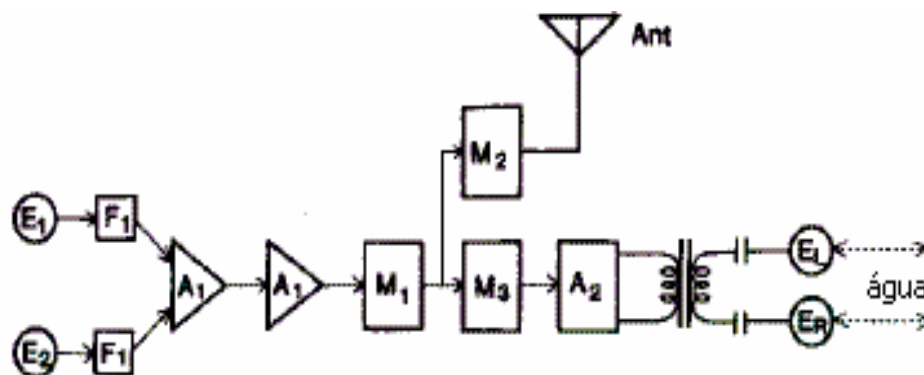
Devido a possibilidade do transmissor trabalhar com uma faixa ajustável de frequência de transmissão, mais de um transmissor poderia ser utilizado no mesmo ambiente sem que houvesse interferência entre os sinais. O sinal demodulado em FM poderia ser apresentado em um monitor de sinais cardíacos, impresso em papel, através de som, etc. Este circuito integrado operava com duas pilhas de 1,35 V, tinha uma circulação de corrente elétrica de 5 mA, potência elétrica de 13,5 mW e alcançava uma distância de até 6 m.

#### 4.1.2 Exemplo 2

Na década de 80, Utsuyama *et al* (1988) propuseram um projeto de sistema híbrido ar e água, que atuava tanto em altas como em baixas frequências. Esta versatilidade permitiria a transmissão ECG em sinal de alta frequência quando o paciente estivesse fora da água e em baixas frequências quando estivesse dentro da água.

Segundo Utsuyama *et al* (1988), o seu sistema que transmitiu ECG simultaneamente através de duas frequências de trabalho, tornou-se importante pois as ondas eletromagnéticas podem ser utilizadas para carregar informação de ECG para altos valores de frequência da portadora de transmissão. No entanto, para alguns ambientes de medida, estas altas frequências podem ser atenuadas, como a água por exemplo. A solução para este problema seria diminuir a frequência de trabalho. Porém os comprimentos de onda disponíveis eram limitados e poderia haver interferência de outras estações que trabalham na mesma frequência de operação. Poderia utilizar-se o ultra-som que não é facilmente atenuado na água, mas as laterais de uma piscina poderiam provocar reflexões indesejadas e mascarar a qualidade do sinal de ECG. A melhor solução adotada foi realizar um sistema híbrido que transmitisse ECG em altas e baixas frequências simultaneamente.

A figura 14 apresenta o diagrama de blocos do sistema de transmissão de ECG que operava em altas e baixas frequências, onde E1 e E2 eram os eletrodos posicionados no peito do paciente para a aquisição do ECG, A1 era um circuito elétrico pré-amplificador, A2 era um circuito elétrico amplificador de potência, M1 era um modulador de FM com frequência central de 4,6 kHz, M2 era um modulador de FM com frequência central de 79 MHz, M3 era um modulador de FM com frequência central de 77 kHz, F1 era um filtro passa-baixa, Ant era a antena que seria utilizada para transmitir sinais de alta frequência, ER e EL eram eletrodos que transmitiam sinal de ECG modulado em FM na água.

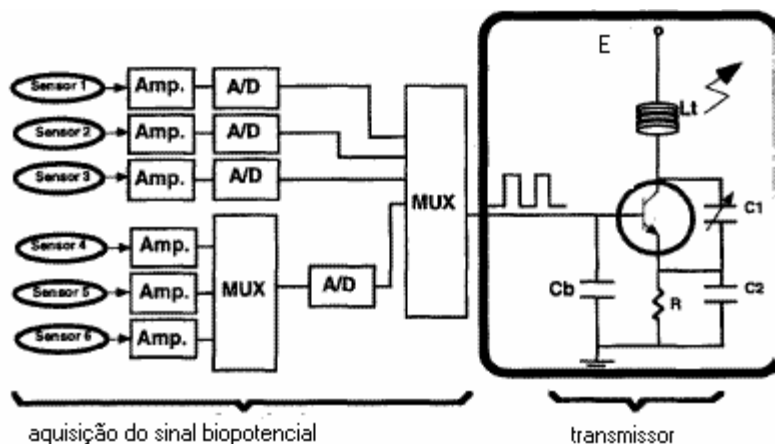


**Figura 14:** Diagrama em blocos do transmissor de ECG por FM, que opera com duas frequências de transmissão. Adaptado de Utsuyama *et al* (1988).

O transmissor enviava o sinal modulado de ECG com duas portadoras de sinal diferentes e o receptor percebia manual ou automaticamente qual a melhor qualidade de recepção. O sistema de transmissão operava com uma tensão elétrica de 6 V, uma corrente elétrica de 15 mA e potência elétrica de 90 mW.

#### 4.1.3 Exemplo 3

Na década de 90, Ziaie *et al* (1997) sugerem um transmissor de múltiplos biopotenciais digitalizados. Tratava-se de um micro-sistema concebido a partir do desenvolvimento da micro-eletrônica. A figura 15 ilustra o diagrama em blocos do transmissor e o circuito de aquisição de biopotencial onde: sensor, amp, A/D, MUX faziam parte do sistema de processamento do sinal bioelétrico. O sensor convertia o parâmetro sob medida em sinal elétrico, amp era o amplificador de sinal elétrico, A/D era um conversor de sinal analógico para sinal digital, MUX era o multiplexador de sinais e E era a alimentação elétrica do transmissor.



**Figura 15:** Circuito elétrico transmissor e de aquisição de múltiplos sinais biopotenciais. Adaptado de Ziaie *et al* (1997).

O sinal bioelétrico era convertido de sinal analógico para sinal digital e era entregue multiplexado ao transmissor. O transmissor era um oscilador tipo Colpitts que podia ser sintonizado na faixa de frequência de 150 MHz a 400 MHz. O resistor R ajustava a corrente de trabalho e o capacitor C ajustava a frequência de oscilação. Somente o transmissor operava com uma tensão elétrica de 3 V, uma corrente elétrica de 200  $\mu$ A e uma potência elétrica de 600  $\mu$ W. O alcance estimado para a transmissão de sinais foi de 90 cm.

#### 4.1.4 Exemplo 4

Os equipamentos portáteis de aquisição e transmissão de ECG necessitam ser compatíveis com os modernos microcomputadores e microcontroladores (DOBREV, 2004) para que estes dados sejam avaliados em um computador ou remotamente através da *internet*. Khor *et al* (2001), expõe os avanços tecnológicos da eletrônica de estado sólido e dos meios de comunicação pela *internet* e recentemente propuseram um sistema de aquisição e transmissão de ECG utilizando-se da tecnologia *bluetooth*. Este sistema poderia enviar informações de ECG de até 12 derivações a localizações remotas para os computadores dos cardiologistas. Os dados de ECG coletados de um eletrocardiógrafo digital portátil eram transmitidos via rádio frequência a um telefone celular. O local remoto aonde encontrava-se o telefone celular comunicava-se com uma unidade central que estava



conectada a um servidor da *internet*. O servidor conectado tinha um protocolo de coleta e tratamento dos dados que representam o ECG transmitido, organizava-os e disponibilizava em um *site* determinado na *internet* para serem recebidos por um cardiologista. Eventuais problemas na transmissão dos dados podiam ser corrigidos por *software*. O alcance estimado entre o paciente e o telefone celular seria de até 20 m.

#### 4.2 A TELEMETRIA PASSIVA

O espaço físico ocupado pelo equipamento de aquisição e transmissão de ECG em alguns casos, torna-se um ponto a ser considerado e nem sempre é possível de forma direta alimentar eletricamente estes equipamentos, que seria o caso por exemplo, de um equipamento de ECG em uma câmara hiperbárica. Em ambientes em que o tamanho, peso, o custo e o consumo de energia do equipamento de medida sejam fatores relevantes pode-se utilizar a técnica denominada de telemetria passiva (SAJEEDA e KAISER, 2006).

A telemetria passiva usa um transformador com um fraco acoplamento entre o primário e o secundário. O circuito elétrico primário é um indutor (que atua como uma antena externa) e o secundário é um indutor remoto que recebe energia deste acoplamento indutivo. Tanto o circuito elétrico primário quanto o circuito elétrico secundário remoto deste transformador, conforme a aplicação, podem estar ou não sintonizados através de um circuito LC na frequência de operação. (TOWE, 1986; YATES *et al*, 2004).

O circuito elétrico do secundário do transformador pode ser um sensor LC remoto, que altera a sua frequência de ressonância através da variação do valor do indutor ou do capacitor, em função do valor do sinal fisiológico a ser monitorado (KO *et al*, 1977; PICHORIM e ABATTI, 2006).

O primário detecta através da indutância mútua entre primário e secundário as mudanças da frequência de ressonância do secundário.

O sensor concebido a partir de um circuito LC sintonizado tem suas características elétricas e físicas, que dependem do meio ambiente onde será realizada a medida e da faixa de valores de sinal elétrico aceitável, sem que haja interferência de outros ou em outros equipamentos elétricos. A maior vantagem destes sensores é que não requerem fonte de

energia externa para sua operação ou a conexão com fios (PICHORIM e ABATTI, 1996; SAJEEDA e KAISER, 2006).

#### 4.3 TELEMETRIA PASSIVA DE MODULAÇÃO POR ABSORÇÃO

Uma unidade remota, que contém um circuito ressonante LC, pode ser conectada a um circuito elétrico modulador. Este circuito periodicamente desloca o ponto de operação do circuito ressonante para outra frequência de trabalho. Esta modulação é detectada como uma variação de amplitude (AM) ou fase (PM) por um gerador de rádio-frequência (RF) acoplado a um circuito elétrico LC sintonizado na mesma frequência de ressonância do circuito LC da unidade remota. Esta técnica é denominada de telemetria passiva de modulação por absorção (NEUKOMM e FURRER, 2003). Ela é semelhante às técnicas denominadas *grid-dip* e LSK (*Load Shift Keying*) ou chaveamento por deslocamento de carga (TOWE, 1986; TALMAN, 2006).

Esta técnica pode ser utilizada para modular um sinal de ECG obtido no interior de uma câmara hiperbárica, pois o circuito elétrico tem um tamanho físico reduzido e um baixo consumo, segundo Towe (1986) de 210  $\mu\text{W}$ , o que permite que seja alimentado eletricamente através de células fotovoltaicas. Outra vantagem é que a eficiência da transmissão depende principalmente da potência do gerador colocado fora da câmara hiperbárica, mantendo o consumo do circuito elétrico interno baixo.

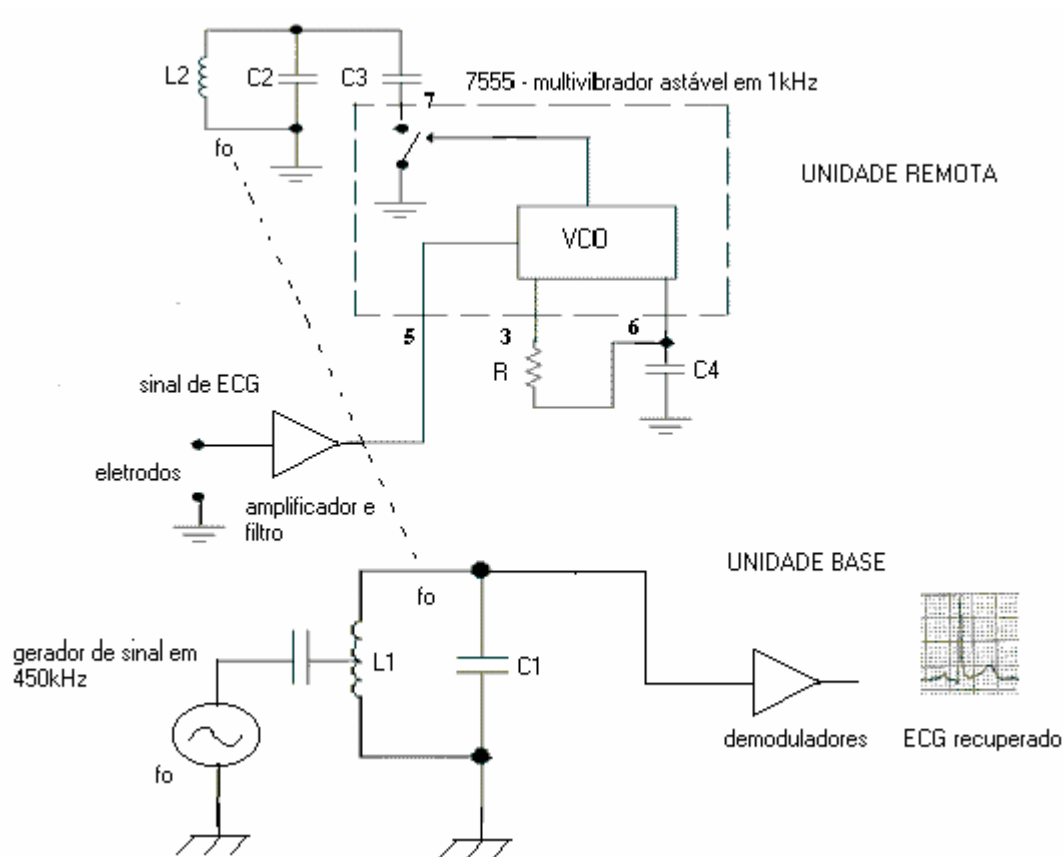
Towe (1986), apresentou um sistema para aquisição de ECG que utilizava a telemetria passiva de modulação por absorção. Este sistema foi adaptado e avaliado experimentalmente neste trabalho para realizar a aquisição e modulação de sinal de ECG, considerando que o ambiente de aquisição era o interior de uma câmara hiperbárica.

Este sistema consiste de uma unidade remota que fará aquisição do sinal de ECG com três eletrodos e o entregará a um circuito elétrico modulador FM e VCO (*Voltage Controlled Oscillator*) de onda quadrada, que por sua vez vai alterar a frequência de ressonância de um circuito elétrico LC.

Próximo à unidade remota existe uma unidade base com um gerador de sinal acoplado a um circuito elétrico LC, sintonizado na mesma frequência de operação da

unidade remota. Quando a frequência de sintonia da unidade remota for modificada, esta alteração será percebida pela unidade base como variação de amplitude.

A figura 16 apresenta o diagrama em blocos do sistema de aquisição de ECG proposto por Towe (1986).



**Figura 16:** Diagrama em blocos da unidade remota de aquisição de ECG e da unidade base de recepção de ECG por telemetria passiva. Adaptado de Towe (1986).

O modulador da unidade remota é um multivibrador astável concebido a partir do circuito integrado de baixo consumo 7555, que é compatível com o *timer* clássico 555. O resistor R e o capacitor C4 determinam a frequência de chaveamento do multivibrador astável em 1 kHz.

O sinal de ECG filtrado e amplificado é enviado ao pino 5 do multivibrador astável, que atua no 7555 e modula em frequência o sinal de 1 kHz, formando um VCO. O sinal de

1 kHz modulado em frequência pelo ECG, provoca o chaveamento do transistor de alta velocidade existente no pino 7 deste circuito integrado. Este transistor está conectado ao capacitor C3 que pelo tempo determinado pelo chaveamento do transistor, retira o circuito ressonante com a frequência de 450 kHz determinada por L2 e C2 para outra frequência de operação.

A unidade base também é composta por um circuito LC sintonizado em 450 kHz que recebe de um gerador o sinal senoidal com esta frequência. Toda a vez que a unidade remota entrar na frequência de ressonância de 450 kHz parte do sinal gerado pela unidade base será absorvido, de acordo com a característica da modulação da unidade remota, ou seja com variação de frequência. Esta absorção provoca uma modulação na amplitude do sinal de 450 kHz.

A informação de ECG modulada em frequência é processada por um demodulador adequado na unidade base e o sinal de ECG é recuperado e amplificado. O circuito elétrico receptor trata-se basicamente de um demodulador FM que tem o circuito LC atuando como uma antena receptora do sinal em FM. Esta antena é conectada eletricamente a um MOSFET de porta dupla, que proporciona uma baixa capacitância de entrada atuando como dois MOSFETs em cascata (MALVINO, 1987). Este MOSFET de porta dupla está configurado como um circuito elétrico ressonante LC (BOYLESTAD e NASHELSKY, 1998) sintonizado em 1 kHz, que é a frequência intermediária (FI) do receptor. A FI é amplificada e então demodulada em frequência por um PLL (*Phase Locked Loop*) e o sinal de ECG recuperado é amplificado.

A unidade base é alimentada com uma tensão elétrica de  $\pm 12$  V. A alimentação elétrica da unidade remota é de  $\pm 1,5$  V, segundo Towe (1986), com uma circulação de corrente elétrica de 70  $\mu$ A e um alcance de recuperação do sinal de ECG de 1 m. O espaço físico ocupado pelo circuito elétrico da unidade remota foi de 6 x 8 cm<sup>2</sup> de área e 4 cm de altura.

Em sistemas de transmissão e recepção de biopotenciais que utilizam a técnica da telemetria passiva, maiores distâncias de monitoramento podem ser alcançadas aumentando-se o tamanho do sensor LC, da antena ou da potência da portadora transmitida. Uma melhor eficiência de recepção em função do sinal transmitido pode ser obtida se houver um alto valor de indutância mútua entre o primário e o secundário do transformador

fracamente acoplado ou minimizando as resistências elétricas do indutor do primário e do secundário. Estes valores dependem da forma, tamanho e da posição relativa entre os indutores (KO *et al*, 1977; YATES *et al*, 2004).

#### 4.4 CONCLUSÃO

Neste capítulo foi descrita a atividade elétrica do coração, bem como a geração e composição do sinal de eletrocardiografia (ECG). Foi abordada a importância da obtenção do ECG para avaliar o estado atual de um paciente e foram apresentados modelos de aquisição e transmissão de ECG por telemetria desenvolvidos nas últimas décadas. Ao apresentar-se a técnica da telemetria passiva observa-se que esta técnica pode fazer a transmissão e a aquisição de sinais de ECG do interior de uma câmara hiperbárica, ocupando-se um pequeno espaço físico e com baixo consumo de energia pelo circuito elétrico de aquisição de sinal de ECG, permitindo que haja maior segurança contra riscos de incêndio no interior da câmara hiperbárica.

O desenvolvimento, a implementação e resultados do sistema de telemetria baseada na técnica proposta por Towe (1986), bem como a fotoalimentação do mesmo serão mostrados no capítulo 5.



## CAPÍTULO 5

### METODOLOGIA EMPREGADA E RESULTADOS

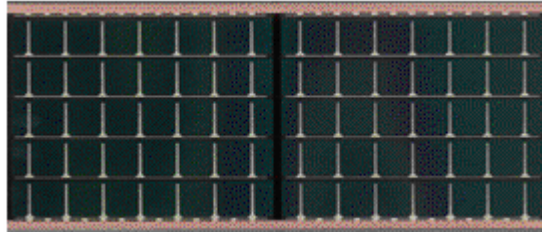
O circuito elétrico de aquisição e transmissão de ECG foi denominado de unidade remota e o circuito elétrico responsável pela demodulação e amplificação do sinal de ECG recuperado foi denominada unidade base. A unidade remota não foi alimentada eletricamente por pilhas, baterias ou pela rede elétrica hospitalar, mas através da fotoalimentação proporcionada por células fotovoltaicas. A técnica de modulação e transmissão do sinal foi a biotelemetria passiva por absorção de modulação por apresentar baixo consumo de energia. No entanto, a alimentação elétrica da unidade base posicionada fora da câmara hiperbárica, poderia ser proporcionada por baterias ou pela rede elétrica.

O trabalho desenvolvido foi basicamente dividido em duas etapas: a fotoalimentação através de células fotovoltaicas e a aquisição, transmissão e a demodulação de sinais de ECG aplicando a biotelemetria passiva, com baixo consumo de energia na unidade remota e na unidade base.

#### 5.1 FOTOALIMENTAÇÃO ATRAVÉS DE CÉLULAS FOTOVOLTAICAS

##### 5.1.1 A célula fotovoltaica

A célula fotovoltaica utilizada nos experimentos práticos foi de tecnologia de silício amorfo, recomendada para ambientes iluminados por luz artificial pois, como exposto no capítulo 3, tem uma boa eficiência de conversão de luz em eletricidade e é menos afetada por variações de temperatura e variações da intensidade de espectro. Neste tipo de célula a banda proibida para gerar a energia elétrica é de 1,7 eV. O modelo utilizado foi o 05-1282 da empresa Silicon Solar, com área de 24,19 cm<sup>2</sup> e 254 μm de espessura. A corrente de curto-circuito desta célula é de 22 mA e gera uma tensão elétrica máxima de 4 V. A figura 17 ilustra a célula fotovoltaica empregada nas experiências práticas.



**Figura 17:** Célula fotovoltaica de silício amorfo. Adaptado de Silicon Solar (2007).

### 5.1.2 Os LEDs

Para definir as propriedades óticas do LED a ser utilizado para iluminar a célula fotovoltaica foram consideradas as propriedades óticas do acrílico, que permite uma boa transparência para a luz de todo o espectro visível. A luz visível tem energia de fóton maior que 1,7 eV, necessários para gerar energia elétrica em uma célula fotovoltaica. No entanto, pode ocorrer a degradação do acrílico com comprimentos de onda próximos ao infravermelho. Também foram consideradas as propriedades óticas do oxigênio que tem absorção de luz para comprimentos de onda na região do vermelho e do infravermelho próximo e do vapor d'água, que poderia causar atenuação nos comprimentos de onda na região do vermelho e laranja (MIMS, 2002). Porém uma vez que se pode considerar curta a distância entre os LEDs e a célula fotovoltaica, se considerada a distância que corresponde pouco mais que a espessura da câmara hiperbárica, estas atenuações não são relevantes. Outro fator que deve ser levado em consideração é o conforto visual do paciente que tem uma sensibilidade maior a luz de cores amarelo e verde (GREENE, 2003; SHUR e ZUKAUSKAS, 2005). Desta forma, para se realizar experimentos práticos de luz artificial sobre células fotovoltaicas utilizou-se LEDs azul e laranja.

#### 5.1.2.1 O LED azul

O LED azul utilizado foi o modelo RL5-BB3020 da empresa Super Bright LEDs, que tem uma tensão elétrica de operação de 5 V e uma circulação de corrente elétrica de 25



mA. O comprimento de onda da luz azul emitida é de 468 nm, a intensidade luminosa é de 3000 mcd e a energia do fóton de 2,6563 eV. A eficiência luminosa deste dispositivo é de 30 lm/W.

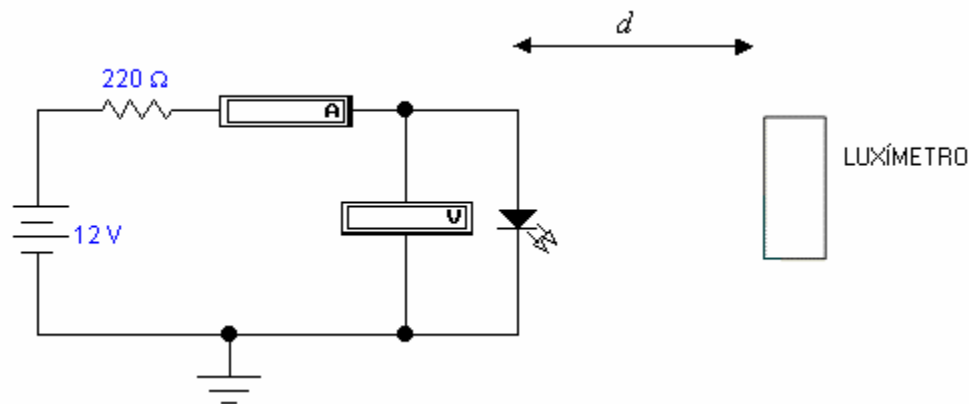
#### 5.1.2.2 O LED laranja

O LED laranja utilizado foi o modelo HLMP-EL18 da empresa Agilent Technologies, que tem uma tensão elétrica de operação de 2,15 V e uma circulação de corrente elétrica de 50 mA. O comprimento de onda da luz laranja emitida é de 592 nm, a intensidade luminosa é de 7200 mcd e a energia do fóton é de 2,01 eV. A eficiência luminosa deste dispositivo é de 235 lm/W.

#### 5.1.3 Avaliação das características técnicas dos LEDs

Para se avaliar as características técnicas dos LEDs azul e laranja foi utilizado o luxímetro digital modelo LD 510 da Icel. A medição da iluminância fornecida pelo luxímetro permite estabelecer a intensidade luminosa e o fluxo luminoso do LED. A medição de iluminância foi realizada com o LED a 1 m do sensor do luxímetro. A eficiência luminosa do LED foi obtida após medir-se a tensão e a corrente elétrica sobre este dispositivo, para se estabelecer a sua potência elétrica. Estas medições foram realizadas com o multímetro digital modelo 5318 da Cie.

A figura 18 ilustra o circuito elétrico utilizado para energizar o LED sob medição e o esquema de montagem adotado para avaliar as características óticas e elétricas do LED. Todas as medições de quantidade de luz foram realizadas sem que houvesse outra fonte de iluminação no ambiente de teste.



**Figura 18:** Esquema da montagem para avaliar os LEDs

A tabela 1 apresenta os resultados do experimento prático que determinou as características elétricas e óticas do LED azul e do LED laranja. Para determinar a intensidade luminosa dos LEDs laranja e azul, primeiro foi feita a medição da iluminância proporcionada pelos LEDs a 1 m de distância do luxímetro. Em seguida, aplicando-se a equação 4 foi determinada a intensidade luminosa dos LEDs.

**Tabela 1:** Características elétricas e óticas medidas do LED azul e do LED laranja

	<b>LED AZUL</b>	<b>LED LARANJA</b>
Tensão elétrica (V)	5,98	1,99
Corrente elétrica (mA)	24,8	44,5
Potência elétrica (mW)	148,3	88,55
Intensidade luminosa (mcd)	3000	7200
Eficiência luminosa (lm/W)	20	161,8

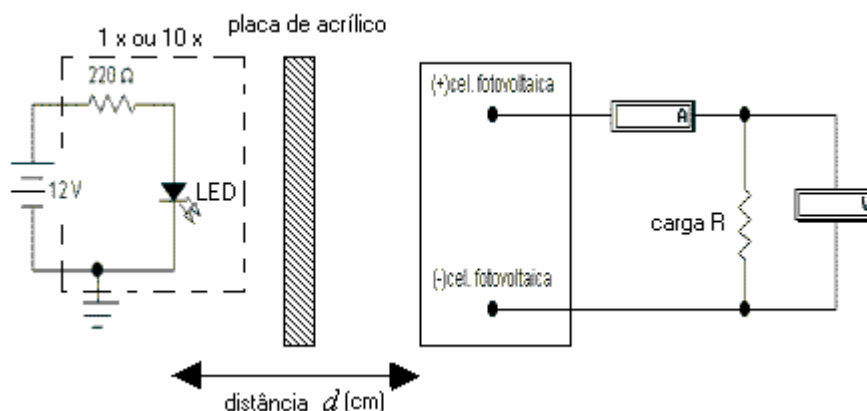
#### 5.1.4 Avaliação da célula fotovoltaica iluminada com LEDs

Para se avaliar o desempenho da célula fotovoltaica iluminada com LEDs, mediu-se a tensão e a corrente elétrica gerados quando a célula era iluminada diretamente pelos LEDs e depois indiretamente, através de uma chapa de acrílico semitransparente de 3 mm de espessura. Estas medições foram repetidas para a carga de 10 kΩ, que representa o valor

aproximado de carga da unidade remota proposta por Towe (1986). Esta medição foi feita com o objetivo de avaliar a resposta da célula quando submetida sob carga.

A distância da célula fotovoltaica ao LED foi definida em 6 cm, considerando que ambos, célula fotovoltaica e LED estão separados pela distância da espessura da parede da câmara hiperbárica. O teste também foi repetido para a distância de 15 cm para avaliar o desempenho da célula fotovoltaica em função da distância.

A figura 19 ilustra o esquema de montagem adotado para avaliar a geração de energia elétrica por uma célula fotovoltaica iluminada por LEDs.



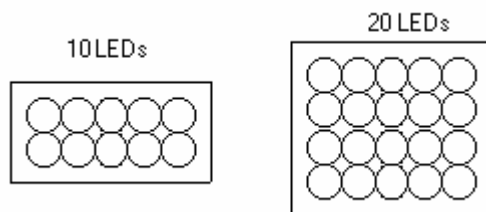
**Figura 19:** Esquema da montagem para avaliar a célula fotovoltaica. Adaptado de Souza *et al* (2006).

A tabela 2 mostra os testes efetuados, a quantidade e a cor dos LEDs utilizados nas medições efetuadas. Todas as medições de tensão e corrente elétrica gerados pela célula fotovoltaica foram realizadas sem que houvesse outra fonte de luz no ambiente de medida.

**Tabela 2:** Número de testes efetuados e LEDs utilizados

TESTE	Nº DE LEDs / COR
1	1 azul
2	1 laranja
3	10 azuis
4	10 laranja
5	20 azuis

A célula fotovoltaica quando iluminada por 10 ou 20 LEDs foi iluminada em toda a sua superfície, adotando-se a disposição dos LEDs conforme ilustrado na figura 20.



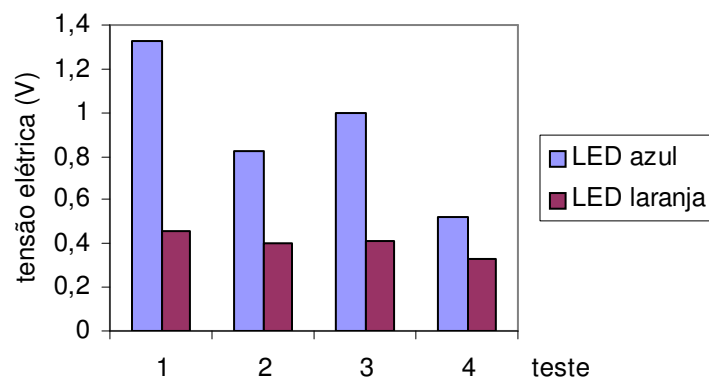
**Figura 20:** Disposição dos LEDs para iluminar a célula fotovoltaica

A tabela 3 mostra as condições iniciais de avaliação da célula fotovoltaica, quando era iluminada direta e indiretamente através de uma chapa de acrílico semitransparente, com LEDs azul ou laranja a 6 cm ou 15 cm de distância.

**Tabela 3:** Condições iniciais da iluminação da célula fotovoltaica.

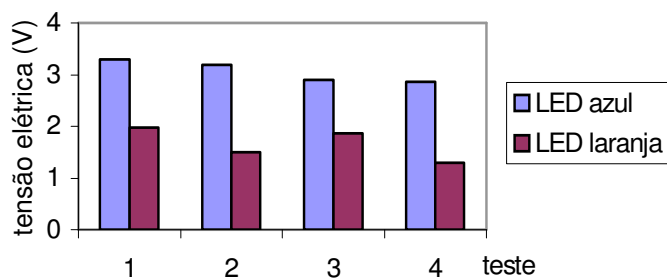
Teste	Anteparo / distância
1	Ar - 6 cm
2	Ar - 15 cm
3	Acrílico - 6 cm
4	Acrílico - 15 cm

A figura 21 mostra os valores medidos da tensão elétrica gerada pela célula fotovoltaica, quando sob uma carga de 10 k $\Omega$ , era iluminada direta e indiretamente com LED azul ou 1 LED laranja a 6 cm ou 15 cm de distância.



**Figura 21:** Tensão elétrica gerada por um LED azul ou laranja

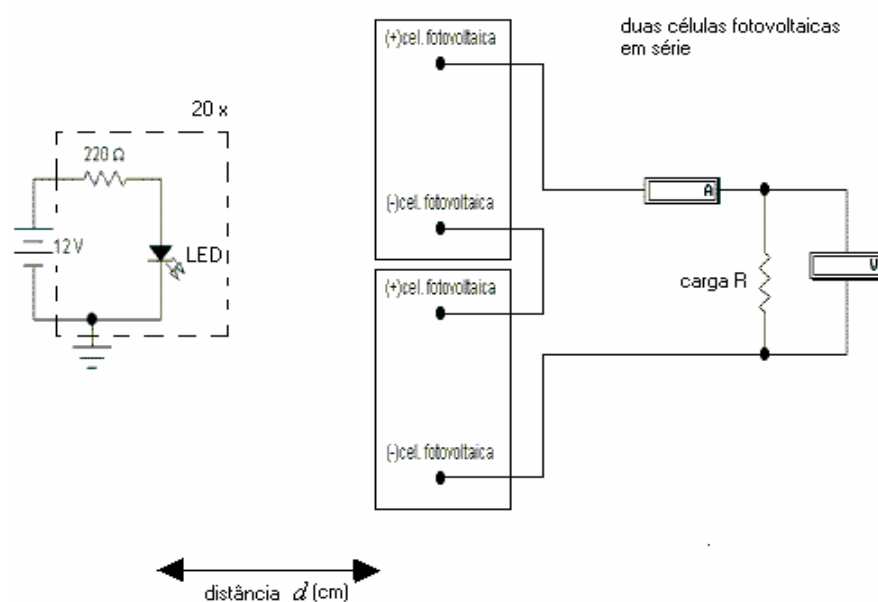
A figura 22 mostra os valores medidos da tensão elétrica gerada pela célula fotovoltaica, quando sob uma carga de  $10\text{ k}\Omega$ , era iluminada direta e indiretamente com 10 LEDs azuis ou 10 LEDs laranja a 6 cm ou 15 cm de distância.



**Figura 22:** Tensão elétrica gerada por 10 LEDs azuis ou laranja

A partir dos valores obtidos das medições de corrente e tensão elétrica gerados pela célula fotovoltaica, quando iluminada com LEDs azuis ou laranja, observou-se que o LED azul por ter energia de fóton maior, gerava valores maiores de energia elétrica na célula fotovoltaica. A partir desta observação, os próximos experimentos práticos foram realizados apenas com LEDs azuis.

O comportamento da tensão e corrente elétrica gerados por uma célula em função da variação da carga a que está submetida, foi avaliado quando a célula foi iluminada diretamente com 10 LEDs azuis a uma distância de 6 cm. Esta medição foi repetida para duas células fotovoltaicas em série, com o objetivo de se obter uma tensão elétrica maior. As duas células em série foram iluminadas diretamente com 20 LEDs azuis com 9400 lx de iluminância, a uma distância de 6 cm. O esquema de montagem para iluminar duas células fotovoltaicas em série com 20 LEDs azuis, está ilustrado na figura 23.



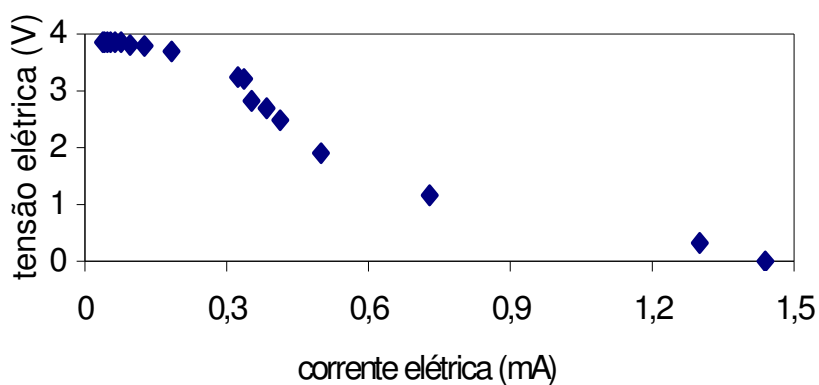
**Figura 23:** Duas células fotovoltaicas em série.

A tabela 4 mostra os valores medidos de tensão e corrente elétrica gerados por uma célula fotovoltaica quando iluminada diretamente com 10 LEDs azuis e submetida à variação de carga  $R$ .

**Tabela 4:** Tensão e corrente elétrica medidos para uma célula fotovoltaica iluminada com 10 LEDs azuis.

R (k $\Omega$ )	E (V)	I (mA)
0	0	1,44
0,250	0,325	1,3
1,6	1,168	0,730
3,8	1,9	0,500
6	2,48	0,414
7	2,7	0,385
8	2,82	0,352
9	3,21	0,337
10	3,3	0,330
20	3,69	0,184
30	3,79	0,126
40	3,81	0,095
50	3,85	0,077
60	3,85	0,064
70	3,85	0,055
80	3,85	0,048
90	3,85	0,042
100	3,85	0,038

A figura 24 mostra o comportamento da tensão e corrente elétrica gerados pela célula fotovoltaica quando iluminada com 10 LEDs azuis e submetida à variação de carga  $R$ .



**Figura 24:** Comportamento de uma célula fotovoltaica em função da variação da carga  $R$ .

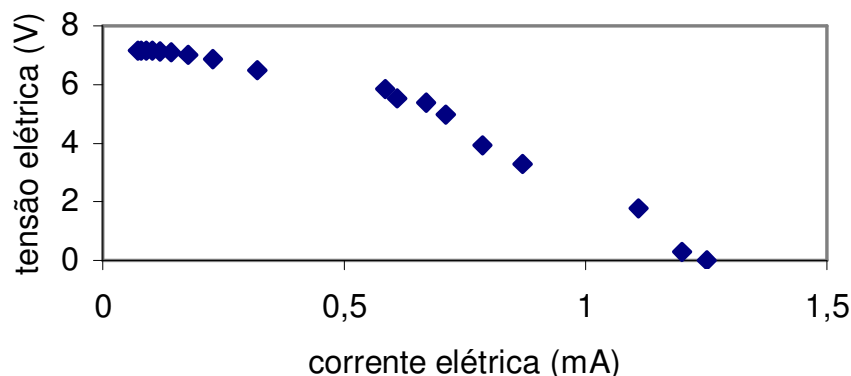
A tabela 5 mostra os valores medidos de tensão e corrente elétrica gerados por duas células fotovoltaicas em série, quando iluminadas diretamente com 20 LEDs azuis e submetidas à variação de carga  $R$ .

**Tabela 5:** Tensão e corrente elétrica medidos para duas células fotovoltaicas em série.

R (k $\Omega$ )	E (V)	I (mA)
0	0	1,25
0,250	0,3	1,2
1,6	1,78	1,11
3,8	3,3	0,87
5	3,93	0,786
6	4,32	0,72
7	4,98	0,71
8	5,39	0,67
9	5,54	0,61
10	5,84	0,584
20	6,49	0,32
30	6,86	0,228
40	7,02	0,176
50	7,1	0,142
60	7,14	0,119
70	7,15	0,102
80	7,15	0,090
90	7,15	0,079
100	7,15	0,072

A figura 25 mostra o comportamento da tensão e corrente elétrica gerados por duas células fotovoltaicas em série, quando iluminadas diretamente com 20 LEDs azuis e submetidas à variação de carga  $R$ .





**Figura 25:** Comportamento de duas células fotovoltaicas em série em função da variação da carga  $R$ .

A energia elétrica gerada pela célula fotovoltaica é suficiente para alimentar um circuito elétrico de baixo consumo de  $210 \mu\text{W}$  (TOWE, 1986), utilizando-se uma, duas ou mais células fotovoltaicas ligadas em série. Para gerar esta energia elétrica pode-se iluminar a célula com LEDs azuis, que tem energia de fóton suficiente para esta função e geram mais energia elétrica que os LEDs laranja. No item 5.2.1 será apresentado o resultado da alimentação elétrica da unidade remota através da célula fotovoltaica, bem como a solução encontrada para se obter duas alimentações simétricas a partir da célula fotovoltaica.

## 5.2 BIOTELEMETRIA PASSIVA DE ECG COM BAIXO CONSUMO DE ENERGIA

A biotelemetria passiva é indicada para a aquisição e transmissão de sinais de ECG do interior de uma câmara hiperbárica pois utilizando-se esta técnica, pode-se projetar circuitos elétricos que consomem comparativamente baixa energia, permitindo inclusive que em casos específicos possam ser alimentados por células fotovoltaicas.

A aquisição, transmissão modulada e a demodulação de sinais de ECG, aplicando a telemetria passiva de modulação por absorção foi experimentada através do modelo proposto por Towe (1986), com o objetivo de obter-se o menor consumo de energia possível. Este modelo tem uma unidade remota com dimensões físicas reduzidas e baixo

consumo de energia, já que a unidade remota não gera campo eletromagnético, apenas absorve a energia do campo gerado externamente pela unidade base.

### 5.2.1 A unidade remota

A seguir, será descrito em detalhes a adaptação do sistema “Passive Biotelemetry by Frequency Keying”, proposto por Towe em 1986 para a transmissão de ECG e que foi apresentado na seção 4.3 deste trabalho. Em grande parte este sistema pode ser aplicado no presente projeto.

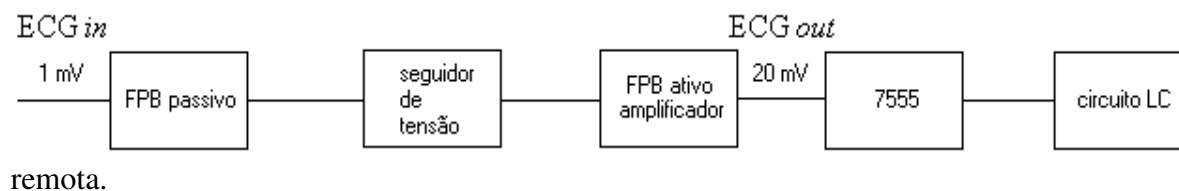
Originalmente a unidade remota era composta por um filtro RC passivo com frequência de corte de 300 Hz, um seguidor de tensão, um amplificador e filtro passa-baixa ativo com um ganho baixo ( $< 2$ ) para frequências maiores que 250 Hz, um multivibrador astável e um circuito LC sintonizado em 450 kHz (ver figura 37 no anexo 1). Este sistema de aquisição de ECG foi adaptado, reprojetoado e montado utilizando-se tecnologia atual de circuitos integrados e componentes elétricos. Por questões de facilidade de construção e disponibilidade de componentes e sem que se causasse mudanças significativas no projeto, utilizou-se a frequência de sintonia de 400 kHz. As placas de circuito impresso utilizadas na montagem deste sistema reprojetoado, foram desenvolvidas utilizando-se o software Eagle versão 4.15. A figura 40 no anexo 2 mostra o *lay-out* da placa de circuito impresso da montagem da unidade remota.

Os blocos seguidor de tensão, amplificador e o filtro passa baixa ativo, foram montados utilizando o circuito integrado ICL7621, da Intersil e o multivibrador astável foi montado utilizando-se o circuito integrado ICL7555, da mesma empresa. Os circuitos integrados utilizados nesta unidade são de tecnologia SMD. O indutor que compõe o circuito ressonante LC foi montado com 91 voltas de fio 36 AWG (0,127 mm), em uma superfície cilíndrica de papelão de 4 cm de diâmetro e 3 cm de altura. A área ocupada pela unidade remota nesta configuração foi de  $6 \times 8 \text{ cm}^2$  com 4 cm de altura, em circuito impresso de face simples. O sinal de ECG aplicado à entrada da unidade remota foi obtido utilizando-se o simulador de sinais de ECG da Biotek, modelo ECG-Plus, no modo derivação II.

As medições elétricas realizadas na unidade remota reprojeta foram a de tensão e corrente elétrica necessárias para o funcionamento normal da unidade, visando-se o consumo de energia mínimo. Também foi realizada a medição do ganho do amplificador na entrada do pino 5 do multivibrador astável. A medição da qualidade do sinal de ECG, que foi entregue ao multivibrador astável, foi avaliada utilizando-se o osciloscópio modelo 5501U, da empresa Kikusui.

A figura 26 ilustra o diagrama em blocos da configuração da unidade remota proposta por Towe (1986) e o nível de sinal de ECG obtido do simulador de impulsos cardíacos (ECG *in*) na entrada do filtro passa baixo passivo. Também mostra o nível de sinal da saída do filtro passa baixa (FPB) ativo/amplificador de ECG (ECG *out*), bem como a tensão, corrente e potência elétrica medidos para o funcionamento normal da unidade

$$\pm 1,5 \text{ V} / 240 \mu\text{A} / 720 \mu\text{W}$$



**Figura 26:** Medidas elétricas da unidade remota proposta por Towe (1986).

A tabela 6 mostra as medições elétricas realizadas nesta unidade remota, os valores das medidas e a avaliação da qualidade de sinal de ECG da unidade remota e do sinal demodulado na recepção.

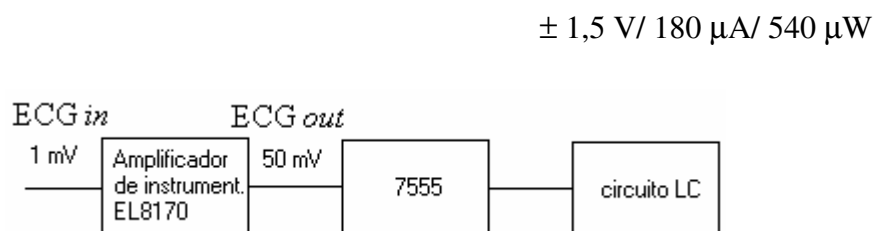
**Tabela 6:** Medidas elétricas e de qualidade de ECG na unidade remota proposta por Towe (1986).

Nível de sinal de ECG na entrada do filtro passivo	1 mV
Nível de sinal de ECG na saída do filtro ativo/ amplificador	20 mV
Ganho do amplificador	20
Alimentação elétrica da unidade remota	$\pm 1,5 \text{ V}$
Corrente elétrica da unidade remota	240 $\mu\text{A}$
Relação sinal - ruído do ECG na saída do amplificador	< 0 dB (ruído)
Relação sinal - ruído do ECG demodulado na recepção	< 0 dB (ruído)

Para melhorar a qualidade do sinal, uma modificação foi implementada agregando-se à configuração proposta por Towe (1986), o amplificador de instrumentação EL8170 da Intersil (ver figura 36 no anexo 1). Este circuito integrado é de tecnologia SMD e a área ocupada por este circuito elétrico amplificador foi de  $2,5 \times 2,5 \text{ cm}^2$ , em circuito impresso de face simples (ver figura 39 no anexo 2).

Para realizar estas medições utilizando-se o amplificador de instrumentação, foi experimentada a configuração reprojeta, para avaliar o consumo e a qualidade de aquisição do ECG, sem os filtros proposta por Towe (1986) e a configuração reprojeta com os filtros. No primeiro caso para utilizar-se o amplificador de instrumentação, foi retirado o filtro passivo, o seguidor de tensão e o amplificador/filtro ativo. Em outra configuração foi retirado o seguidor de tensão, mas utilizado o filtro passivo e o amplificador/filtro ativo. Todas as configurações experimentadas visavam uma boa qualidade de sinal de ECG, o mínimo consumo de energia e ocupação física mínima da unidade remota.

A figura 27 ilustra o diagrama em blocos da configuração da unidade remota utilizando o amplificador de instrumentação sem os filtros propostos por Towe (1986). Também mostra os níveis de ECG, obtidos do simulador de impulsos cardíacos na entrada (ECG *in*) e na saída (ECG *out*) deste amplificador, bem como a tensão, corrente e potência elétrica medidos para o funcionamento normal da unidade remota.



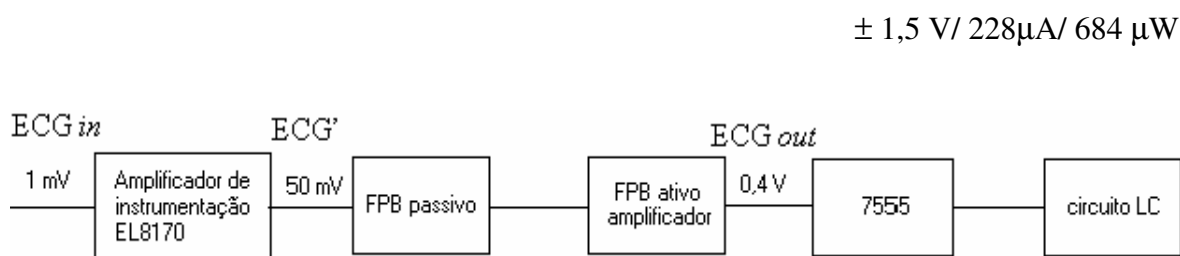
**Figura 27:** Unidade remota com o amplificador de instrumentação.

A tabela 7 mostra as medições elétricas realizadas desta unidade remota reprojeta com o amplificador de instrumentação, os valores medidos, a avaliação da qualidade de sinal de ECG da unidade remota e do sinal demodulado na recepção.

**Tabela 7:** Medidas elétricas da unidade remota com o amplificador de instrumentação.

Nível de sinal de ECG na entrada do amplificador de instrumentação	1 mV
Nível de sinal de ECG na saída do amplificador de instrumentação	50 mV
Ganho do amplificador de instrumentação	50
Alimentação elétrica da unidade remota	$\pm 1,5$ V
Corrente elétrica da unidade remota	180 $\mu$ A
Relação sinal – ruído do ECG na saída do amplificador de instrumentação	7,95 dB
Relação sinal – ruído do ECG demodulado na recepção	< 0 dB (ruído)

Como o sinal ainda era ruidoso na recepção, outra alteração foi implementada. Também foram utilizados nesta nova configuração os filtros propostos por Towe (1986). A figura 28 ilustra o diagrama em blocos da segunda configuração reprojeta da unidade remota utilizando o amplificador de instrumentação. São apresentados os níveis de ECG, obtidos do simulador de impulsos cardíacos na entrada (ECG *in*) e na saída (ECG') do amplificador de instrumentação. Também é apresentado o nível de ECG na saída do filtro ativo/amplificador (ECG *out*), bem como a tensão, corrente e potência elétrica medidos para o funcionamento normal da unidade remota.

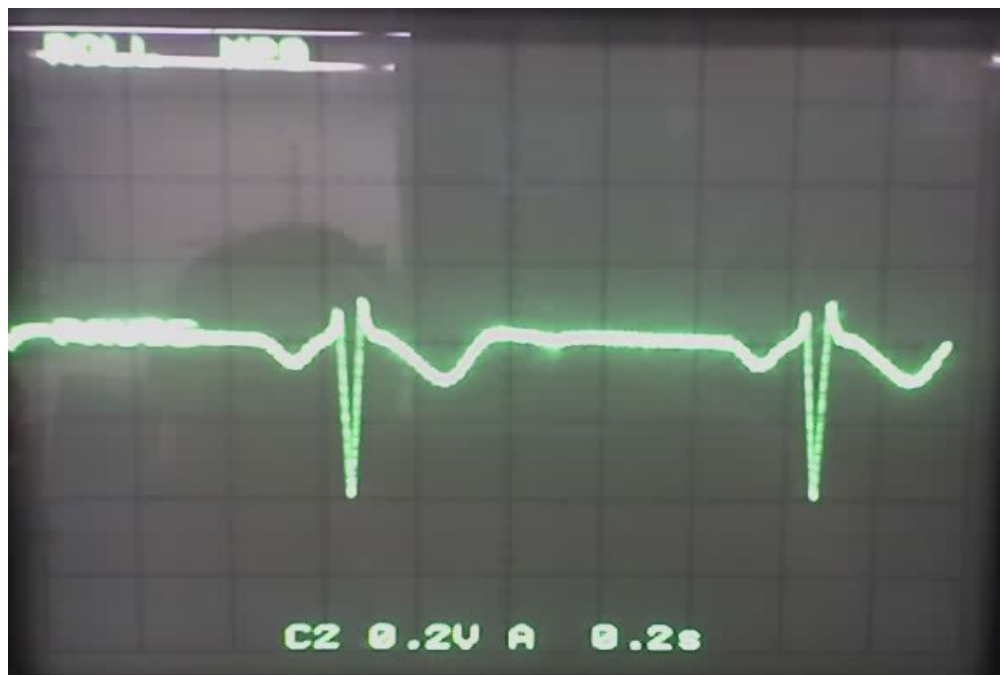
**Figura 28:** Unidade remota utilizando amplificador de instrumentação e blocos propostos por Towe (1986).

A tabela 8 mostra as medições elétricas realizadas na unidade remota reprojetaada com o amplificador de instrumentação e filtros. Mostra também os valores medidos, a avaliação da qualidade de ECG da unidade remota e do sinal demodulado na recepção.

**Tabela 8:** Medidas elétricas da unidade remota com amplificador de instrumentação e filtros.

Nível de sinal de ECG na entrada do filtro passivo	1 mV
Nível de sinal de ECG na saída do amplificador de instrumentação	50 mV
Nível de sinal de ECG na saída do filtro ativo/ amplificador	0,4 V
Ganho do amplificador	400
Alimentação elétrica da unidade remota	$\pm 1,5$ V
Corrente elétrica da unidade remota	228 $\mu$ A
Relação sinal - ruído do ECG na saída do amplificador	26 dB
Relação sinal - ruído do ECG demodulado na recepção	16 dB

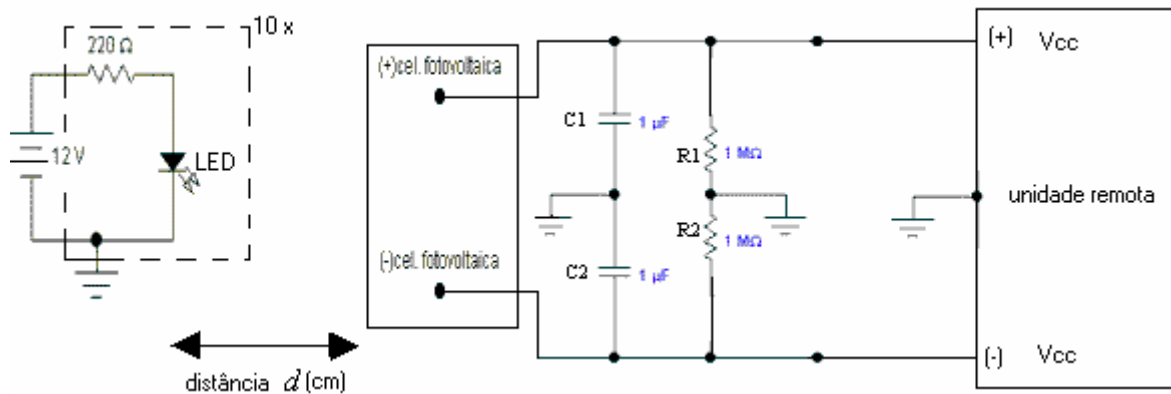
Esta última configuração reprojetaada da unidade remota, que utilizou o amplificador de instrumentação e filtros, apresentou uma qualidade melhor do sinal de ECG na saída do amplificador (ECG *out*) que estava conectado à entrada do modulador 7555. O consumo elétrico da unidade remota de 228  $\mu$ A e alimentado com uma tensão elétrica de  $\pm 1,5$  V foi considerado pequeno e suficiente para ser provido por células fotovoltaicas. A figura 29 ilustra o sinal de ECG (ECG *out*), medido com o osciloscópio na entrada do modulador 7555 da unidade remota.



**Figura 29:** Sinal de ECG *out* medido na entrada do modulador 7555.

A unidade remota inicialmente foi alimentada com uma fonte de alimentação de  $\pm 1,5$  V provida por duas pilhas. Após definir-se que o ECG era obtido com maior qualidade com a configuração da unidade remota reprojetaada (ver figura 29), as pilhas foram retiradas e foi avaliada a fotoalimentação desta unidade com a utilização da célula fotovoltaica iluminada com LEDs azuis.

Para realizar a fotoalimentação da unidade remota, foi primeiramente utilizada uma célula fotovoltaica da empresa Silicon solar, modelo 05-1282, iluminada diretamente com 10 LEDs azuis a 6 cm de distância, que pode gerar energia elétrica suficiente para alimentar este circuito elétrico. A tensão elétrica gerada pela célula foi adaptada para gerar uma tensão elétrica simétrica, utilizando-se o circuito elétrico conforme ilustrado na figura 30. O divisor de tensão ativo, com amplificadores operacionais, não foi experimentado pois aumentava o consumo de energia elétrica da célula fotovoltaica e isto poderia diminuir a tensão e a corrente elétrica gerados pela célula fotovoltaica e comprometer o funcionamento normal da unidade remota.

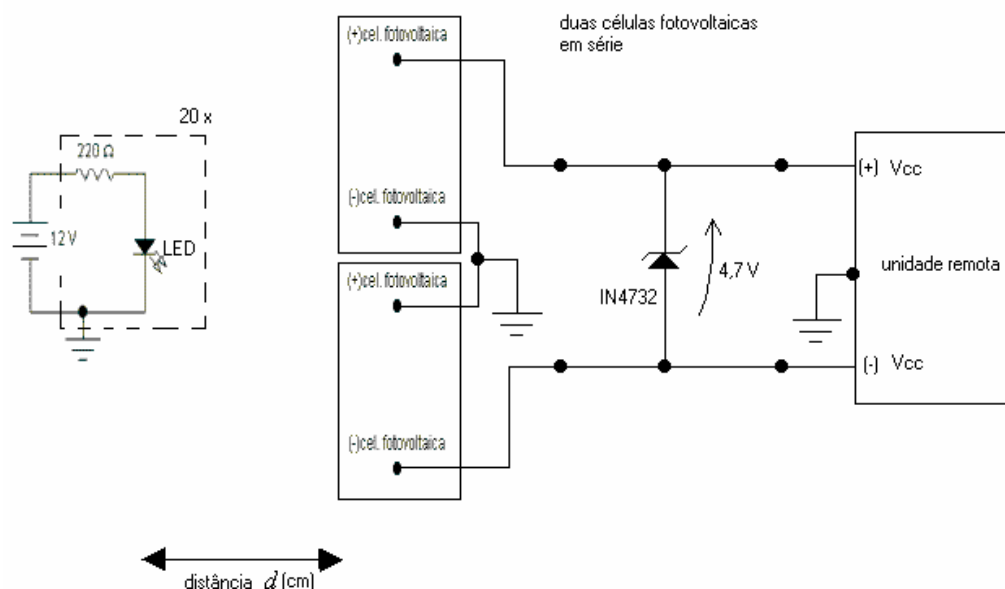


**Figura 30:** Unidade remota alimentada eletricamente com uma célula fotovoltaica

Esta primeira tentativa de alimentar a unidade remota com apenas uma célula fotovoltaica não funcionou, pois os altos valores de resistência elétrica dos resistores R1 e R2 limitavam a circulação de corrente elétrica por este ramo e principalmente porque o circuito elétrico atuava como se não houvesse o ponto de referência entre os resistores R1 e R2. Ao se diminuir os valores da resistência elétrica de R1 e R2, aumentou-se a circulação de corrente elétrica por este ramo e a carga na fotocélula, porém a unidade remota continuou não funcionando pois não havia tensão elétrica suficiente para o funcionamento da mesma.

Uma segunda configuração experimentada foi utilizar duas células fotovoltaicas em série, iluminadas diretamente com 20 LEDs azuis a 6 cm de distância, conforme ilustrado na figura 31.





**Figura 31:** Unidade remota alimentada eletricamente por duas células fotovoltaicas em série.

A vantagem desta configuração de células fotovoltaicas em série é que o ponto de referência está conectado diretamente à célula, sem a necessidade de resistores e capacitores para se obter uma fonte simétrica. Permite também diminuir o tamanho do circuito impresso que contém a unidade remota pela ausência de divisores resistivos. Esta configuração de duas células fotovoltaicas em série permitiu alimentar eletricamente a unidade remota com uma tensão de  $\pm 2,35$  V e corrente elétrica de  $145 \mu\text{A}$  com a mesma qualidade como se tivesse sido alimentada com duas pilhas. Ao se posicionar uma chapa de acrílico semitransparente de 1,5 cm de espessura entre os 20 LEDs azuis, distantes 6 cm da célula fotovoltaica, a unidade remota funcionou normalmente. A iluminância obtida sobre a célula fotovoltaica iluminada indiretamente com 20 LEDs azuis através desta chapa de acrílico de 1,5 cm foi de 1600 lx. Uma outra chapa de acrílico transparente de 2,5 cm de espessura, que realmente é utilizada em câmaras hiperbáricas, foi posicionada entre os 20 LEDs azuis e as células fotovoltaicas e a unidade remota continuou funcionando normalmente até a distância de 10 cm, com a transmissão de praticamente toda luz incidente no acrílico transparente ( $\cong 9400$  lx). Por

fim, o diodo zener 1N4732 foi conectado a entrada positiva e negativa da unidade remota, pois o amplificador de instrumentação EL8170 da Intersil, suporta uma tensão elétrica não simétrica máxima de 5 V e o diodo zener limitou esta alimentação em 4,7 V.

### 5.2.2 Enlace indutivo

Na telemetria passiva de modulação por absorção, a qualidade do sinal de ECG recuperado pelo circuito elétrico demodulador na unidade base, depende principalmente da potência elétrica do transmissor de sinal senoidal, das características físicas dos indutores que compõe o circuito LC das unidades remota e de base e da distância entre estes indutores.

O indutor  $L1$  da unidade remota (ver figura 37 no anexo1) tem 4 cm de diâmetro e 3 cm de comprimento. Para determinar o diâmetro do indutor  $L2$  da unidade base (ver figura 38 no anexo 1), foi aplicada a equação 5 (PICHORIM e ABATTI, 2004), que determina o raio ótimo de  $L2$  ( $b$ ) em função do comprimento do indutor  $L1$  ( $L$ ) e da distância em que se efetuará o enlace indutivo ( $D$ ).

$$\frac{b}{D} = \sqrt{2} + 0,6 \cdot \frac{L}{D} \quad (5)$$

Considerando a distância de enlace indutivo como 2,5 cm (espessura mínima do acrílico transparente da câmara hiperbárica), o diâmetro ótimo de  $L2$  encontrado foi de 10 cm. Se considerada uma distância de enlace indutivo de 10 cm (maior que a espessura do acrílico transparente da câmara de 5,0 cm e igual a distância máxima alcançada pela fotoalimentação na unidade remota), o diâmetro ótimo de  $L2$  encontrado foi de 32 cm, que pela facilidade de construção em laboratório foi feita com o diâmetro de 35 cm.

As características elétricas dos indutores que foram utilizados neste experimento, de 10 cm e 35 cm de diâmetro para a unidade base e de 4 cm de diâmetro para a unidade remota, foram mensuradas utilizando-se o analisador de impedância modelo 4294A da Agilent. Os valores das medições que representam o valor da indutância das bobinas e da

resistência elétrica dos enrolamentos, determinaram o fator de qualidade do indutor (HAYT e KEMMERLY, 1975) e a sua impedância elétrica, fornecidos também pelo equipamento analisador de impedância. As medições destes valores foram realizados na frequência de referência de 400 kHz. A tabela 9 mostra os valores medidos das grandezas elétricas do indutor do circuito LC da unidade remota e da unidade base.

**Tabela 9:** Medidas físicas e elétricas dos indutores do circuito LC da unidade remota e da unidade base.

Parâmetro físico e elétrico sob medição	Indutor L1 da Unidade remota	Indutor L2 da Unidade base	Indutor L2 da Unidade base
Diâmetro	4 cm	10 cm	35 cm
Comprimento	3 cm	4 cm	1 cm
Indutância	387,1 $\mu$ H	380,61 $\mu$ H	408,51 $\mu$ H
Resistência elétrica	20,8 $\Omega$	9,33 $\Omega$	16,88 $\Omega$
Reatância indutiva	972,5 $\Omega$	956 $\Omega$	1 k $\Omega$
Impedância elétrica	972,5 $\angle$ 88,8°	956 $\angle$ 88,46°	1000 $\angle$ 89,08°
Fator de qualidade	47,8	101,3	61,3

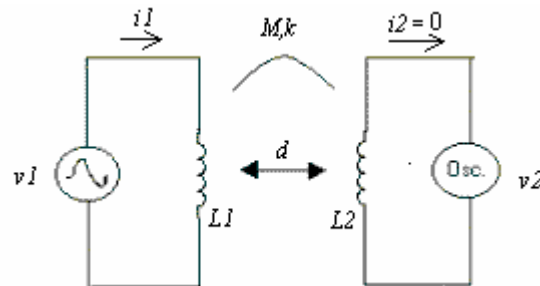
A recepção do sinal modulado que contém o ECG depende da presença do acoplamento magnético entre o indutor  $L1$  da unidade remota e o indutor  $L2$  da unidade base, que resulta a indutância mútua ( $M$ ) entre estes indutores (HAYT e KEMMERLY, 1975). O fator de acoplamento  $k$  entre os dois indutores descreve o grau de aproximação da indutância mútua do seu máximo. O fator de acoplamento é obtido por:

$$k = \frac{M}{\sqrt{L1.L2}} \quad (6)$$

#### 5.2.2.1 Medição da indutância mútua de um transformador fracamente acoplado

A figura 32 ilustra o esquema de teste utilizado para medir a indutância mútua entre o indutor  $L1$  da unidade remota (ver figura 37 no anexo 1) e o indutor  $L2$  da unidade base

(ver figura 38 no anexo 1). Em uma frequência de 400 kHz mediu-se para um sinal de amplitude  $v_1$  gerado no indutor 1 da unidade remota, o sinal de amplitude  $v_2$  no indutor  $L_2$  da unidade base, com uma distância  $d$  entre os indutores. A distância entre as medidas foi definida para a máxima distância em que houve a melhor qualidade de sinal de ECG na recepção da unidade base (7cm). O sinal senoidal aplicado em  $v_1$  foi obtido através do gerador de sinais modelo GFG253 da Tecktronics.



**Figura 32:** Esquema de montagem para se medir a indutância mútua

De Hayt e Kemmerly (1975), para um circuito elétrico acoplado magneticamente conforme ilustrado na figura 32 :

$$\begin{aligned} v_1 &= L_1 \cdot \frac{di_1}{dt} + M \cdot \frac{di_2}{dt} \\ v_2 &= L_2 \cdot \frac{di_2}{dt} + M \cdot \frac{di_1}{dt} \end{aligned} \quad (7)$$

A partir dos valores de  $v_1$ ,  $v_2$  e sabendo-se que não existe corrente elétrica no secundário ( $i_2 = 0$ ), pode-se determinar a indutância mútua prática do circuito, dada pela equação 8:

$$M = L_1 \cdot \frac{v_2}{v_1} \quad (8)$$

Conhecendo-se a indutância mútua entre dois indutores a uma distância  $d$ , pode-se usar a equação 6 para determinar o fator de acoplamento entre os indutores  $L1$  e  $L2$ . A tabela 10 mostra as medidas da indutância mútua e o fator de acoplamento entre o indutor do circuito  $L1$  da unidade remota e o indutor  $L2$  da unidade base.

**Tabela 10:** Indutância mútua e fator de acoplamento entre  $L1$  e  $L2$ .

Diâmetro do indutor da unidade remota $L1$	4 cm	4 cm
Diâmetro do indutor da unidade base $L2$	10 cm	35 cm
Distância entre os indutores	7 cm	7 cm
Tensão elétrica no indutor da unidade remota $v1$	0,22 V	40 mV
Tensão elétrica no indutor da unidade base $v2$	0,018 V	8 mV
Indutância mútua	31,1408 $\mu$ H	81,702 $\mu$ H
Fator de acoplamento	0,08113	0,20572

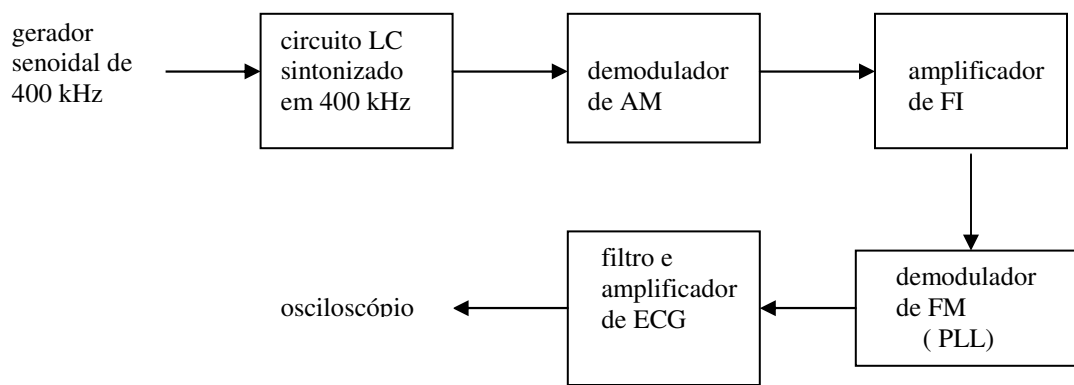
A qualidade da recepção do ECG modulado na unidade base foi melhor quando utilizou-se o indutor  $L2$  com 35 cm de diâmetro, que apresentou uma indutância mútua e um fator de acoplamento maior que o indutor  $L2$  com 10 cm de diâmetro. Isto pelo fato que a distância utilizada para efetuar os testes (7 cm), está mais próxima da distância de 10 cm calculada para o indutor  $L2$  de 35 cm de diâmetro. A distância de 7 cm também é menor que a máxima distância de 10 cm da fotoalimentação na unidade remota.

A distância final para utilizar o enlace indutivo e a fotoalimentação ainda não está definida e dependerá da espessura do acrílico transparente da câmara hiperbárica. O enlace indutivo pode ser utilizado na câmara, pois tem qualidade de recepção de ECG a 7 cm que é maior que a espessura máxima de 5,0 cm do acrílico transparente.

### 5.2.3 A unidade base

A unidade base proposta por Towe (1986) era composta basicamente por um circuito demodulador de sinais em frequência modulada. Os blocos que compunham esta unidade eram o circuito ressonante LC sintonizado, que atuava como transmissor e receptor

de sinal, o demodulador de AM, o amplificador de FI, o PLL (demodulador de FM), o filtro e amplificador de ECG, conforme ilustrado na figura 33.



**Figura 33:** Unidade base proposta por Towe (1986).

Este sistema proposto foi adaptado e em parte reprojeto para executar este trabalho. Originalmente a frequência do oscilador aplicado ao circuito LC ressonante seria de 450 kHz, mas na prática, conforme já mencionado no item 5.2.1, a portadora com frequência de 400 kHz foi utilizada. O indutor do circuito LC sintonizado de entrada ( $L_2$ ), foi um indutor que tem 3 terminais, sendo a derivação central, um terminal para ser conectado ao gerador de sinal do transmissor. Dos terminais do indutor restantes, um é conectado ao terra e o outro compõe o circuito elétrico sintonizado (ver figura 38 no anexo1). Este indutor foi montado em duas configurações diferentes, para avaliar a qualidade do sinal demodulado de ECG em função do diâmetro do circuito LC da unidade base. A primeira, em uma estrutura cilíndrica de PVC (Polyvinyl Chloride) de 10 cm de diâmetro e 4 cm de comprimento, enrolada com 60 voltas de fio 30 AWG (0,255 mm) de diâmetro. A derivação central foi definida a 12 voltas do terminal arbitrado como o terra. A segunda configuração de montagem do indutor foi feita em uma estrutura cilíndrica de borracha de 35 cm de diâmetro e 1 cm de comprimento, enrolada com 27 voltas de fio 31 AWG (0,227 mm) de diâmetro. A derivação central foi definida a 7 voltas do terminal definido como o terra. O valor da indutância da derivação central foi baseada no modelo

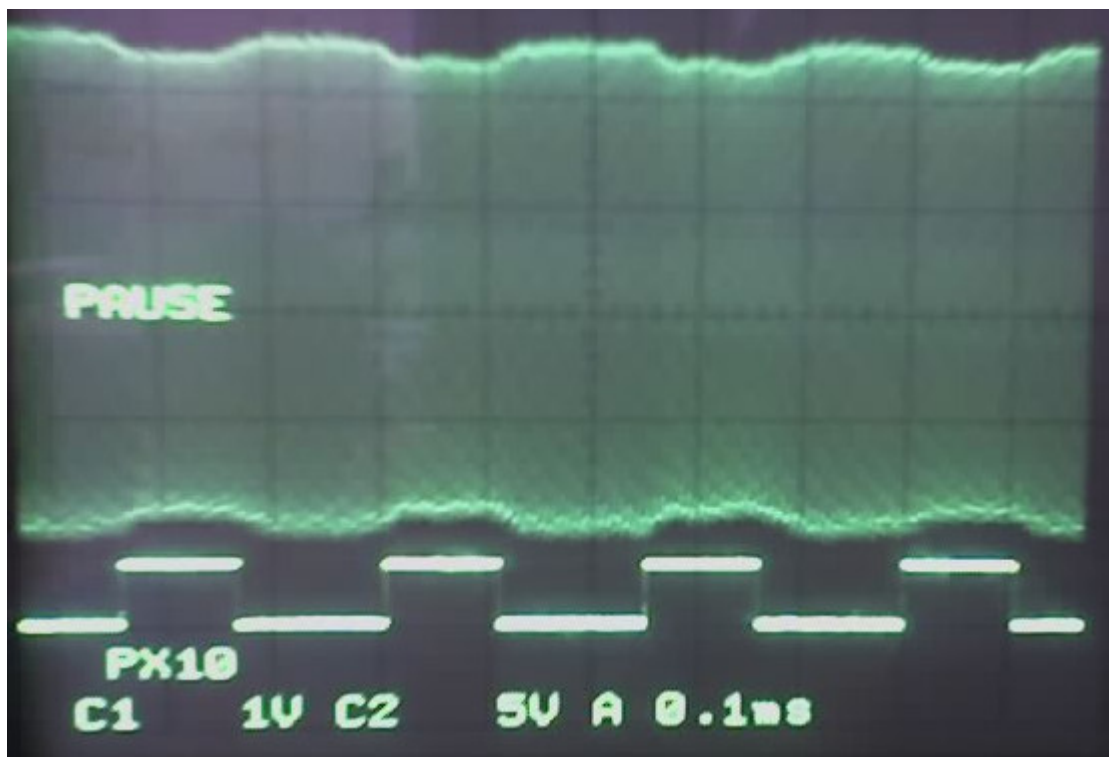
proposto por Towe (1986). Os diâmetros dos indutores foram considerados razoáveis para ficarem posicionados pelo lado de fora da câmara hiperbárica.

O bloco demodulador de AM contém um oscilador LC sintonizado em 1 kHz que recupera o sinal de FI (ver figura 38 no anexo 1). Este circuito elétrico é concebido a partir de transistor MOSFET de porta dupla. Como o transistor proposto por Towe (1986) não foi encontrado no mercado de componentes eletrônicos local, este dispositivo foi substituído pelo transistor MOSFET de porta dupla BF998, da Philips. O indutor do circuito LC sintonizado em 1 kHz foi montado em um toróide de 2 cm de diâmetro, com 25 voltas de fio 30 (0,255 mm).

O amplificador de FI foi realizado com o circuito integrado MC1350 da Motorola e para o demodulador de FM foi utilizado o circuito integrado LM565, da National. O filtro para a saída do demodulador e o amplificador de ECG foram realizados com o circuito integrado CA3140, da Intersil.

Os blocos que compõe a unidade base, menos a antena, foram montados em uma placa de circuito impresso com  $8 \times 10 \text{ cm}^2$ , com 1 cm de altura (ver figura 41 no anexo 2). A unidade base foi alimentada com uma fonte de alimentação de  $\pm 12 \text{ V}$  (consumo medido de 26 mA), obtidos através da fonte de alimentação modelo CC 3025, da empresa Ccson. O gerador de sinal senoidal utilizado para gerar a portadora de 400 kHz na unidade base, foi o modelo CFG253, da Tektronics.

A figura 34 mostra o sinal senoidal modulado de 400 kHz e o sinal de onda quadrada modulante de 1 kHz. Este sinal de 400 kHz foi obtido da antena de 35 cm de diâmetro da unidade base (pontos B1 e A1 da figura 38 no anexo 1) e o sinal de onda quadrada foi obtido no pino 3 do circuito integrado 7555 da unidade remota (pontos C e A da figura 37 no anexo 1).

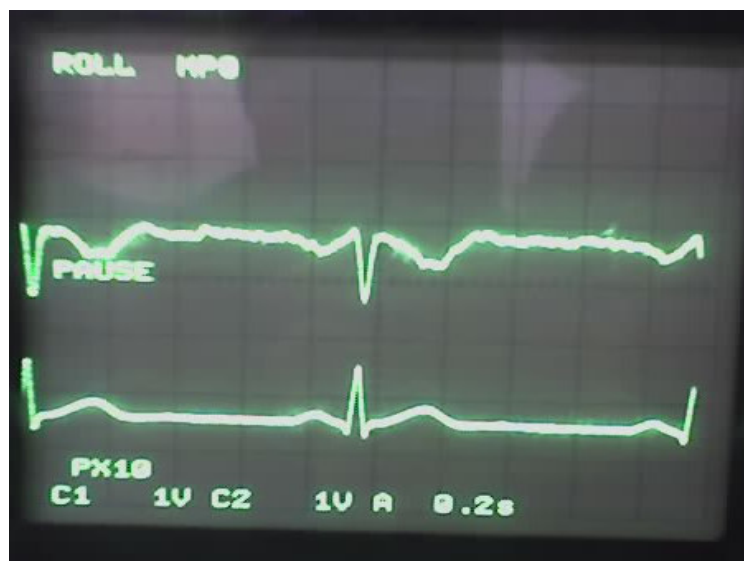


**Figura 34:** Sinal modulado de 400 kHz e o sinal modulante de 1 kHz

Observa-se na figura 34 que quando se tem o nível alto do sinal modulante, o circuito LC da unidade remota entra na ressonância do da unidade base, absorvendo a energia do campo eletromagnético e fazendo que haja uma pequena redução na amplitude do sinal de 400 kHz.

A figura 35 mostra respectivamente o sinal de ECG obtido na saída do amplificador da unidade base (pontos C1 e A1 da figura 38 no anexo 1) acoplada à antena ( $L2$ ) de 35 cm de diâmetro, e o sinal de ECG gerado pelo simulador de impulsos cardíacos (pontos B e A da figura 36 no anexo 1). Esta medição sintetiza o funcionamento geral de todo o sistema: (a) de aquisição de ECG; (b) amplificação de ECG na unidade remota; (c) modulação e demodulação de ECG na unidade base; (c) a amplificação final de ECG na unidade base para ser visualizado no osciloscópio, comprovando-se que o funcionamento do sistema.





**Figura 35:** Sinal de ECG demodulado na unidade base e sinal de ECG modulador da unidade remota.

### 5.3 CONCLUSÃO

Duas células fotovoltaicas de silício amorfo conectadas em série geraram uma tensão elétrica de  $\pm 2,35$  V e corrente elétrica de  $145 \mu\text{A}$ , necessárias para alimentar uma unidade remota de aquisição e modulação de ECG. Estas células fotovoltaicas foram iluminadas diretamente com 20 LEDs azuis e indiretamente, através de uma placa de acrílico transparente de 2,5 cm, que é utilizado em câmaras hiperbáricas. Os LEDs geraram energia elétrica suficiente para alimentar a unidade remota, até uma distância de 10 cm, sem que houvesse outra fonte de luz no ambiente de testes.

A unidade remota utilizou a técnica de telemetria passiva por absorção de modulação baseada no sistema proposto por Towe (1986). Este sistema foi reprojeto inserindo-se na etapa de aquisição de ECG o amplificador de instrumentação EL8170 e utilizando-se os filtros propostos por Towe (1986). Esta configuração permitiu a aquisição e modulação do ECG na unidade base.

A unidade base recuperou o sinal de 1 kHz modulado em frequência pelo ECG na portadora de 400 kHz e depois demodulou este sinal para recuperar o ECG. A recepção da portadora modulada na unidade base foi realizada com qualidade de sinal através de um indutor com 35 cm de diâmetro. A distância máxima da recepção do sinal foi de até 7 cm, que é uma distância maior que a espessura de 5,0 cm do acrílico transparente de uma câmara hiperbárica e menor que a distância máxima de 10 cm para iluminar as células fotovoltaicas com 20 LEDs azuis. As distâncias finais ainda não estão definidas e serão avaliadas em função do tipo de câmara hiperbárica a ser utilizada.

## CAPÍTULO 6

### CONCLUSÃO

#### 6.1 Comentários e conclusões

A oxigenoterapia é um procedimento terapêutico que é realizado em um câmara hiperbárica em 2,5 a 3 atm, com uma concentração de 100 % de oxigênio puro. Existirá o fogo dentro de uma câmara hiperbárica desde que existam os elementos que compõem o triângulo do fogo, isto é o oxigênio, o calor e a presença de uma material combustível.

A descarga eletrostática é a fonte de calor que causa o maior risco de incêndio dentro de uma câmara hiperbárica. Ela ocorrerá para uma tensão elétrica de aproximadamente 1,4 kV em um ambiente com uma concentração de 100 % de oxigênio e submetido a 3 atm, considerando-se a distância entre os condutores de eletricidade de 0,1 mm. Mesmo que ocorra uma descarga eletrostática dentro da câmara, ela só causará incêndio se houver dentro dela um material inflamável e que seja atingida a mínima energia de ignição deste material.

O algodão é o material permitido de maior flamabilidade dentro de uma câmara hiperbárica e segundo estudos realizados tem uma mínima energia de ignição de 0,53 mJ a 3 atm (WU *et al*, 2003; ATZENI e VEHN, 1999; FM APPROVALS, 2002). A presença de outros materiais inflamáveis dentro da câmara devem ser estudados caso a caso.

A máxima tensão elétrica no circuito da unidade remota será de 5,9 V, que é muito inferior à tensão elétrica de 1,4 kV, necessária para haver uma descarga eletrostática na câmara hiperbárica. Pode-se até somar todas as energias armazenadas nos capacitores do circuito, para uma tensão elétrica de 5,9 V sobre cada capacitor, que a energia acumulada seria de 17,515  $\mu$ J e mesmo assim está abaixo da ignição do algodão, que é de 0,53 mJ . Sabendo-se a tensão e a corrente elétrica consumida pelo circuito, pode-se saber a potência consumida e o calor gerado, ou seja 684  $\mu$ W (ou 0,14  $\mu$ W por  $\text{mm}^2$ ), que é algo que pode ser considerado insignificante quando comparado com o calor de 100 W (ou aproximadamente 555,6  $\mu$ W por  $\text{mm}^2$ ) do paciente dentro da câmara. Com tudo isto, pode-

se supor que este sistema é seguro para ser posicionado no interior de uma câmara hiperbárica.

Para se realizar medições de ECG do paciente dentro de uma câmara hiperbárica, deve-se considerar que este ambiente é hermeticamente fechado, não possui pontos de alimentação elétrica disponíveis internamente, que o equipamento de medição de ECG deve ter dimensões físicas reduzidas devido ao espaço interno reduzido da câmara e principalmente ter uma baixa circulação de energia, para que não haja o risco de incêndio ou descargas eletrostáticas entre as trilhas do circuito impresso que contém o circuito de aquisição de ECG. A técnica da biotelemetria passiva atende a estes requisitos e pode ser utilizada para realizar a aquisição, modulação e demodulação de sinais de ECG do paciente dentro de uma câmara hiperbárica tipo *monoplace*. Um circuito elétrico que utilize a técnica da biotelemetria passiva tem um baixíssimo consumo de energia e pode ser fotoalimentado através de células fotovoltaicas. Para gerar energia elétrica suficiente para alimentar este circuito dentro de uma câmara, deve-se considerar qual tecnologia de fabricação de célula fotovoltaica será utilizada nesta fotoalimentação, as propriedades óticas do acrílico transparente e do oxigênio.

As células fotovoltaicas de silício amorfo são indicadas para serem utilizadas em ambiente iluminado com luz artificial e necessitam de pelo menos 1000 lx de iluminação para gerar energia elétrica e a energia do fóton incidente deve ser igual ou maior que 1,7 eV. A iluminância de ambientes médicos de terapia está limitada por norma em 300 a 750 lx, o que indica que deve haver fora da câmara hiperbárica outra fonte pontual de iluminação sobre a célula fotovoltaica. Esta fonte pontual de iluminação, desenvolvida de forma prática, pode ser provida por LEDs de alto brilho. Para determinar a cor do LED que pode ser utilizado, deve-se levar em conta que o acrílico transparente da câmara é um polímero que transmite 80 a 93 % da luz incidente sobre ele, o oxigênio tem uma forte absorção da luz vermelha, infravermelha próxima e que o acrílico degrada-se com a luz infravermelha. Com exceção destes comprimentos de onda, todas as cores do espectro visível tem energia de fóton maior que 1,7 eV e podem ser utilizadas para gerar energia elétrica em células fotovoltaicas.

A iluminação pontual de LEDs sobre a célula fotovoltaica foi realizada inicialmente com LEDs de alto brilho de cor azul, com 3000 mcd de intensidade luminosa e a energia do fóton de 2,6563 eV ou laranja, com 7200 mcd e a energia do fóton é de 2,01 eV.

Primeiramente a célula fotovoltaica foi iluminada com LEDs azuis ou laranja, no mínimo a 6 cm de distância, considerando-se que a espessura da parede da câmara hiperbárica seria de 2,2 a 5,0 cm e que as propriedades óticas do acrílico transparente e do oxigênio dentro da câmara, não causariam significativamente a absorção de fótons incidentes sobre a célula fotovoltaica. Em todos os casos o LED azul gerou mais energia elétrica na célula fotovoltaica que o LED laranja. A partir desta observação foi definido que a iluminação pontual de LEDs sobre a célula seria realizada apenas com LEDs de cor azul. Uma célula fotovoltaica iluminada diretamente com 10 LEDs azuis a 6 cm de distância apresentou uma corrente elétrica de curto circuito de 1,44 mA e tensão elétrica de circuito aberto de 3,85 V. Entretanto não foi suficiente para fornecer duas alimentações simétricas à unidade remota. Duas células fotovoltaicas em série iluminadas diretamente com 20 LEDs azuis a 6 cm de distância apresentaram uma corrente elétrica de curto circuito de 1,25 mA e tensão elétrica de circuito aberto de 7,15 V, que possibilitou a alimentação da unidade remota até uma distância de 10 cm.

A unidade remota proposta por Towe (1986) foi reprojeta e montada em placa de circuito integrado de face simples com  $6 \times 8 \text{ cm}^2$  e 4 cm de altura, utilizando-se circuitos integrados de tecnologia atual tipo SMD com um circuito LC sintonizado em 400 kHz. A unidade remota realizou a aquisição e a amplificação dos sinais de ECG, gerados pelo simulador de ECG, através do amplificador de instrumentação EL8170 da Intersil. Obteve-se um sinal de ECG com uma relação sinal-ruído aceitável ( $>20 \text{ dB}$ ) no circuito de modulação e demodulação do sinal na unidade base, com a unidade remota trabalhando com uma tensão elétrica de  $\pm 1,5 \text{ V}$  e corrente elétrica de  $228 \mu\text{A}$ . Após este teste, circuito foi alimentado com duas células fotovoltaicas em série iluminadas diretamente com 20 LEDs azuis em 6 até 10 cm de distância, depois indiretamente através de uma placa de acrílico transparente de 2,5 cm de espessura, gerando-se uma tensão elétrica de  $\pm 2,35 \text{ V}$  e corrente elétrica de  $145 \mu\text{A}$ , quando alimentando a unidade remota. O comportamento elétrico da unidade remota alimentada com as células fotovoltaicas foi igual a quando era alimentado somente com pilhas. A vantagem da configuração de duas células fotovoltaicas

em série é que o ponto de referência da fonte de tensão e da unidade remota estão conectados diretamente na célula não havendo a necessidade de circuitos elétricos adicionais para tornar a fonte de tensão simétrica.

A unidade base de recepção do sinal de ECG, reprojeta baseada no sistema proposto por Towe (1986), foi montada em placa de circuito impresso de face simples com  $8 \times 10 \text{ cm}^2$  e 1 cm de altura, utilizando-se circuitos integrados de tecnologia atual. A unidade base trabalhou com a frequência de portadora de 400 kHz, alimentada eletricamente com uma fonte de tensão elétrica de  $\pm 12 \text{ V}$  e uma corrente elétrica de 26 mA. Obteve-se nesta unidade o sinal de ECG até 7 cm de distância da unidade remota no sentido axial entre as antenas. Esta distância de transmissão e recepção é maior que a espessura da parede da câmara hiperbárica de 5,0 cm e menor que a distância máxima da fotoalimentação da unidade remota de 10 cm.

A recepção do ECG na unidade base foi avaliada para dois diâmetros de antena da nesta unidade, de 10 cm e 35 cm, que seriam diâmetros apropriados para serem posicionados em ambiente hospitalar. O diâmetro da antena da unidade remota foi estabelecido em 4 cm. Para a distância de 7 cm entre a antena da unidade remota e da unidade base determinou-se que o coeficiente de acoplamento da antena de 10 cm de diâmetro para a antena da unidade remota foi de 0,081 e da antena de 35 cm de diâmetro foi de 0,205, o que permitiu uma melhor recepção de ECG na unidade base, já que este diâmetro estava mais próximo do otimizado no projeto.

De um modo geral, este trabalho verificou que a técnica da telemetria por absorção de modulação pode ser utilizada para realizar a aquisição e a recepção de ECG com baixo nível de ruído. Os circuitos elétricos que aplicaram esta técnica tiveram um baixo consumo de energia e puderam ser montados em circuito impresso de reduzidas dimensões físicas. Estas características permitem que o circuito elétrico de aquisição e modulação do ECG possa ser posicionado no interior de uma câmara hiperbárica, minimizando-se o risco da ignição de incêndio provocado por este circuito. O baixíssimo consumo de energia também permitiu que este circuito fosse alimentado eletricamente com células fotovoltaicas que eram iluminadas pontualmente por LEDs azuis posicionados externamente à câmara, que geravam a eletricidade na célula.

## 6.2 Trabalhos futuros

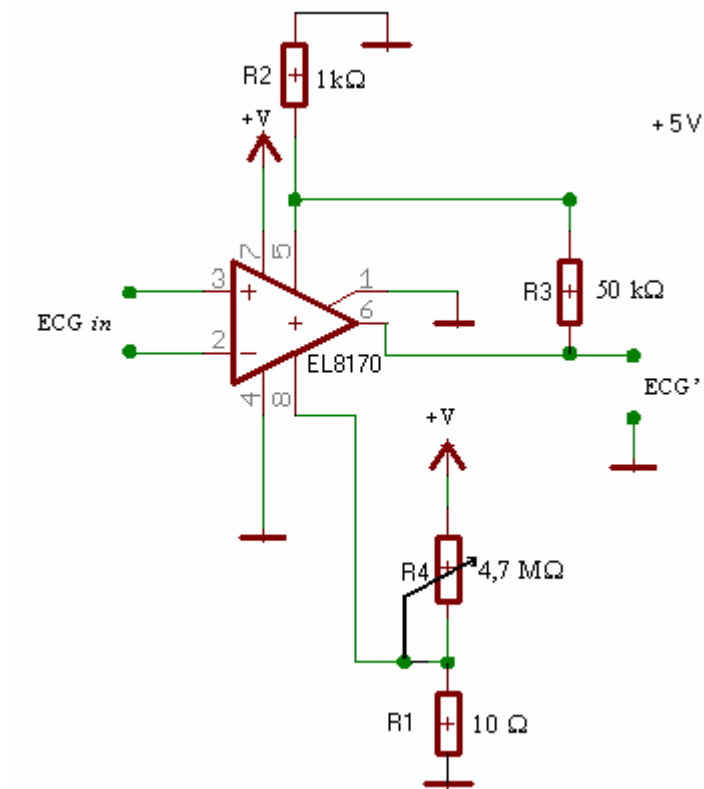
Alguns trabalhos futuros podem ser realizados para aperfeiçoar o trabalho desenvolvido. Dentre estes se pode citar: (a) estudar a iluminação da célula fotovoltaica com LEDs de alto brilho de maior intensidade luminosa e com outras cores e minimizar o espalhamento da luz dos LEDs sobre a célula, através de um aparato de convergência da luz sobre ela, além de analisar a melhor posição e ângulo para a célula ser fixada dentro da câmara hiperbárica e qual a forma de fixação; (b) buscar no mercado outros fabricantes ou tecnologias de conversão da luz em eletricidade através da fotoalimentação; (c) comparar a eficiência entre a conversão de luz em eletricidade pela célula fotovoltaica e a técnica da tensão induzida através de campo eletromagnético, para alimentar o circuito elétrico de aquisição de ECG dentro da câmara hiperbárica; (d) Pode-se definir um melhor local para se posicionar a unidade remota no paciente para realizar a aquisição de ECG na câmara hiperbárica e que tipo de material de eletrodos podem ser utilizados, levando em consideração a segurança contra riscos de incêndio ou explosão e (e) para melhorar a recepção do ECG na unidade base, além de experimentar diâmetros maiores das antenas da unidade remota e unidade base, pode-se utilizar um gerador de portadora com potência maior de transmissão.



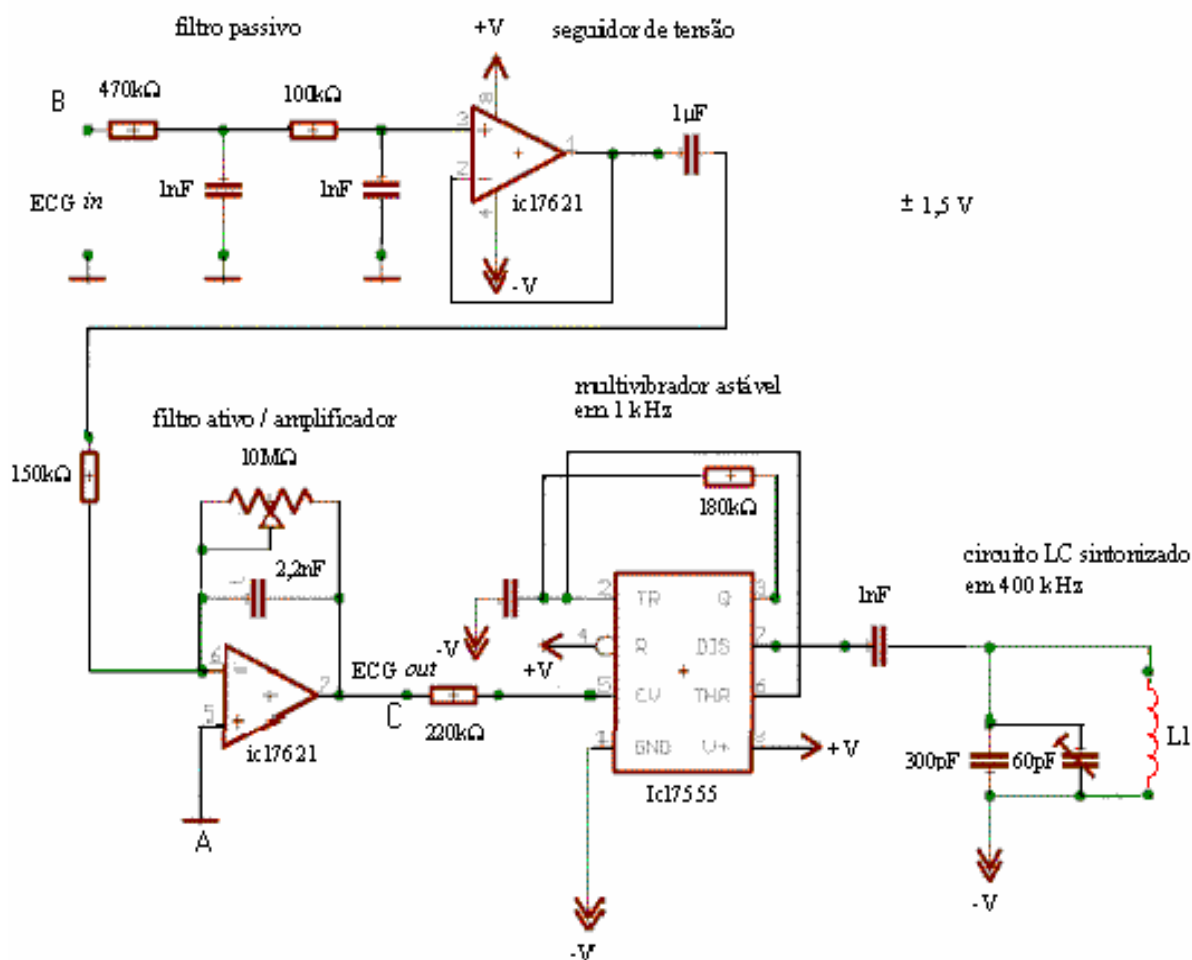


## ANEXO 1

## DIAGRAMAS ESQUEMÁTICOS



**Figura 36:** Diagrama esquemático para o amplificador de instrumentação



**Figura 37:** Diagrama esquemático da unidade remota proposta por Towe (1986). O sistema foi implementado sem o bloco seguidor de tensão.

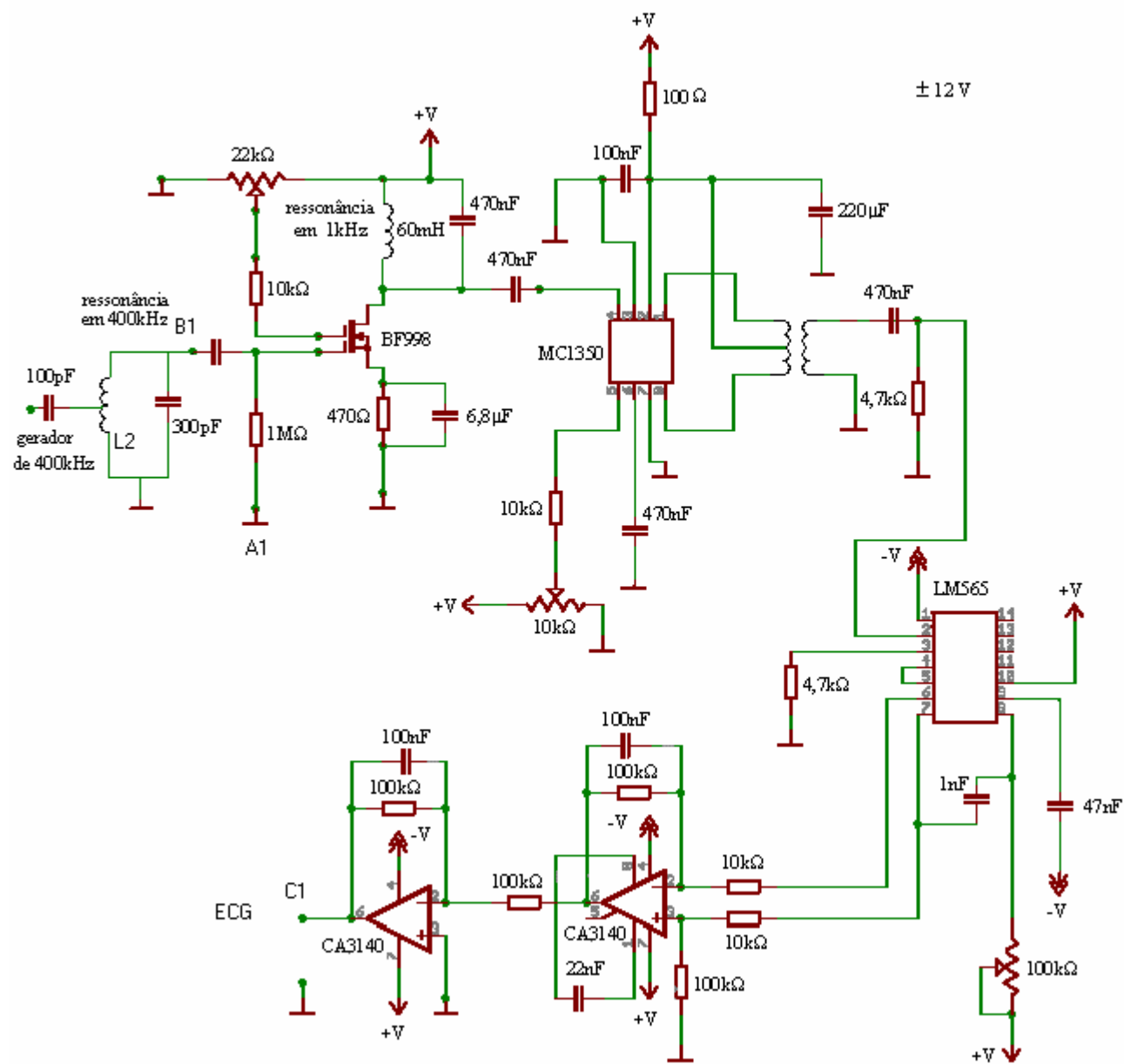
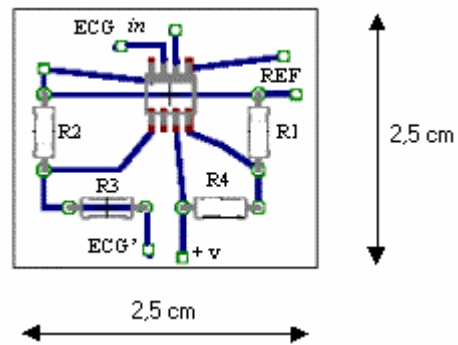


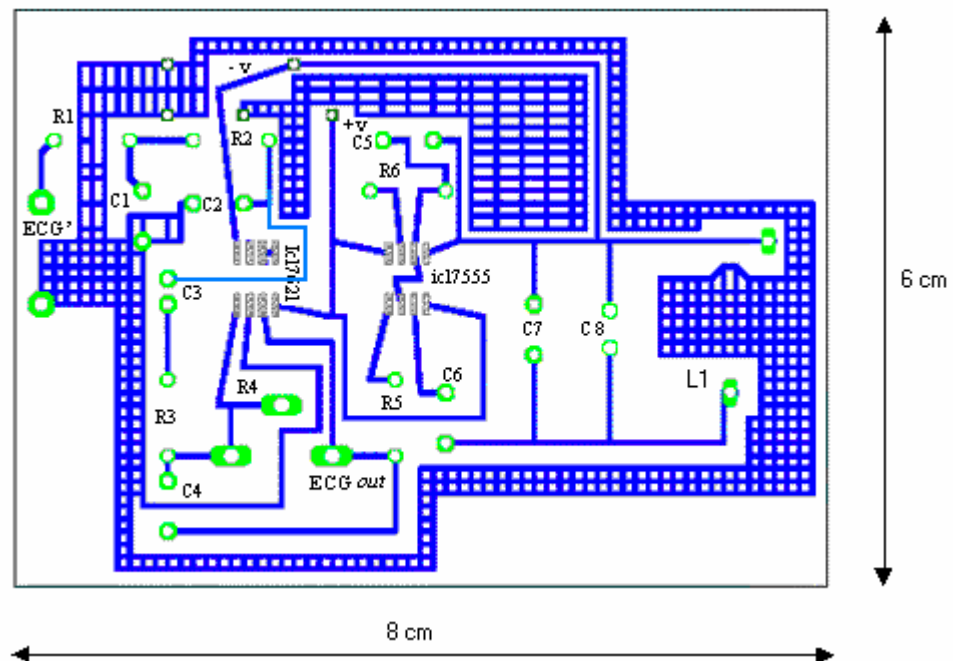
Figura 38: Diagrama esquemático da unidade base

## ANEXO 2

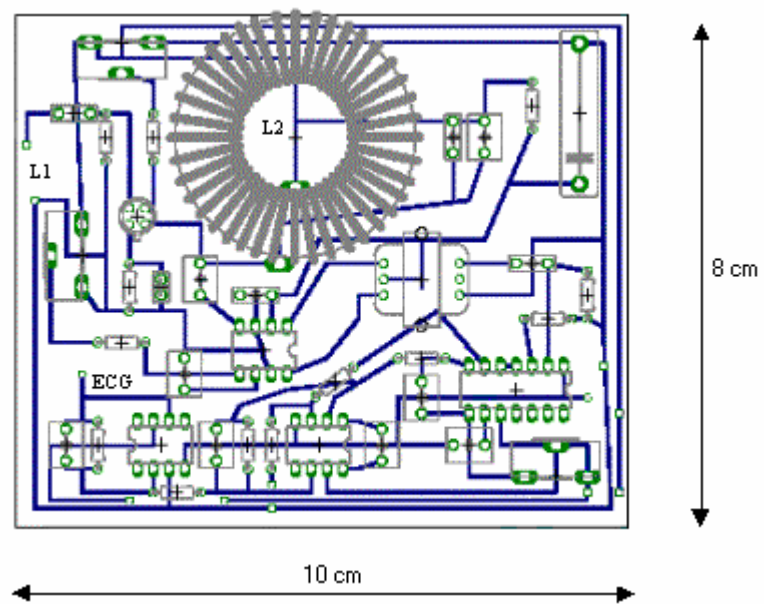
## PLACAS DE CIRCUITO IMPRESSO



**Figura 39:** Circuito impresso para o amplificador de instrumentação



**Figura 40:** Circuito impresso da unidade remota



**Figura 41:** Circuito impresso da unidade base

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

3DCAM. 2006. Acrylic optical property. Disponível em: <http://www.3d.cam.com/materials/acrylic.asp>. Acessado em 23/12/2006.

ABACHERLI, R., BRAUN, F., ZOU, LC., KRAEMER, M., FELBLINGER, J., SCHIMDT, HJ. Electrocardiogram on a chip: overview and first experiences of an electrocardiogram manufacturer of medium size. **Journal of Electrocardiology**, n. 39 (4), s36-s40, suppl. s, october, 2006.

AL-WAILI, N., BUTLER, G. J., BEALE, J., ABDULLAH, M., FINKESTEIN, M., MERROW, M., RIVERA, R., PETRILLO, R., CARREY, Z., LEE, B., ALLEN, M. Influences of hyperbaric oxygen on blood pressure, heart rate and blood glucose levels in patients with diabetes mellitus and hypertension. **Archives of Medical Research**, v. 37, p. 991-997, 2006.

ATZENI, S., VEHN, J. M. T. Comments on article a generalized scaling law for the ignition energy of inertial confinement fusion capsules. 1999. Disponível em: <http://epub.iaea.org/fusion/subscribe/41/apr/ms7135Atzeni/7135.html> - 9k. Acessado em 15/01/2007.

AXELSSON, M., DANG, Q., PITSILLIDES, K., MUNNS, S., HICKS, J., KASSAB, G. S. A novel, fully implantable, multichannel biotelemetry system for measurement of blood flow, pressure, ecg, and temperature. **Journal of applied Physiology**, n. 102, p. 1220-1228, november, 2006.

BOYLESTAD, R., NASHELSKY, L. **Dispositivos Eletrônicos e Teoria de Circuitos**, 6 ed. Rio de Janeiro: Prentice-Hall do Brasil, 1998.

BRYANT, J. PCB design issues. In: Analog Devices (Ed.), **OP AMP APPLICATIONS**, p. 7.46, 2002.

CAPES, J. P., TOMASZEWSKI, C. Propylaxis against middle ear barotrauma in us hyperbaric oxygen therapy centers. **American Journal of Emergency Medicine**, v. 14, n. 7, november, 1996.

CARLSON, D. E. Amorphous-silicon solar cell. **IEEE Transaction on Electron Devices**, v. 36, n. 12, december, 1989.

CONRATH, C. E., OPTHOF, T. Ventricular repolarization: an overview of (patho)physiology, sympathetic effects and genetic aspects. **Progress in Biophysics and Molecular Biology** **92**, p. 269–307, 2006.

COOSEMANS, J., HERMANS, B., PUERS, R. Integrating wireless ecg monitoring textiles. **Sensor and Actuators**, v. a130-131, p. 48-53, 2006.

CUTHBERTSON, C. M., CHRISTOPHI, C. Potential effects of hyperbaric oxygen therapy in acute pancreatitis. **ANZ Journal of Surgery**, v. 76, n. 7, p. 625, july, 2006.

DAWSON, T. W., STUCHLY, M. A., KAVET, R. Electric fields in the human body due to electrostatic discharges. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 51, n. 8, p. 1460-1468, august, 2004.

DOBREV, D. Two Electrode low supply voltage electrocardiogram signal amplifier. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 42, p. 272-276, 2004.

EIGA. Safety principles of high pressure oxygen systems. 1997. Disponível em: <http://www.eiga.be/catalogue/catalogue.asp?cat=3>. Acessado em 23/12/2006.



ELAYAN, I. M., AXLEY, M. J., PRASAD, P. V., AHLERS, S. T., AUKER, C. R. Effect of hyperbaric oxygen treatment on nitric oxide and oxygen free radicals in rat brain. **Journal of Neurophysiology**, n. 83, p. 2022-2029, 2000.

ESMOL SUBCOMMITTEE. Estimating the ignition hazard of 100% cotton clothing worn by transmission and distribution line workers. **IEEE Transactions on Power Delivery**, v. 16, n. 3, july, 2001.

FARIA, R. A., KRZYZANOVSKI, A., ABATTI, P. J. Sistema biotelemétrico de baixo consumo para aquisição de dados em ambiente hiperbárico. In: **Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, São Pedro, p. 1340-1343, outubro, 2006.

FERGUSON, J. C., MARTIN, C. J. A study of skin temperatures, sweat and loss for burned patients. **Clinical Physics and Physiological Measurement**, v.12, p.367-375, 1991.

FERREIRA, M. S., YANAGIHARA, J. I. Um modelo do sistema termorregulador do corpo humano: exposição a ambientes quentes. **SBEB- Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 15, n. 1-2, p. 87-96, janeiro-agosto, 1999.

FLESCHE, C. W., JALOWY, A., INSELMANN, G. Telemedicine in maritime environment- hightech with fine tradition. **Medizinische Klinik**, v. 99, n. 3, p. 163-168, march, 2004.

FM APPROVALS. Approval standard for intrinsically safe apparatus and associated Apparatus for use in class I, II, & III, division 1, and class I, zone 0 & 1 hazardous (classified) locations. 2002. Disponível em: <http://www.fmglobal/approvals/resources/approvalstandards/3610.pdf>

GIBSON, N. Electrostatic ignition risk in powder processing. **IEE Colloquium on Electrostatic Problems During Material Handling**, p. 1/1-1/2, february, 1994.

GODIK, E. E., GULYAEV, Y. V. Functional imaging of the human body: dynamic mapping of physical E-M fields signals a breakthrough in medical diagnostics. **IEEE Engineering in Medicine and Biology**, p. 21-29, december, 1991.

GREENE, N. R. Shedding light on the candela. **The Physics Teacher**, v. 4, n.7, p. 409-414, october, 2003.

GUYTON, A. C. **Tratado de Fisiologia Médica**. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A, p.123-134, 1986.

HALLIDAY, D., RESNICK, R. Potencial elétrico. **Eletromagnetismo**, Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos Editora Ltda, p.55-74, 1992.

HAYT, W. R., KEMMERLY, J. E. **Análise de Circuitos em Engenharia**, São Paulo: Editora McGraw-Hill Ltda, 1975.

HEYLEN, A. E. D. Sparking Formulae for very high-voltage paschen characteristics of gases. **IEEE Electrical Insulation Magazine**, v. 22, n. 3, p. 25-35, may/june, 2006.

IHA, N. Y. M. Laboratório de fotoquímica inorgânica & conversão de energia. 2006. Disponível em: <http://www.iq.usp.br/wwwdocentes/neydeiha/>. Acessado em 23/12/2006.

INMETRO. Sistema internacional de unidades. 2003. Disponível em: <http://www.inmetro.gov.br/infotec/publicacoes/Si.pdf>. Acessado em 23/12/2006.

JONASSEN, N. Explosions and static electricity. **Electrical Overstress/Electrostatic Discharge Symposium Proceedings**, p. 331-337, september, 1995.

KAMEDA, M., SAKAI, S., ISOMURA, M., SAYAMA, K., HISHIKAWA, Y., MATSUMI, S., HAKU, H., WAKISAKA, K., TANAKA, M., KIYAMA, S., NAKANO, S. Efficiency evaluation of a-si and c-si solar cells for outdoor use. **Conference Record of the Twenty Fifth IEEE Photovoltaic Specialists Conference**, p.1049-1052, may, 1996.

KHOOR, S., NIEBERL, K., FUGEDI, K., KAIL, E. Telemedicine ecg-telemetry with bluetooth technology. **IEEE Computers in Cardiology**, p. 585-588, september, 2001.

KITTIDACHACHAN, P., MARKVART, T., BAGNALL, D. Optimisation design and fabrication of high efficiency pn junction solar cell. 2003. Disponível em: <http://www.soton.ac.uk/ses/docs/pgconf2003/02.pdf>. Acessado em 23/12/2006.

KO, W. H., LIANG, S. P., FUNG, C. D. Design of radio-frequency powered coils for implanted instruments. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 15, p. 634-640, 1977.

LACERDA, E. P., SITNOVETER, F. L., LEITE, J. L., TREVISAN, M. A., MENDES, I. A. C. Atuação da enfermagem no tratamento com oxigenoterapia hiperbárica. **Revista Latino Americana de Enfermagem**, n. 14(1), p. 118-123, janeiro-fevereiro, 2006.

LEE, P., YU, S. Fire in hyperbaric chambers. 1999. Disponível em: <http://www.fire.org.uk/ife-agm/peterLSi.htm>. Acessado em 23/12/2006.

LILLEY, D. G. Fire causes and ignition. **IEEE Proceedings of the 31 st Intersociety Energy Conversion Engineering Conference**, v. 1, p. 85-90, august, 1996.

MALVINO, A. P. MOSFETs. **Eletronica**, Rio de Janeiro: Makron books do Brasil Limitada, v.1, p. 432-438, 1987.

MILLMAN, J., HALKIAS, C. C. **Eletrônica - Dispositivos e Circuitos**. São Paulo: McGraw-Hill do Brasil, v. 1, 1981.

MIMS, F. M. Does the association of spectral absorption bands in sunlight with the spectral response of photoreceptors in plants imply coincidence, adaptation or design?. **Progress in Complexity, Information and Design**, n.1, winter, 2002.

MORAES, J. C. T. B., RAMALHO, J. B., MOTA JUNIOR, E. C. Sistema para visualização remota de eletrocardiograma via celular. **Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, São Pedro, p. 1192-1193, outubro, 2006.

NARENDRAN, N. Requirements for solid-state lighting. **Conference on Lasers and Electro-Optics**, v. 1, p. 1, 2004.

NASA. Chapter5- oxygen. 2000. Disponível em: [http://www.smad-ext.grc.nasa.gov/gso/manual/chapter\\_05.pdf](http://www.smad-ext.grc.nasa.gov/gso/manual/chapter_05.pdf). Acessado em 23/12/2006.

NBR 5413. Iluminância de interiores. 1992. Disponível em: <http://www.abntnet.com.br>. Acessado em 23/12/2006.

NBR IEC 60601-1-1. Equipamento eletromédico – parte 1-1: prescrições gerais para segurança – norma colateral: prescrições de segurança para sistemas eletromédicos. 2004. Disponível em: <http://www.inmetro.gov.br/infotec/publicacoes/Si.pdf>. Acessado em 23/12/2006.

NEUKOMM, P. A., FURRER, D. Design rules for a weakly coupled inductive link avoiding the black hole in passive telemetry data transmission for an implantable sensor. In: **17th Conference of the International Society on Biotelemetry**, Brisbane, september, 2003.

NOLDE, W. E., ENGL, W. E. Integrated ecg-telemetry fm transmitter. **IEEE Journal of Solid-State Circuits**, v. sc-6, n. 3, june, 1971.

NORTH MED. Shogun. 2007. Disponível em: <http://www.northmed.com.br/takaoka/nestesia/nestes01.html> - 41k . Acessado em 15/01/2007.

OLIVEIRA, S. H. F. Dimensionamento de sistemas fotovoltaicos autônomos: Ênfase na eletrificação de residências de baixo consumo. **USP**, Departamento de Eletrotécnica, tese de mestrado, abril, 1997.

ORDIN, P. M., BROWN, W. J., BENS, F. J., PEDLEY, M., GRIFFIN, D., BRYAN, C. J., THOMAS, W. A., FRAZIER, W. R. Safety standard for oxygen and oxygen system. 1996. Disponível em: <http://www.brcompliance.com/NASA%20Oxygen%20Standard%201.pdf>. Acessado em 23/12/2006.

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.54th Electronic Components and Technology Conference**, v.1, p. 789-797, june, 2004.

PAULINO, W. R. **Biologia**, 6 ed. São Paulo: Editora Ática, 2000.

PELEG, M., LOPES, E. A. The treatment of osteoradionecrosis of mandibule: The case for hyperbaric oxygen and bone graft reconstruction. **Journal of Oral and Maxillo Facial Surgery**, v. 64, n. 6, p. 956-960, june, 2006.

PEREIRA, F. R., SOUZA, M. B. Iluminação. 2000. Disponível em: [http://www.labeee.ufsc.br/arquivos/publicacoes/apostila\\_iluminacao.pdf](http://www.labeee.ufsc.br/arquivos/publicacoes/apostila_iluminacao.pdf). Acessado em 23/12/2006.

PERTENCE, A. **Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos**, São Paulo: Editora Artmed Bookman, 2004.

PICHORIM, S. F., ABATTI, P. J. Transmissor com acionamento remoto utilizando apenas um transistor para unidades biotelemétricas implantáveis ou ingeríveis. **Caderno de Engenharia Biomédica –RBE/CEB**, v. 12, n. 3, p. 51-61, 1996.

PICHORIM, S. F., ABATTI, P. J. Design of coils for millimeter and submillimeter sized Biotelemetry. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 51, n. 8, august, 2004.

PICHORIM, S. F., ABATTI. Biotelemetric passive sensor injected within tendon for strain and elasticity measurement. **IEEE Transaction on Biomedical Engineering**, v. 53, n. 5, p. 921-925, may, 2006.

PINTO, R. C. Aula 4: Equipamentos de medição. 2004. Disponível em: [http://www.iee.usp.br/biblioteca/producao/2004/artigos%20de%%20Periodicos/rinaldo\\_aula4.pdf](http://www.iee.usp.br/biblioteca/producao/2004/artigos%20de%%20Periodicos/rinaldo_aula4.pdf). Acessado em: 23/12/2006.

POTTER, A. E., BAKER, B. R. Static electricity in the apollo spacegraft. 1969. Disponível em [http://www.ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/19700004167\\_1970004167.pdf](http://www.ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/19700004167_1970004167.pdf). Acessado em 23/12/2006.

PROKIÉ, D. A method for calibration of luxmeters with large measuring ranges. **Journal of Physics E: Scientific Instruments**, v. 12, may, 1979.

QUAGLIANO, J. V., VALLARINO, L. M. Oxigênio oxidação e redução ozônio. **Química**, Rio de Janeiro: Editora Guanabara Dois, p. 72-87, 1979.

ROCHA E SILVA JR., M. **Fisiologia da Circulação**. Editora Edart, p. 55-96, 1973.

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

SAJEEDA., KAISER, T. J. Passive telemetry readout system. **IEEE Sensor journal**, v. 6, n. 5, october, 2006.

SANYO. Amorphous solar cells. 2004. Disponível em: [http://www.sanyo.com/semiconductors/catalogs/SolarCells\\_EP120.pdf](http://www.sanyo.com/semiconductors/catalogs/SolarCells_EP120.pdf). Acessado em 23/12/2006.

SAUNDERS, P. J. Hyperbaric oxygen therapy in the management of carbon monoxide poisoning, osteoradionecrosis, burns, skin grafts and crush injury. **International Journal of Technology Assessment in Health Care**, v. 19, n. 3, p. 521-525, 2003.

SECHRIST. Sechrist monoplace hyperbaric chamber model 3200. Disponível em: [http://www.sechristind.com/chambers/prod\\_3200.htm](http://www.sechristind.com/chambers/prod_3200.htm). Acessado em 23/12/2006.

SHUR, M. S., ZUKAUSKAS, R. Solid-state lighting: toward illumination. **Proceedings of the IEEE**, v. 93, n. 10, p.1691-1703, october, 2005.

SILICONSOLAR. 2006. Photovoltaic solar cell. Disponível em: <http://www.siliconsolar.com/shop/catalog/Flexible-Solar-Panels-3V-4V-05-1282-p-14.html>. Acessado em 23/12/2006.

SOUZA, C. M., PICHORIM, S. F., ABATTI, P. J. Estudo de células fotovoltaicas para alimentação de circuitos elétricos de ecg em câmaras hiperbáricas. **Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, São Pedro, p. 1291-1294, outubro, 2006.

SPINELLI, E. M., MAYOSKY, M. A. Two-electrode biopotential measurements: power line interference analysis. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 52, n. 8, p. 1436-1442, august, 2005.

STROJNY, J. A. Some factors influencing electrostatic discharge from a human body. **Journal of Electrostatics**, n. 40-41, p. 547-552, 1997.

TALMAN, J. R., FLEISCHMAN, A. J. ROY, S. Orthogonal- coil rf probe for implantable passive sensors. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 53, n. 3, march, 2006.

TENNAKONE, K., KUMURA, G. R. R. A., KOTTEGODA, I.R. M., PERERA, V. P. S. An efficient dye sensitized photoelectrochemical solar cell made from oxide tin and zine. **Chemistry Community**, p. 15-16, 1999.

TIPLER, P. A. **Ótica e Física Moderna**, 3 ed. Rio de Janeiro: LTC Editora, v. 4, p. 182-185, 1995.

TOWE, B. C. Passive telemetry by frequency keying. **IEEE Transaction on Biomedical Engineering**, v. 33, n. 10, p. 905-909, october, 1986.

UHMS. Clinical hyperbaric facility accreditation manual. 2005. Disponível em: <http://www.uhms.org/ACCREDITATION/2005%20Accreditation%Manual.pdf>. Acessado em 23/12/2006.

UJIIE, K., IZUMI, T., YOKOYAMA, T., HANEYOSHI, T. Study on dynamic and static characteristics of photovoltaic cell. **IEEE Proceeding of the Power Conversion Conference**, v. 2, p. 810-815, april, 2002.

UTSUYAMA, N., YAMAGUCHI, H., OBARA, S., TANAKA, H., FUKUTA, S., NAKAHIRA, J., TANABE, S., BANDO, E., MIYAMOTO, H. Telemetry of human



electrocardiograms in aerial and aquatic environments. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 35, n. 10, p. 881-884, october, 1988.

VANDER, A., SHERMAN, J. H., LUCIANO, D.S. **Fisiologia humana**. Colômbia: MCGraw-Hill Latino Americana S.A, p. 175-178, 1978.

WEBSTER, J. G. **Medical instrumentation. Application and design**, 3. ed. New York: John Wiley & Sons, 1998.

WITTLER, M. Ignition caused by partial discharge. **Fifth International Conference on Electrical Safety in Hazardous Environments**, p. 93-97, april, 1994.

WU, Z., CHEN, Y., HU, X., LIU, S. Research on esd ignition hazard of textiles. *Journal of Electrostatics*, n. 57, p. 203-207, 2003.

YACHNIS, M., IANUZZI, A. P. Design: hyperbaric facilities. **Department of Defense of United States of América: Unified Facilities Criteria**, UFC 4-159-01N, january, 2004.

YATES, D. C., HOLMES, A. S., BURDETT, A. J. Optimal transmission frequency for ultralow-power short-range radio links. **IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers**, v. 51, n. 7, p. 1405-1413, july, 2004.

ZHOU, HY., HOU, KM., GINESTE, L., DE VAULX, C., PONSONNAILLE, J. A new system dedicated to a real-time arrhythmias tele-assistance and monitoring. **Journal of Universal Computer Science**, n. 12 (1), p. 30-44, 2006.

ZIAIE, B., NAJAFI, K., ANDERSON, D. J. A low-power miniature transmitter using a low-loss silicon platform for biotelemetry. **Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 5, p. 2221-2224, october, 1997.

**RESUMO:**

A oxigenoterapia é um procedimento terapêutico em que o paciente é submetido à pressão 2,5 a 3 vezes maior que a pressão atmosférica, respirando uma concentração de 100% de oxigênio em um ambiente hermeticamente fechado, denominado de câmara hiperbárica. O ECG é um procedimento básico que pode ser utilizado como guia de resposta à terapia hiperbárica. Um equipamento de medição do ECG posicionado no interior da câmara deve ter dimensões reduzidas devido ao espaço físico disponível neste interior. Também deve-se considerar a alta concentração de oxigênio e a alta pressão neste ambiente. Para se evitar o risco de faíscas elétricas e de incêndio, o sistema deve operar com baixíssimo nível de tensão, corrente e energia armazenada nos circuitos. A telemetria passiva permite a obtenção de ECG com baixa circulação de energia, pequenas dimensões físicas e uma boa qualidade de acoplamento entre a transmissão e a recepção com segurança ao ambiente médico. Este sistema de telemetria difere da telemetria convencional, pois a portadora do sinal modulado e a recepção de ECG demodulado podem ser posicionados fora da câmara hiperbárica. Dentro da câmara permanece apenas o circuito elétrico de aquisição e modulação do ECG. Ainda, devido ao baixo consumo de energia deste circuito, ele é fotoalimentado através de 2 células fotovoltaicas de silício amorfo iluminadas com 20 LEDs azuis. Os LEDs são posicionados fora da câmara, eliminando-se o uso de pilhas ou baterias no interior dela. A fotoalimentação e o sistema de telemetria passiva para aquisição de ECG alcançaram uma distância máxima de 10 cm e 7 cm, respectivamente. Outros resultados são apresentados e discutidos neste trabalho.

**PALAVRAS – CHAVE**

Câmara hiperbárica; oxigênio; descarga eletrostática; mínima energia de ignição; célula fotovoltaica; LEDs; telemetria passiva de ECG

**ÁREA DE CONHECIMENTO**

3.13.00.00 – 6 Engenharia Biomédica

2007

Nº: 452

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)