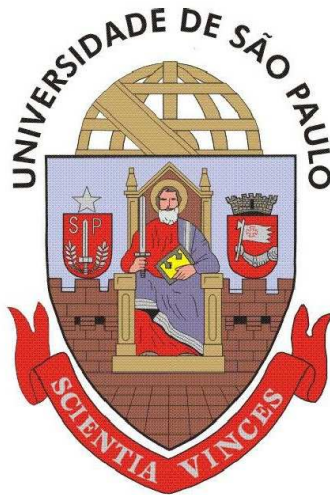


UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA



Título: **Desenvolvimento de um Circuito Sensor
Analógico para um Oxímetro não Invasivo**

Aluno: **Patrícia Marie Bracciali Kikuthi**

Orientador: Prof. Dr. **Carlos Dias Maciel**

São Carlos

2012

PATRÍCIA MARIE BRACCIALI KIKUTHI

**DESENVOLVIMENTO DE UM
CIRCUITO SENSOR ANALÓGICO PARA
UM OXÍMETRO NÃO INVASIVO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Es-
cola de Engenharia de São Carlos, da Universidade
de São Paulo

Curso de Engenharia Elétrica com ênfase em
Eletrônica

ORIENTADOR: Carlos Dias Maciel

São Carlos

2012

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTES TRABALHOS, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP

K47d Kikuthi, Patrícia Marie Bracciali
Desenvolvimento de um circuito sensor analógico para
um oxímetro não invasivo. / Patrícia Marie Bracciali
Kikuthi. Orientador Carlos Dias Maciel; -- São Carlos,
2012.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com
ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São
Carlos da Universidade de São Paulo, 2012.

1. Bioengenharia. 2. Oxímetro. 3. Oxigênio saturado.
4. Instrumentação médica. 5. Ondas. 6. Circulação
extracorpórea. I. Título.

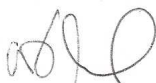
FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Patrícia Marie Bracciali Kikuthi

Título: "Desenvolvimento de um Circuito Sensor Analógico para um Oxímetro não Invasivo"

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 26 / 06 / 2012,

com NOTA dez (10 , 0), pela comissão julgadora:



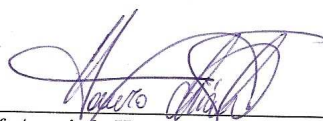
Prof. Associado Carlos Dias Maciel (Orientador) - EESC/USP



Prof. M. Sc. Wagner Endo - UTFPR



M. Sc. Jen John Lee - EESC/USP



Prof. Associado Homero Schiabel
Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica
EESC/USP

Dedicatória

Dedico este trabalho à minha querida tia, Cleonice Fátima Bracciali, por ter plantado em mim uma semente de lógica e amor às ciências, e por tê-la cultivado sempre. Por todas as lições, correções e paciência - obrigada.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente aos meus pais, Sônia Aparecida Bracciali Kikuthi e Olímpio Massaaki Kikuthi, pelo amor, dedicação e respeito que sempre dispensaram comigo durante todos os anos de minha vida.

Agradeço também aos meus avós pelo carinho e pela sabedoria dos ensinamentos mais difíceis que puderam me passar.

Aos professores Edson Gesualdo, pela idéia do trabalho e a intenção de realizá-lo comigo, e Carlos Dias Maciel, por ter arriscado de bom grado aceitar a orientação deste trabalho que lhe apareceu subitamente.

Aos técnicos de laboratório Alessandro Rodrigo Locatti, César Domingues e Rosenberg Julio da Silva por todos os componentes e conhecimento emprestados.

Aos meus colegas de classe, que por mais apavorantes fossem as matérias e professores, nunca deixaram de me ajudar e incentivar para que eu continuassem nessa luta. Obrigada Pumba, Murilo, Bahia, Anna, Castanha, Teuso, Gaspar e todos os outros, pois a lista é imensa.

À minha melhor amiga Letícia, pela casa, colo e conselhos, que sem os quais não teria sobrevivido.

Sou uma pessoa melhor por todos eles.

Resumo

A área da medicina enfrenta alguns problemas para monitorar sinais vitais de pacientes em estado delicado, e que este monitoramento deve ser feito de maneira eficaz e confiável, a bioengenharia encontrou um espaço amplo para seu desenvolvimento neste ramo. Os dispositivos desenvolvidos devem ser os mais precisos possíveis e minimizar o desconforto e invasão, uma vez que esses pacientes encontram-se em uma situação que o menor distúrbio de contaminação pode desencadear uma piora em seus quadros. Este trabalho tem por objetivo utilizar de teorias da engenharia biomédica para desenvolver um protótipo físico de sensor de oxímetro digital não invasivo para monitorar a saturação de oxigênio em máquinas de circulação extracorpórea com técnicas aprendidas durante o curso de graduação de engenharia elétrica. Sobre esse assunto, é abordada também uma técnica de medição por comprimento de onda utilizando absorção de tecido epidérmico e sangue para calcular o nível de oxigênio saturado (SaO_2). O dispositivo está dividido de maneira a facilitar o entendimento e desenvolvimento modular das partes. O sensor é dividido em módulos de emissão de luz e recepção, tratamento do sinal e módulo de cálculo, para que a saída do sensor seja uma grandeza mensurável e qualitativa para o cálculo da oxigenação do sangue.

Palavras-chave. bioengenharia, oxímetro, oxigênio saturado, instrumentação médica, ondas, circulação extracorpórea.

Abstract

In view of problems that medical field faces to monitor vital signs of delicate patients, and that this monitoring should be done efficiently and reliably, bioengineering found ample space for development in this field. The developed devices should be as accurate as possible and the least invasive or uncomfortable, since these patients are in a situation that the slightest disturbance of contamination can trigger a decrease in his conditions. This work aims to use the theories of bioengineering to develop a physical prototype digital noninvasive sensor of oximetry to monitor oxygen saturation in machines with cardiopulmonary bypass using techniques learned during the undergraduate course in electrical engineering. On this subject, is also approach a measurement technique per wavelength absorption of epidermal tissue and blood to calculate the level of oxygen saturation (SaO_2). The device is divided in order to facilitate the understanding and modular development of parts. The sensor is divided into modules of light emission and reception, signal processing and module calculation, so that the sensor output is a quantity and quality measurable for the calculus of the blood oxygenation.

Keywords. bioengineering, oximeter, saturated oxygen, medical instrumentation, waves, cardiopulmonary bypass.

Sumário

1	Introdução	1
2	Revisão Teórica	4
2.1	Histórico	4
2.2	Absorção de Radiação	5
2.3	Princípios da Oximetria	6
2.4	Oximetria de Pulso	8
2.5	Circulação Extracorpórea	10
2.6	Projeto de Hardware	11
2.6.1	Sensores	11
2.6.2	Amplificadores Operacionais	12
2.6.3	Filtro Ativo	13
2.6.4	Sample and Hold	15
3	Materiais e Métodos	16
3.1	Fontes de alimentação	16
3.2	Instrumentos de Medida	16
3.3	Hardware	16
3.3.1	Circuito Emissor	17
3.3.2	Circuito Receptor	19
3.3.3	Controle	20

3.3.4	Amplificador	21
3.3.5	Uso do Sample and Hold	21
3.3.6	Amplificador de Diferença	23
4	Resultados	24
5	Conclusão e Sugestões	34
A	Diagrama Elétrico	36
B	Bill of Materials	37
	Referências Bibliográficas	38

Lista de Figuras

2.1	Curva de absorção de espectro de Hb e HbO_2 [6]	6
2.2	Curva de variação de SaO_2 em relação a pO_2 [7]	7
2.3	Incidência de luz em uma artéria	8
2.4	Transmissão de luz através do dedo quando a atenuação da luz é causada pelo sangue arterial, venoso e tecidos [8]	10
2.5	Modelo de filtro passa-baixa [13]	14
2.6	Modelo de filtro passa-alta [13]	14
2.7	Modelo geral de filtros [13]	14
2.8	Esquemático elétrico de um Sample and Hold	15
3.1	Diagrama de blocos	17
3.2	Driver de acionamento do LED infravermelho feito no simulador	18
3.3	Driver de acionamento do LED vermelho feito no simulador	18
3.4	Gráfico de resposta do PDB-C158 nas faixas de onda requeridas [15]	19
3.5	Configuração do fotodiodo no modo foto-voltaico	20
3.6	Modelo de circuito indicado pelo fabricante para modulação de pulso [14]	21
3.7	Amplificador não-inversor	22
3.8	Diagrama funcional do fabricante com o capacitor de <i>hold</i> conectado [16]	22
3.9	Configuração do amplificador de diferença com ganho	23
4.1	Sinal de saída do LM555 amostrado no osciloscópio	24

4.2	Montagem do LM555 na <i>protoboard</i>	25
4.3	Tensão no coletor dos transistores de acionamento do <i>driver</i> de cada LED .	25
4.4	Configuração final do projeto na <i>protoboard</i>	26
4.5	Disposição na <i>protoboard</i> dos LEDs em relação ao fotodiodo	27
4.6	Válvula da máquina de circulação extracorpórea	27
4.7	Saída do amplificador do fotodiodo com ambos LEDs ligados	28
4.8	Saída do amplificador do fotodiodo sem o sinal do LED vermelho	28
4.9	Saída do amplificador do fotodiodo sem o sinal do LED infravermelho . . .	29
4.10	Saída do amplificador do fotodiodo e saída do amplificador de ganho de 1,57 V/V	29
4.11	Montagem na <i>protoboard</i> do amplificador	30
4.12	Onda de controle dos <i>Sample and Hold</i>	30
4.13	Sinal de acionamento do LED vermelho e sinal de controle do S&H vermelho	31
4.14	Sinal de acionamento do LED infravermelho e sinal de controle do S&H infravermelho	31
4.15	Saída dos dois S&H - Vermelho é o superior e Infravermelho é inferior . . .	32
4.16	Montagem dos <i>Sample and Hold</i> na <i>protoboard</i>	32
4.17	Onda de saída final sem interferência	33
4.18	Onda de saída final com interferência biológica	33
A.1	Diagrama elétrico do circuito sensor	36

Capítulo 1

Introdução

Oximetria de pulso é sem dúvida uma das maiores invenções no campo da medicina, pois permite monitorar ininterruptamente a saturação da hemoglobina (pigmento vermelho dos glóbulos do sangue, proteína composta de hematina e globina) no sangue de um paciente, sem ter a necessidade de perfuração da pele e reduzindo a possibilidade de um contágio infeccioso. A hemoglobina combina-se com o oxigênio formando a oxiemoglobina, que é a forma capaz de transportar oxigênio. Conhecida a relação de hemoglobinas e oxiemoglobinas no sangue é possível a determinação da saturação percentual de oxigênio, a SPO_2 . A oximetria é tipicamente usada para medir várias características do fluxo sanguíneo incluindo, mas não limitando, a saturação de oxigênio de hemoglobina no sangue arterial, o volume da pulsação individual de sangue fornecido ao tecido, e a taxa de pulsação de sangue correspondente a cada batimento cardíaco do paciente [1].

Para pacientes com riscos de falhas respiratórias, é importante monitorar o quão bem o sangue arterial está sendo oxigenado, ou seja, deseja-se ter uma medida da eficiência do trabalho realizado pelos pulmões. Infere-se daí, uma grande aplicação para o oxímetro que, aliado ao apoio de especialistas com uma forte base teórica, pode fornecer essas informações de maneira bastante segura e eficaz. Outra aplicação deste equipamento é no monitoramento pulmonar de adultos enfermos e na investigação de distúrbios no sono. A técnica de monitoramento do índice de oxigênio no sangue já é dominada e bem difundida, sendo comum o seu uso em clínicas durante anestésias e casos de tratamento intensivo. O oxímetro de pulso possui uma gama enorme de utilização, a saber, centros cirúrgicos, unidades de terapia intensiva, centros de recuperação pós-anestésica, centros

obstétricos, enfim, qualquer local onde exista a necessidade de se saber como está o desempenho do sistema respiratório do paciente quando estiver sob efeitos de anestésicos ou com enfermidades no trato respiratório [2].

Na prática clínica, a porcentagem de oxigênio saturado no sangue é de grande importância, como monitorar o sangue arterial oxigenado em pacientes com falhas respiratórias, com informação segura e eficaz. Essa saturação sendo uma bio-constante é uma indicação do desempenho da mais importante função cardiorrespiratória. Ela é mantida a um valor bastante constante dentro de uma porcentagem de um organismo saudável. As principais aplicações da área da oximetria é o diagnóstico de anomalias cardíacas e vasculares; tratamento de anoxia (falta de oxigenação no cérebro) pós-operatória e alterações pulmonares. Também a maior preocupação durante a anestesia é a prevenção de hipoxemia de tecidos (estado de baixo teor de oxigênio nos tecidos orgânicos cuja ocorrência é atribuída a diversos fatores), necessitando de informação direta e imediata sobre o nível de oxigenação dos tecidos. Oximetria é agora considerada o padrão de cuidado em anestologia e teve uma significativa redução de morte por anestesia cardíaca [3].

Tem-se também a aplicação em pacientes com um quadro clínico mais crítico. Pacientes que estão em cirurgia cardíaca precisam ser constantemente monitorados para que não haja nenhuma complicação inesperada. Em cirurgias de peito aberto, o sangue é desviado do coração por uma bomba que faz o papel do coração, pulmões e rins. Essa bomba recebe o sangue venoso, retira bolhas de ar utilizando um sistema de desborbulhador, oxigena artificialmente para tornar o sangue arterial, esquentando esse sangue na temperatura corpórea e antes de retornar ao corpo ele é filtrado para retirar o acúmulo de impurezas. Nesse cenário o oxímetro tem sua função mais delicada, pois o paciente está sujeito a sensíveis mudanças e a menor delas pode ser fatal.

Com a modernização da tecnologia empregada nas cirurgias, vêm também um maior rigor no monitoramento das características clínicas do paciente, e como já descrito o oxigênio é uma das mais importantes. Novas normas para a fabricação e utilização de máquinas de circulação extracorpórea estão sendo discutidas, e entre essas consta uma monitoração do oxigênio no sangue externo, além do que está no próprio paciente, sendo assim oxímetros especializados nesse tipo de medição devem ser desenvolvidos ou adaptados. Esses dispositivos devem ser descartáveis, pois entram em contato direto com o sangue ou estão acoplados a máquinas de circulação extracorpórea que o fazem, e assim são descartados

juntamente com as máquinas.

Esse trabalho visa desenvolver um dispositivo que supra essa necessidade de ser descartável, e para isso deve ter acima de tudo um custo suficientemente baixo. O preço do dispositivo impacta significativamente em sua utilização, e é o principal fator para a escolha do tipo de projeto. Um equipamento que usa qualquer tipo de microcontrolador é naturalmente mais caro, pois envolve engenharia de *software* e manutenção de código, além do próprio preço do componente, e esse tipo de custo não interessa para um produto que tem uma vida útil de somente um uso. Nesse caso é mais atraente construir um dispositivo que seja inteiramente analógico, removendo assim o fator de manutenção de *software*.

Capítulo 2

Revisão Teórica

2.1 Histórico

Foram desenvolvidos vários processos para medir a oxihemoglobina. O primeiro dispositivo para medir o oxigênio saturado no sangue por meio de luminosidade através dos tecidos foi feito em 1935 por Carl Matthes. O dispositivo usava dois comprimentos de onda tais que um era sensível a alteração de saturação na hemoglobina e outro era para compensar a intensidade da luz, espessura do tecido e teor de hemoglobina. Esse aparelho possuía limitações como, por exemplo, ser difícil de calibrar e os valores absolutos não poderem ser medidos. Em 1940, J. R. Squire desenvolveu uma técnica de calibração de compressão de tecido para eliminar o sangue. Essa técnica foi incorporada, mais tarde à primeira geração de oxímetros de pulso utilizados em salas de cirurgias.

O termo “oxímetro” foi cunhado por Glen Milikan no início dos anos 40, para descrever um *plug* de orelha usado para detectar na aviação no que se refere a problemas de grande altitude hipóxicas. Posteriormente, aparelhos semelhantes foram utilizados em salas de anestésias para detectar quadros de dessaturação arterial em pacientes cirúrgicos, mas ainda existia o problema de calibração do aparelho, pois era necessário adivinhar a saturação normal para cada paciente, bem como a espessura da orelha.

Em uma das tentativas de resolver esse impasse, Earl Madeira acrescentou uma mangueira pneumática para medir o aumento da luz quando a orelha fosse branqueada. Outro avanço veio em 1964, com o cirurgião Robert Shaw, que construiu o primeiro oxímetro auto-calibrador de orelha, que foi comercializado pela Hewlett Packard (HP) em 1970

para o uso, em laboratórios de cateterismo, em fisiologia e cardíaca.

A grande solução para o problema de calibração veio no ano de 1972, pois até então, para isolar o sangue arterial era feita a compressão e aquecimento do lóbulo da orelha para remover os sinais de veias venosas e capilares, porém esse procedimento muitas vezes provocava queimadura. Takuo Aoyogi, no Kohden Nichon Corp., trabalhou com um monitor de saída de corante de diluição cardíaca, utilizando um densímetro de orelha, e percebeu que as curvas de saída eram modificadas por variações pulsáteis, e na tentativa de eliminar essa variação descobriu que a relação de absorção dessas pulsações em diferentes comprimentos de onda varia com a saturação de oxigênio, assim ele pôde minimizar a componente pulsátil equilibrando o sinal de luz vermelha com um sinal de luz infravermelha, onde o corante não tinha absorção. Como essa compensação foi dependente da saturação de oxigênio, foi incorporado à técnica de redução de ruído em seu sinal para medir o oxigênio saturado [4].

O verdadeiro avanço veio na década de 1980 com uma nova geração de instrumentos e sensores que eram menores em tamanho, mais fácil de usar, e de mais baixo custo. Com a invenção do diodo emissor de luz (LED), detectores foto sensíveis e microprocessadores mais poderosos, a técnica foi aperfeiçoada e os oxímetros de pulso foram introduzidos massivamente na prática clínica. Estes novos instrumentos utilizavam um princípio um pouco diferente da antiga, tecnologia puramente empírica de Múltiplos Comprimentos de Onda. Em vez de usar os valores de absorção constantes em oito diferentes linhas espectrais medidos através lóbulo da orelha, os novos oxímetros de pulso fizeram uso do componente pulsátil de sangue arterial gerado pelo batimento cardíaco em apenas duas linhas espectrais. A luz necessária foi facilmente gerada por dois LEDs com controle de comprimentos de onda. LEDs pequenos e fotodiodos tornaram possível montar os componentes ópticos diretamente sobre o sensor aplicado para o paciente, evitando a necessidade de desajeitados feixes de fibra óptica [5].

2.2 Absorção de Radiação

Partindo do princípio que o oxímetro funciona com base na diferença de absorção no sangue entre dois comprimentos de onda, deve-se então utilizar ao menos dois comprimentos de ondas distintos, para poder determinar a porcentagem de absorção da hemoglobina.

Foram avaliados alguns critérios na escolha quantitativa do comprimento de onda necessário para a construção do protótipo que se vai trabalhar. Como principal, tem-se a chamada curva de absorção de espectro de Hb e HbO_2 (figura 2.1). Nota-se, pela figura, que a faixa de absorção de radiação que varia nos comprimento de onda desde 660nm a 940nm é muito menor do que o restante da faixa, então a escolha dos dois pontos dentro desse *range* permite que se obtenha maior qualidade do sinal recebido em decorrência dos seus maiores níveis de tensão quando da recepção.

Pode-se perceber também que as moléculas HbO_2 e Hb têm nesta faixa de frequências (660nm a 940nm) valores bem distintos de absorção, o que facilita assim, o processo de determinação da oxigenação do sangue (que é baseado nas diferenças de absorção dessas moléculas).

Ainda pode-se avaliar que essa faixa de comprimento não é facilmente absorvido pela pele e pelos tecidos (como o azul, verde e amarelo) e nem pela água (como o infravermelho longo), dessa maneira limita-se a faixa de operação ao vermelho e infravermelho próximos, como os descritos anteriormente. Essa facilidade de escolha também se aplica a grande variedade de LEDs disponíveis no mercado e de baixo custo, nessa faixa de comprimento de onda.

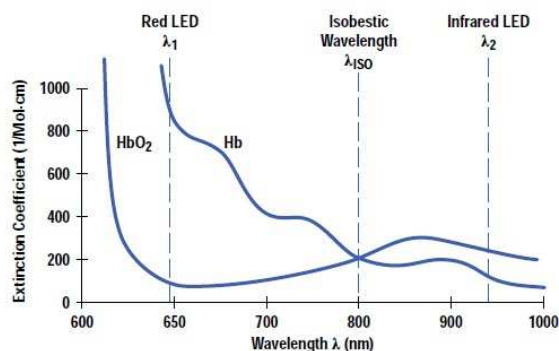


Figura 2.1: Curva de absorção de espectro de Hb e HbO_2 [6]

2.3 Princípios da Oximetria

Oximetria refere-se à determinação da porcentagem de oxigênio saturado na circulação de sangue arterial. Por definição tem-se

$$SaO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]}, \quad (2.1)$$

onde $[SaO_2]$ refere-se à saturação de oxigênio, $[HbO_2]$ refere-se à concentração de hemoglobina oxigenada e $[Hb]$ é a concentração de hemoglobina desoxigenada.

O plasma (parte líquida do sangue) é um pobre portador de oxigênio. À pressão disponível, somente 0,3ml de oxigênio pode ser dissolvido em 100ml de plasma, o que é insuficiente para as necessidades do corpo. As células vermelhas do sangue contêm hemoglobinas que podem combinar com um grande volume de oxigênio tão rápido que logo se tornam 97% saturado, formando um composto chamado oxihemoglobina. A atual quantidade de oxigênio com que a hemoglobina combina depende da pressão parcial de oxigênio. A quantidade total de oxigênio ligado a hemoglobina em uma artéria sanguínea normal é aproximadamente 19,4ml por cento em uma pO_2 de 95mmHg (figura 2.2). Ao passar através de tecidos capilares, essa quantidade é reduzida para 14,4ml por cento em uma pO_2 de 40mmHg. Assim, sob condições normais, durante cada ciclo através dos vasos, cerca de 5ml de oxigênio é consumido pelo tecido de cada 100ml de sangue que passa por tecidos capilares. Então, quando o sangue retorna aos pulmões, aproximadamente 5ml de oxigênio se difundem dos alvéolos para o sangue e este retorna a ter uma saturação de 97%.

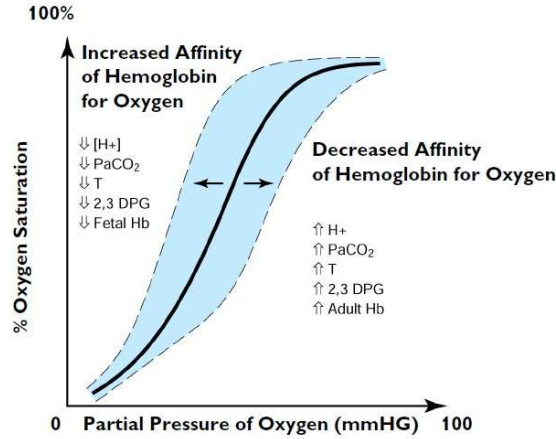


Figura 2.2: Curva de variação de SaO_2 em relação a pO_2 [7]

2.4 Oximetria de Pulso

Oximetria de pulso é baseada no conceito de que a determinação da saturação do oxigênio do sangue pode ser feita usando dois comprimentos de onda, desde que a medição seja feita na parte pulsátil da forma de onda. Os dois comprimentos de onda assumem que somente dois absorvedores estão presente: a oxiehemoglobina (HbO_2) e a hemoglobina reduzida (Hb). Essas observações, provenientes de experiência, são baseadas em

1. Luz passando através da orelha ou dedo será absorvida por pigmentação de pele, tecidos, cartilagem, ossos, sangue arterial, sangue venoso.
2. A absorção é aditiva e obedece a lei de *Beer-Lambert*:

$$A = -\log(T) = -\log\left(\frac{I}{I_{in}}\right) = eDC, \quad (2.2)$$

onde I e I_{in} são as intensidades de luz transmitida e recebida, respectivamente. e é o coeficiente de extinção, D é a profundidade da camada de absorção e C é a concentração.

3. A maioria dos absorventes são fixos e não variam com o tempo. Mesmo o estado metabólico constante do sangue subcapilar e veias é constante em composição e fluxo, ao menos em curtos períodos de tempo.
4. Somente o sangue que flui nas artérias é pulsátil.

Utilizando a equação (2.2) mede-se a intensidade do feixe de luz transmitido através da ponta do dedo (ou lóbulo da orelha) em dois diferentes comprimentos de onda, no presente caso, no vermelho e o outro próximo ao infravermelho, ou seja, mede-se a saturação de oxigênio arterial no dedo (ou orelha) que é o corpo vascular utilizado.

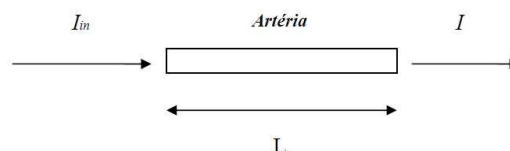


Figura 2.3: Incidência de luz em uma artéria

Assumindo-se, inicialmente, a transmissão de luz através das bases das artérias é influenciada somente pelas concentrações relativas de HbO_2 , Hb e seus coeficientes de absorção em duas medidas de comprimentos de onda (desconsiderando os efeitos atenuantes dos ossos, pele e unhas), podemos modificar a equação inicial de acordo com a figura 2.3 para:

$$\log(I/I_{in}) = -(\alpha_{0n}C_0 + \alpha_{Rn}C_R)L \quad (2.3)$$

onde:

C_0 e a concentração de Oxihemoglobina (HbO_2);

C_R e a concentração de Hemoglobina Reduzida (Hb);

α_{0n} e o coeficiente de absorção de HbO_2 em λ_n ;

α_{Rn} e o coeficiente de absorção de Hb em λ_n ;

Salientando-se ainda para a Oxihemoglobina tem-se:

$\alpha_{01} = 3226,56(1 \times mol^1 \times cm^1)$, correspondente ao vermelho;

$\alpha_{02} = 602,24(1 \times mol^1 \times cm^1)$, correspondente ao infravermelho;

E para a Hemoglobina Reduzida:

$\alpha_{R1} = 319,6(1 \times mol^1 \times cm^1)$, correspondente ao vermelho;

$\alpha_{R2} = 1204(1 \times mol^1 \times cm^1)$, correspondente ao infravermelho.

A partir daí, pode-se afirmar:

Em λ_1 ,

$$\log I_1/I_{in1} = -(\alpha_{01}C_0 + \alpha_{R1}C_R).L$$

Em λ_2 ,

$$\log I_2/I_{in2} = -(\alpha_{02}C_0 + \alpha_{R2}C_R).L$$

E ainda, fazendo,

$$R = [\log I_1/I_{in1}]/[\log I_2/I_{in2}] \quad (2.4)$$

E de acordo com a definição de concentração de Oxihemoglobina [6], tem-se:

$$SaO_2 = [\alpha_{R1} - \alpha_{R2}R]/[(\alpha_{R1} - \alpha_{01}) - (\alpha_{R2} - \alpha_{02})R] \quad (2.5)$$

Analisando de outro ponto de vista, tem-se a figura 2.4 que mostra a pulsátil (AC) e não pulsátil (DC) componentes de absorção de luz podem ser separados. A expansão pulsátil do leito arteriolar produz um aumento no comprimento do caminho aumentando assim a absorção. Todos os oxímetros de pulso assumem a única absorção pulsátil entre a fonte de luz e fotodetector é o de sangue arterial. A partir das proporções de luz absorvida por cada componente em que as duas frequências, em seguida, calcula a relação (R) do “pulso agregado” absorbância (equação 2.4).

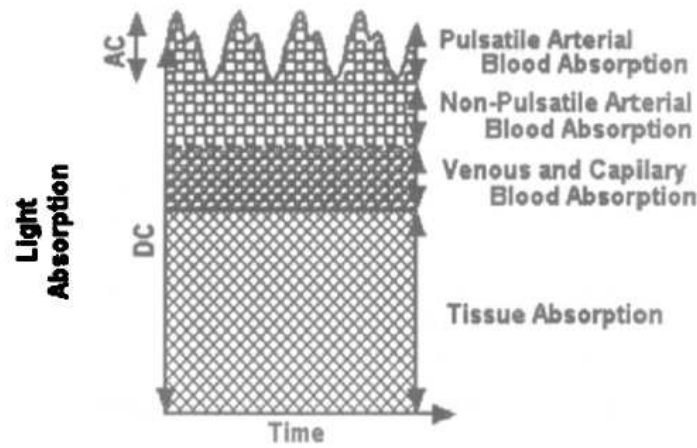


Figura 2.4: Transmissão de luz através do dedo quando a atenuação da luz é causada pelo sangue arterial, venoso e tecidos [8]

Assumindo-se os incrementos na atenuação da luz são causados somente pelo fluxo sanguíneo arterial de entrada na ponta do dedo, poder-se-á calcular a saturação de oxigênio do sangue arterial subtraindo a componente de corrente contínua da atenuação total, levando somente a componente pulsante (síncrona com a frequência cardíaca) para a determinação do nível de saturação de oxigênio [7].

2.5 Circulação Extracorpórea

Conjunto de máquinas, aparelhos e técnicas para substituir temporareamente as funções do coração e dos pulmões é definido segundo Souza e Elias [9]

“A circulação extracorpórea, em um sentido mais amplo, compreende o conjunto de máquinas, aparelhos, circuitos e técnicas mediante as quais se substituem temporariamente, as funções do coração e dos pulmões, enquanto esses órgãos ficam excluídos da circulação. As funções de bombeamento do coração são desempenhadas por uma bomba mecânica e as funções dos pulmões são substituídas por um aparelho capaz de realizar as trocas gasosas com o sangue. Um número de tubos plásticos une os diversos componentes desse sistema ao paciente, constituindo a porção extracorpórea da circulação. A oxigenação do sangue, o seu bombeamento e circulação, fazem-se externamente ao organismo do indivíduo.”

Ainda de acordo com Souza e Elias [10]

“Na circulação extracorpórea, o sangue venoso é desviado do coração e dos pulmões ao chegar ao átrio direito do paciente, através de cânulas colocadas nas veias cavas superior e inferior. Daí, por uma linha comum, o sangue venoso é levado ao oxigenador, onde, através de um percurso por câmaras especiais, recebe oxigênio e elimina gás carbônico e, em seguida, é coletado para ser reinfundido ao paciente. Do oxigenador, e já “arterializado”, o sangue é bombeado para um ponto do sistema arterial do paciente, geralmente a aorta ascendente, de onde percorre o sistema arterial e é distribuído a todos os órgãos, cedendo oxigênio aos tecidos para a realização dos processos vitais, e recolhendo o dióxido de carbono neles produzido. Após circular pelo sistema capilar dos tecidos o sangue volta ao sistema das veias cavas superior e inferior, onde é continuamente recolhido, para ser levado ao oxigenador. Este processo é mantido pelo tempo necessário à correção da lesão cardíaca e dele depende a preservação da integridade morfológica e funcional de todos os órgãos do paciente.”

2.6 Projeto de Hardware

2.6.1 Sensores

Sensores são dispositivos que variam suas características elétricas de acordo com a variação de determinada grandeza à qual são sensíveis. A concepção do sensor é crítica para o

funcionamento do sistema global. Amplificação ou filtragem pode melhorar o sinal e ruído de reação, mas deve haver um sinal mensurável para trabalhar.

Devido a necessidade do projeto em usar LEDs vermelho e infravermelho, precisa-se também de foto sensores que sejam capazes de absorver nesse comprimento de onda. É possível utilizar fotodiodo e CDs (cádmio sulfureto) foto-resistiva célula como detectores.

Em geral, a célula foto-resistivo é mais sensível, isto é, produz um sinal maior para um dado nível de luz que os torna mais fácil de trabalhar uma vez que a amplificação do sinal é menos crítica. Por outro lado, são dispositivos relativamente lentos e podem ter dificuldades em responder precisamente para a forma de onda de um pulso cardíaco. Eles também são dispositivos de largo espectros e respondem à luz no espectro visível, mas pode ter dificuldade em resposta a iluminação infravermelha.

Fotodiodos são muito mais rápidos de responder, além de ter um espectro de resposta estreito, o que diminui interferências externas. Fotodiodos particulares que estão disponíveis respondem a iluminação visível ou infravermelha. Isto simplifica a tarefa de filtragem. Por outro lado, a saída de sinal de um fotodiodo é muito menor do que uma célula foto-resistivo. Para compensar o fato será utilizado um fotodiodo acompanhado de um Amplificador Operacional.

2.6.2 Amplificadores Operacionais

Segundo Pertence Jr. [11] “O AOP (Amplificador Operacional) é um amplificador C.C. multiestágico, com entrada diferencial, cujas características se aproximam de um amplificador ideal.” Amplificadores, como o próprio nome indica, são dispositivos que na entrada (V_{in}) aumentam a amplitude do sinal da saída (V_{out}) de acordo com um ganho (A) nele projetado.

$$V_{out} = AV_{in}$$

Os Amplificadores Operacionais (Amp-Op) são amplificadores que podem trabalhar desde tensão C.C. (corrente contínua) até altas frequências, além de possuir algumas características muito particulares e úteis para sua aplicação. As características seguintes são teóricas, mas para sua prática os Amp-Ops são muito próximos à teoria.

1. Impedância de entrada infinita

2. Impedância de saída nula
3. Ganho de tensão infinito
4. Resposta de frequência infinita
5. Insensibilidade à temperatura
6. Possibilidade de operar como amplificador diferencial

As aplicações de um Amp-Op são inúmeras, e este está presente em praticamente todo circuito eletrônico desde controle industrial, instrumentação industrial, instrumentação nuclear, computadores analógicos, equipamento de telecomunicação, equipamento de áudio, sistemas de aquisição de dados, instrumentação médica (aplicação utilizada nesse trabalho), etc.[11].

Alguns circuitos de instrumentação utilizam sensores para mensurar as grandezas de controle. Esses sensores empregados nos circuitos eletrônicos são em sua maioria compostos por transdutores, que transforma de alguma forma a energia (calor, pressão, força mecânica) em sinais elétricos. Outros dispositivos consistem em produzir alterações de grandezas elétricas (tensão ou corrente) em função de uma externa grandeza física.

De qualquer forma, a maior parte desses sensores fornecem sinais muito fracos necessitando de uma especial amplificação. Também é preciso, em alguns casos, evitar que ruídos afetem o sinal, levando a falsos resultados ao se sobrepor em sua saída.

Para essa finalidade, os amplificadores usados devem apresentar características apropriadas, exigindo cuidados especiais do projetista na sua escolha. De modo justamente a facilitar a seleção desses circuitos [12].

2.6.3 Filtro Ativo

Filtros são redes que permitem a passagem de sinais elétricos de uma faixa de frequências específicas. Podem ser encontrados filtros passivos ou ativos. Os circuitos passivos são constituídos de componentes passivos como resistores, indutores e capacitores (RLC). Esse tipo de circuito é capaz de operar em frequências altas, apresentam baixas sensibilidades e não necessitam de fontes de alimentação, mas seu ganho é menor que um (que é muito

baixo para a maior parte dos projetos eletrônicos) e o uso de indutor traz principalmente problemas em frequências muito baixas.

Já os circuitos ativos são formados apenas por resistores e capacitores (RC) associadas com amplificadores operacionais, isso traz algumas vantagens como redução no tamanho e peso, traz também economia de energia, os projetos são mais simples, seu ganho é muito maior e podem ser utilizados em várias funções. Suas desvantagens são o fato de exigirem uma fonte de alimentação externa e terem limitações de frequência dependendo das características do amplificador. Tem-se como exemplos de filtros (ativos ou passivos) o passa-baixa, utilizado nesse projeto e permite a passagem de sinais para frequência baixa; passa-alta, que permite a passagem de frequências altas; passa-banda, que permite a passagem de uma faixa específica de frequências previamente projetadas e rejeita-banda, que permite a passagem do todo espectro de frequência exceto por uma faixa desejada.

As figuras 2.5 e 2.6 mostram configurações isoladas e a figura 2.7 mostra a configuração unificada dos filtros ativos anteriores.

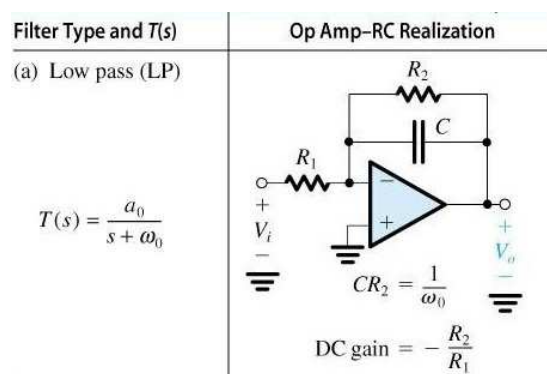


Figura 2.5: Modelo de filtro passa-baixa [13]

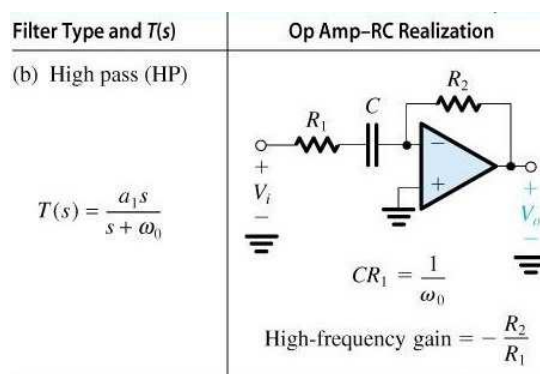


Figura 2.6: Modelo de filtro passa-alta [13]

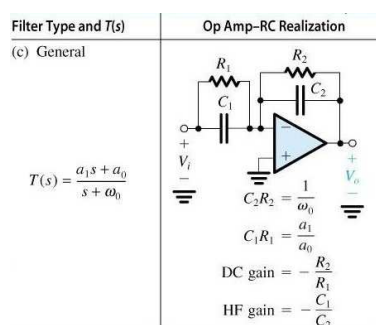


Figura 2.7: Modelo geral de filtros [13]

No projeto serão utilizados filtros ativos, por facilidade de compra de componentes e por já possuir fonte de alimentação externa. O tipo utilizado é o passa-baixa com frequências de corte altas para eliminar ruídos dos sinais.

2.6.4 Sample and Hold

Uma dificuldade muito comum em eletrônica é armazenar sinais elétricos sem utilizar um microcontrolador ou outro dispositivo mais complexo. Partindo desse princípio usualmente utiliza-se uma configuração de circuito chamada *Sample and Hold* (Amostra e Retém) que é muito simples e existem circuitos integrados (CI) que são muito precisos e baratos.

O circuito básico de um *Sample and Hold* é constituído essencialmente por um seguidor que recebe o sinal analógico, um condensador que armazena a tensão do sinal, um *switch* eletrônico (chave) entre ambos os dispositivos, usado para ligar e desligar alternadamente o condensador do *input* analógico e um seguidor final. O amplificador *Sample and Hold* funciona em dois estados básicos e distintos de operação. Quando a chave S de controle está fechada o capacitor $C_{retencao}$ carrega e $V_{out}=V_{in}$, lembrando que o primeiro Amp-Op (A_1) deve ter capacidade de corrente grande para carregar o capacitor, nesse estágio o sinal amostrado é simultaneamente transmitido para a saída (*Sample*). No segundo estado, a chave S está aberta e o capacitor $C_{retencao}$ se mantém com último valor é armazenado (*Hold*) até a entrada ser amostrável novamente.

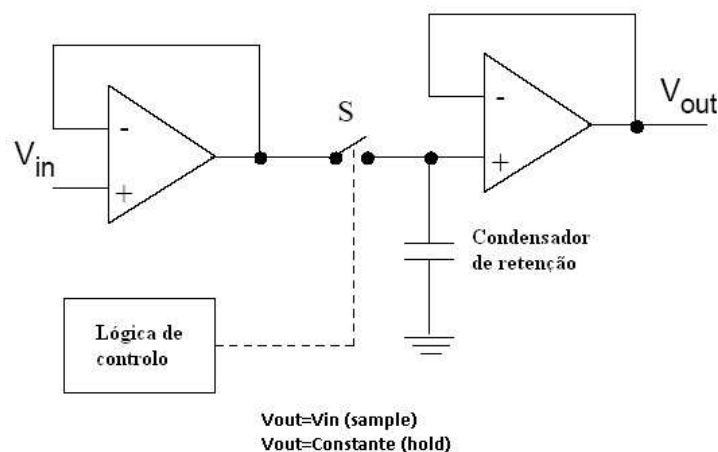


Figura 2.8: Esquemático elétrico de um Sample and Hold

Capítulo 3

Materiais e Métodos

3.1 Fontes de alimentação

Para gerar as tensões necessárias de fornecimento de energia para todo o sistema, é utilizada uma fonte de tensão C.C. (Minipa MPC-303DI) de +12V e -12V e todas as alimentações projetadas partem dessas tensões fixas. Para tensões menores foi utilizado um regulador de tensão KA7805 que abaixa tensões para 5V, com excelente precisão.

Também foi utilizada para testes uma fonte geradora de sinais (Minipa MFG-4202 *Function Signal Generator*), para simular e testar os módulos separadamente sem a presença de um paciente real.

3.2 Instrumentos de Medida

São utilizados como instrumentos de medidas de tensão um osciloscópio (Rigol DS1102CD) e um multímetro (Minipa ET-1110 DMM) para medir tensão, corrente e resistência dos componentes.

3.3 Hardware

O projeto de *Hardware* é dividido em módulo de emissão e recepção, tratamento de sinal e subtrator. Cada um desses módulos têm também suas subdivisões particulares.

A figura 3.1 mostra o diagrama de blocos do esquemático elétrico

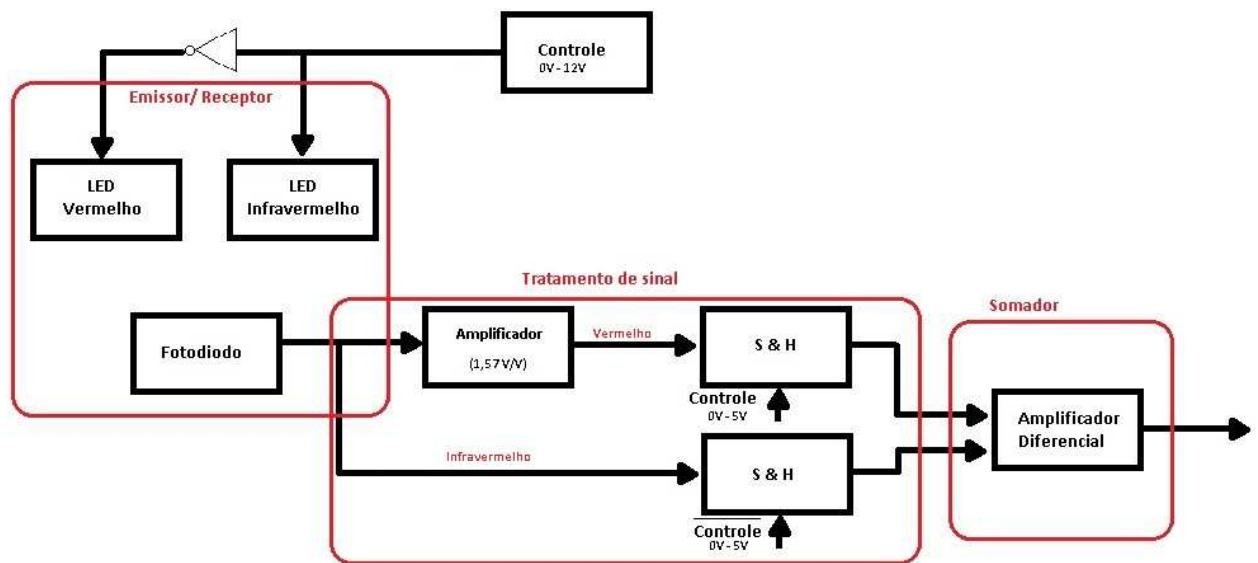


Figura 3.1: Diagrama de blocos

3.3.1 Circuito Emissor

O circuito emissor é implementado através de diodos de emissão de luz (LED), nos comprimentos de ondas específicos da absorção do sangue (figura 2.1) 660nm e 940nm, vermelho e infravermelho respectivamente. Os componentes utilizados foram um LED vermelho (*Red LED*) e um LED infravermelho (*Near-infrared led*), por serem mais comuns comercialmente.

Os *drives* de acionamento dos LED foram feitos utilizando um transistor de junção bipolar (BJT-547). A corrente de acionamento foi projetada de acordo com a corrente necessária para o acionamento dos LEDs. É importante salientar que os LEDs são acionados alternadamente, e assim o circuito não deve ser o mesmo para ambos os casos.

Para o acionamento do LED infravermelho utiliza-se o circuito como na figura 3.2, que tem por princípio saturar a base do transistor para que a corrente de coletor seja máxima, e por consequência o brilho do LED o maior possível.

Para o acionamento do LED vermelho o transistor deve ser acionado quando a tensão de controle estiver baixa (0V), já que para a tensão de controle na alta (5V) foi escolhido

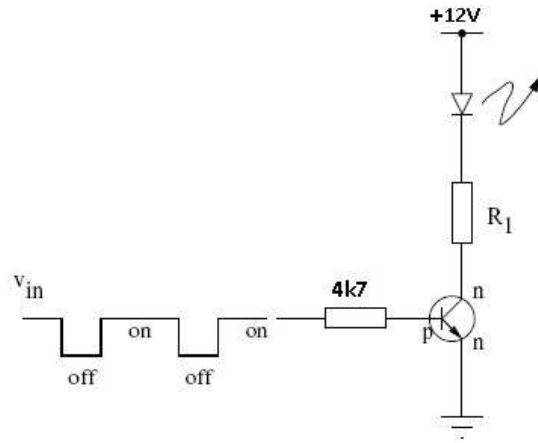


Figura 3.2: Driver de acionamento do LED infravermelho feito no simulador

o acionamento do LED infravermelho, como mostra a figura 3.3. Para isso usam-se dois transistores ao invés de um, pois quando a corrente I_{c1} for máxima, I_{b2} é zero, e o LED vermelho acende.

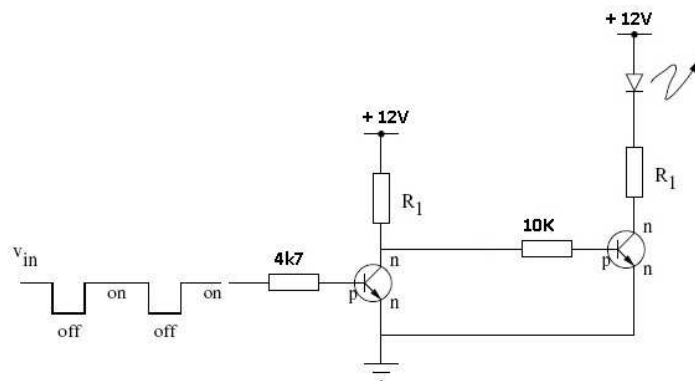


Figura 3.3: Driver de acionamento do LED vermelho feito no simulador

Em ambos os casos utiliza-se R_1 de mesmo valor, para que a corrente de acionamento dos LEDs seja igual e o brilho possa ser considerado unitário. Ao fazer isso se pode modificar o ganho do receptor sem ter a preocupação de estar modificando a proporção de brilho medida. Nos circuitos o valor de R_1 utilizado foi $1k\Omega$ para que a corrente I_c de acionamento dos LEDs seja aproximadamente de 1,2 mA suficiente para um brilho capaz de ser percebido pelo circuito receptor.

3.3.2 Circuito Receptor

O circuito receptor utiliza o fotodiodo PDB-C158 que possui uma faixa de absorção receptiva em ambos os comprimentos de onda que são utilizadas como mostra a figura 3.4. É facilmente perceptível que existe uma diferença entre os ganhos dos comprimentos de ondas utilizados. Essa diferença é compensada por amplificadores operacionais configurados com ganhos distintos após o amplificador de ganho do fotodiodo, ganho esse que deve ser de 1,57V/V do vermelho sobre o infravermelho para igualar a amplitude do sinal e ser possível uma diferença de sinal confiável. Esses Amp-Ops serão descritos mais adiante.

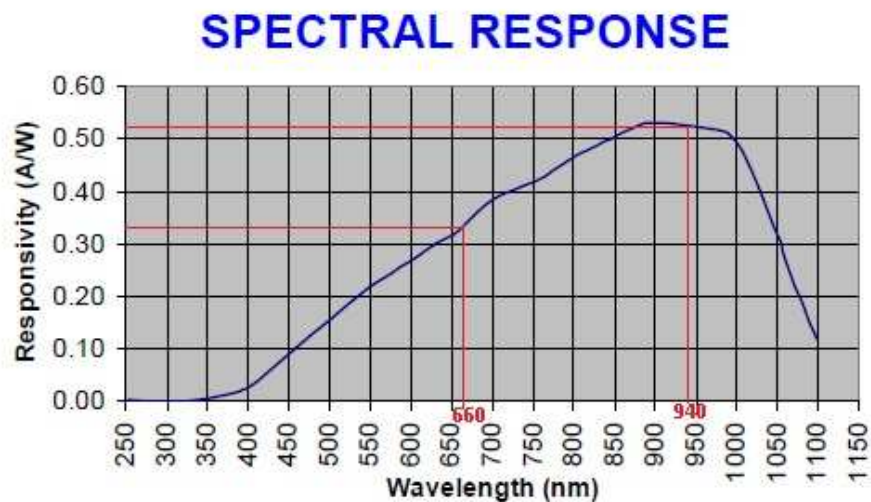


Figura 3.4: Gráfico de resposta do PDB-C158 nas faixas de onda requeridas [15]

O fotodiodo possui como grandeza de saída uma variação de corrente reversa muito pequena, sendo assim necessário utilizá-lo com um conversor corrente-tensão (I-V) associado a um ganho muito alto (figura 3.5). Para que esse ganho seja alto o suficiente foi necessário um R_f muito grande, o que acarreta em problemas de ruído, e por causa desse ruído foi necessário introduzir outro resistor equivalente na porta positiva do Amp-Op e um capacitor em paralelo ao resistor de ganho.

O fotodiodo pode ser acionado em dois tipos de configurações, o modo fotocondutivo e o modo fotovoltaico. Foi escolhido o modo fotovoltaico pelas seguintes características

- Possui maior robustez a ruído que o modo fotocondutivo;
- Melhor para aplicação de medição e instrumentação;
- Menor velocidade de resposta.

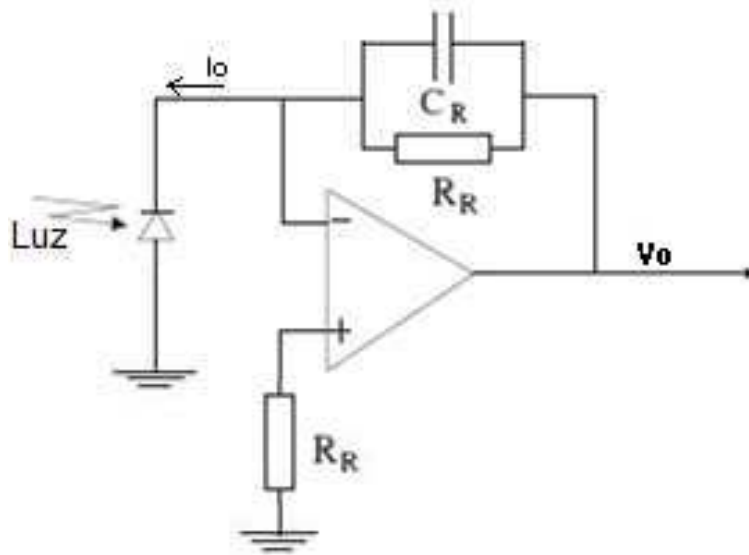


Figura 3.5: Configuração do fotodiodo no modo foto-voltaico

Dessa maneira, escolhendo R_r de $820k\Omega$ e C_r $2,2nF$ tem-se um ganho suficientemente alto para que a tensão na saída possa ser relevante. O Amplificador utilizado foi o OP276, pois ele é mais indicado para este tipo de aplicação. O OP276 é mais robusto à ruídos provenientes do fotodiodo e bastante sensível a baixos sinais.

3.3.3 Controle

Utilizar um microcontrolador para fazer o controle desse projeto é uma opção possível, entretanto não é a escolhida, pois microcontroladores são caros e difíceis de programar. Para fins práticos utiliza-se o LM555 que possui alta confiabilidade na frequência de onda gerada e é fácil de projetar, além do preço por C.I. ser baixo.

A figura 3.6 mostra a configuração utilizada. Para haver uma melhor visualização do comportamento do circuito a frequência escolhida de operação foi $f=1Hz$. Os valores de R_A , R_B , e C são, respectivamente, $8k2\Omega$, $150k\Omega$ e $4,7\mu F$.

Teve-se ainda outra dificuldade ao montar os sinais de controle, pois o bloco dos *Sample and Hold* (S&H) são controlados por sinais digitais de 0V - 5V, e a saída do LM555 é de 0V - 12V. Foi necessário o uso de um regulador de tensão de 5V (7805) e duas portas inversoras (para caráter de simplificação do circuito, as portas inversoras foram montadas utilizando o mesmo princípio dos *drives* de acionamento dos LEDs, com BJT-547), dessa maneira foi possível construir dois sinais alternados entre si, sincronizados com o acionamento dos

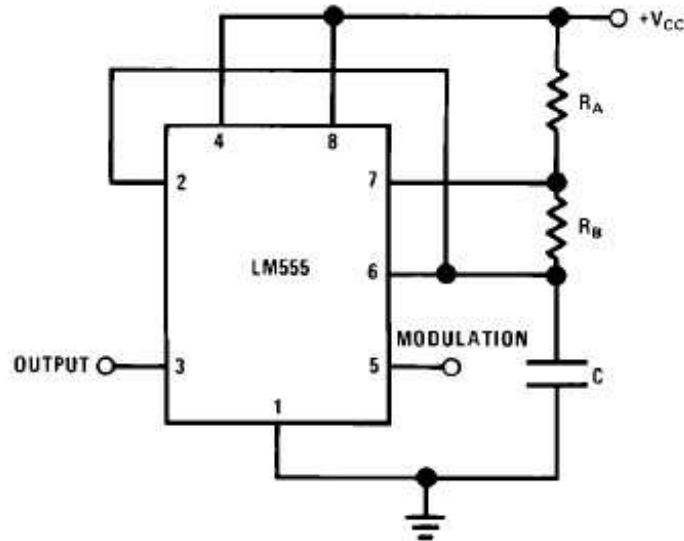


Figura 3.6: Modelo de circuito indicado pelo fabricante para modulação de pulso [14]

LEDs, de 5V para controlar os S&H (que será descrito mais adiante)

3.3.4 Amplificador

O Amplificador é calculado para compensar a diferença das faixas de absorção entre os comprimentos de onda pelo fotodiodo (como mostra a figura 3.4). O ganho foi projetado para ser aproximadamente de 1,57 V/V, dado os valores da figura de resposta ao fotodiodo.

Outro detalhe importante a ser levado em consideração é que, como não há outro amplificador no ramo do sinal de infravermelho, o sinal não pode ser invertido (utilizando amplificadores na configuração inversora, como é mais usual). Dado que o ganho de um amplificador não inversor é

$$V_0 = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)V_s$$

os valores de resistores utilizados, para facilidade do projeto, foram $R_2 = 5k\Omega$ e $R_1 = 10k\Omega$, dessa maneira tem-se um ganho teórico de 1,56 V/V que é suficientemente próximo ao desejado.

3.3.5 Uso do Sample and Hold

Para aquisição dos sinais separadamente foram utilizados dois C.I. LF398 com sinais de controle alternados (sincronizados com os sinais de controle de acionamento dos LEDs).

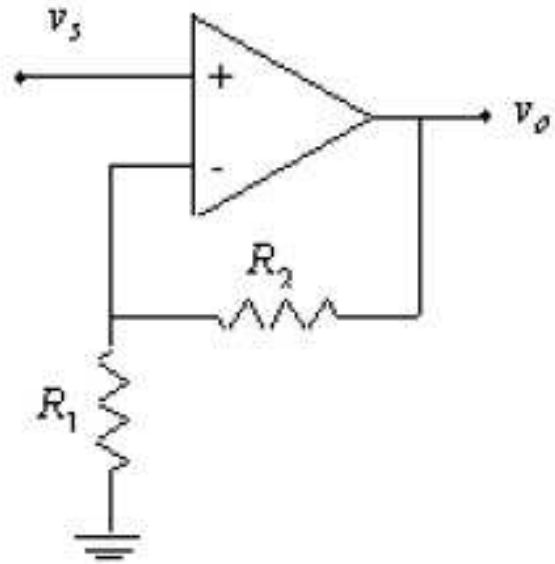


Figura 3.7: Amplificador não-inversor

Diferente de outros S&H o LF398 não possui o capacitor de hold integrado (C_h) dessa maneira o tempo de aquisição e rapidez do chaveamento não são limitadas a uma faixa especificada pelo fabricante. Como nesse projeto a frequência de aquisição é muito baixa (como já foi indicado, no valor de 1Hz) teve-se o cuidado de escolher um C_h que atendesse todas as necessidades. O valor escolhido para C_h é 2,2nF, que é rápido o bastante ao descarregar e suficiente para armazenar o sinal por 1Hz.

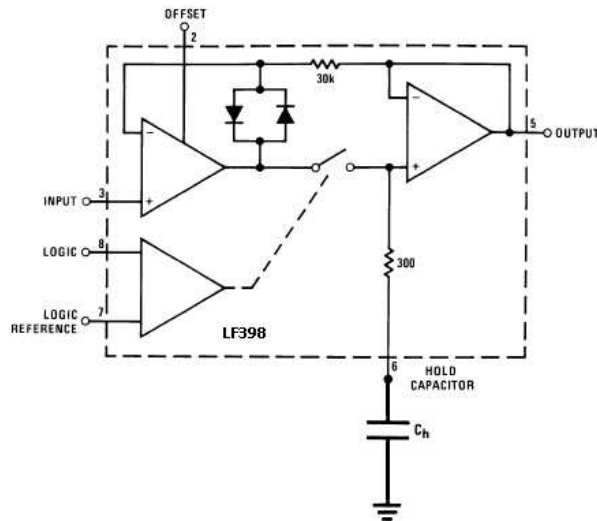


Figura 3.8: Diagrama funcional do fabricante com o capacitor de *hold* conectado [16]

O papel dos S&H é separar os sinais continuamente, e fazer com que cada saída apresente apenas uma correspondente de onda (vermelha e infravermelha) dessa maneira

é possível fazer operações lógicas com os sinais de maneira a ter uma resultante que seja proporcional à porcentagem de hemoglobina saturada.

3.3.6 Amplificador de Diferença

Como parte final do projeto, está o Amplificador de Diferença, que vai calcular a diferença entre as tensões de cada comprimento de onda, com seus devidos ganhos. A configuração padrão do Amplificador de Diferença é apresentada como mostra a figura 3.9.

Nessa configuração, se $R_2/R_1=R_4/R_3$ a saída será dada por:

$$V_0 = \frac{R_2}{R_1}(V_{S2} - V_{S1}) \quad (3.1)$$

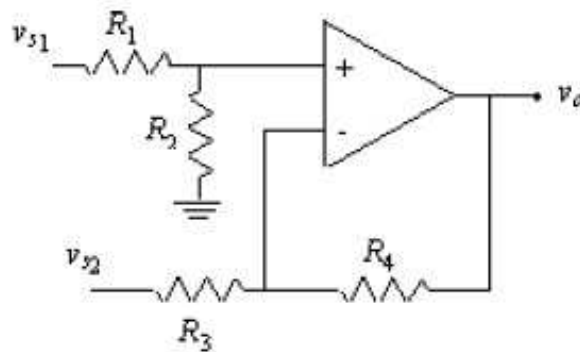


Figura 3.9: Configuração do amplificador de diferença com ganho

Os valores de R_1 e R_2 são respectivamente $2k7\Omega$ e $10k\Omega$

Capítulo 4

Resultados

O primeiro módulo montado é o de controle com o LM555. A onda de saída é amostrada com o osciloscópio como mostra a figura 4.1. Pode-se ver que a tensão medida não é exatamente 12V, pois há perdas internas no C.I. e também a fonte de tensão não possui precisão suficiente entre o monitor e a real tensão na saída das ponteiras.

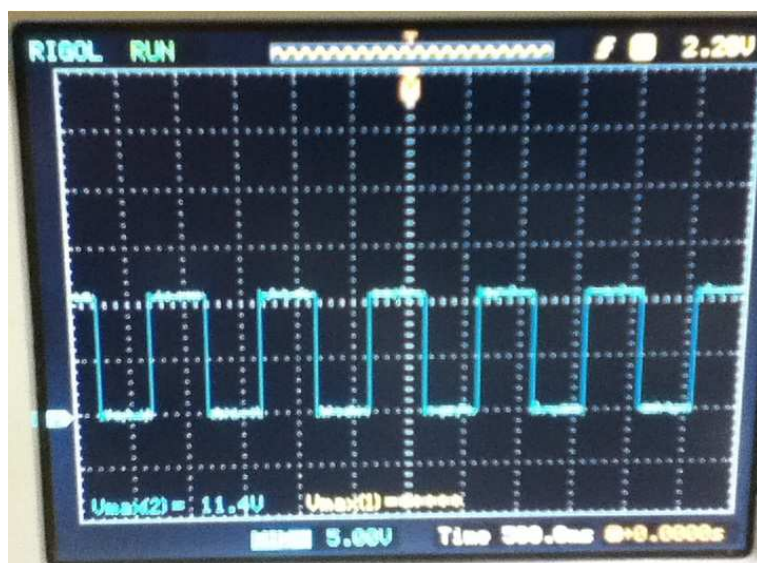


Figura 4.1: Sinal de saída do LM555 amostrado no osciloscópio

A saída no pino 3 do LM555 vai direto para a base dos transistores de acionamento da base dos LEDs. O sinal que chega aos resistores das bases é o mesmo, e o acionamento torna-se invertido devido à diferença de montagem dos circuitos (figuras 3.3 e 3.2), dessa maneira as defasagens são perfeitas e os sinais não interferem entre si.

A preocupação em deixar a mesma corrente de acionamento passando por ambos

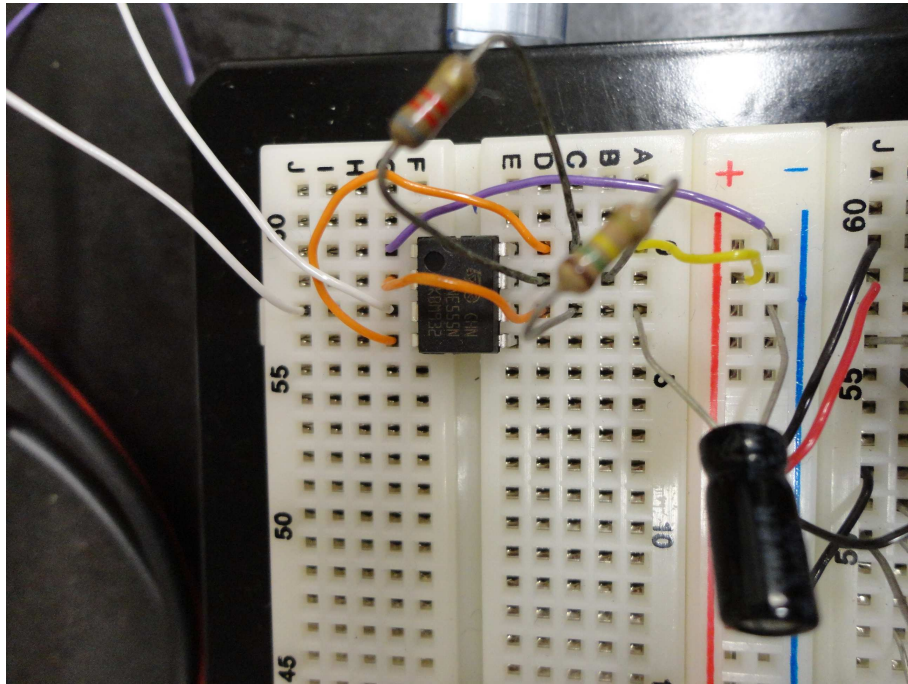


Figura 4.2: Montagem do LM555 na *protoboard*

os LEDs foi necessária e precisa, para que o brilho emitido pudesse ser uma grandeza referencial. A figura 4.3 mostra a tensão de acionamento de cada um dos LEDs, e tem-se o resistor com o mesmo valor para ambos os *drives* a corrente é obviamente a mesma.

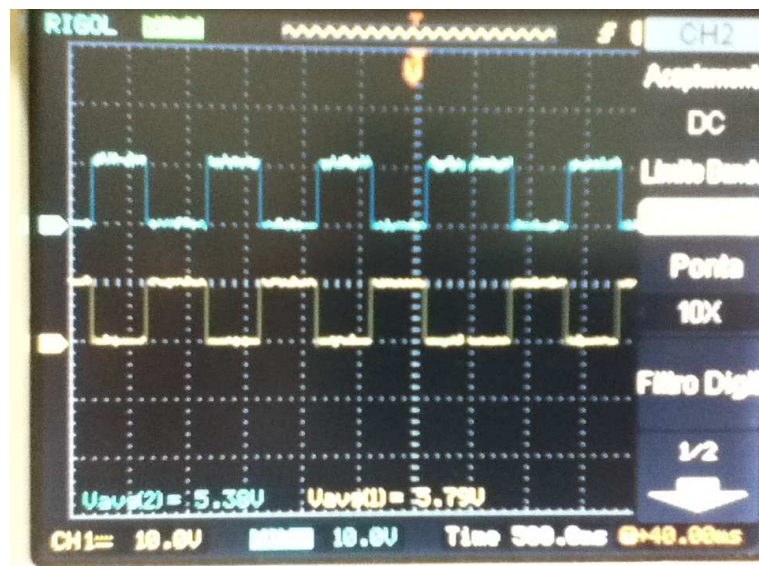


Figura 4.3: Tensão no coletor dos transistores de acionamento do *driver* de cada LED

A arquitetura de montagem na *protoboard* foi pensada para que os LED ficassem à mesma distância do fotodiodo (figura 4.4), distância essa que coubesse a válvula da máquina de circulação extracorpórea. Também houve uma preocupação para que o foco

de cada LED ficasse voltado para a área de absorção do fotodiodo, para que o máximo de incidência de luz pudesse ser captada e processada (figura 4.5).

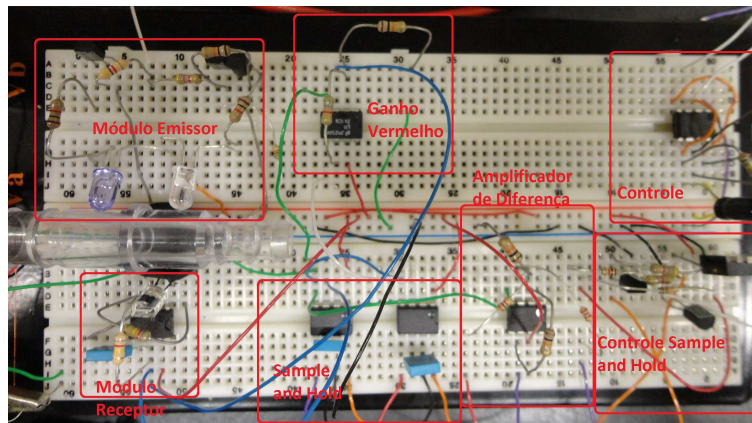


Figura 4.4: Configuração final do projeto na *protoboard*

O sinal percebido pelo fotodiodo foi alto o suficiente sem distorcer o sinal a ponto de o ruído ser maior que o próprio sinal. Outra preocupação foi que a intensidade do sinal não deveria ser grande a ponto de saturar a saída do amplificador de instrumentação em que o fotodiodo estava.

A luz atravessa a válvula (figura 4.6) com sangue e é parcialmente absorvida. O luminário remanescente é detectado pelo fotodiodo em dois instantes diferentes, quando o LED vermelho ascende e quando o LED infravermelho ascende. Nesses momentos o fotodiodo absorve diferentemente cada comprimento de onda, o que resulta em uma onda quadrada com uma componente C.C. A figura 4.7 mostra a saída do fotodiodo já amplificada, pois sem esse aumento de ganho não seria possível perceber a variação de corrente que ocorre no fotodiodo polarizado reversamente.

Dois testes simples foram realizados para notar a diferença e a eficiência com que o fotodiodo trabalha. Cada um dos LEDs foi inibido separadamente com um bloqueador de luz, para verificar como o fotodiodo reage na falha de um dos acionadores. O resultado foi satisfatório, pois não haveria um lapso do circuito ou uma falha catastrófica e na saída seria perceptível que existe alguma falha durante o percurso da corrente.

A figura 4.8 mostra a saída do fotodiodo com o LED vermelho bloqueado e a figura 4.9 com o infravermelho inibido.

Depois dessas certezas o sinal tomou dois caminhos distintos. O sinal passa pelo amplificador de ganho $1,57 \text{ V/V}$ e para o S&H diretamente.

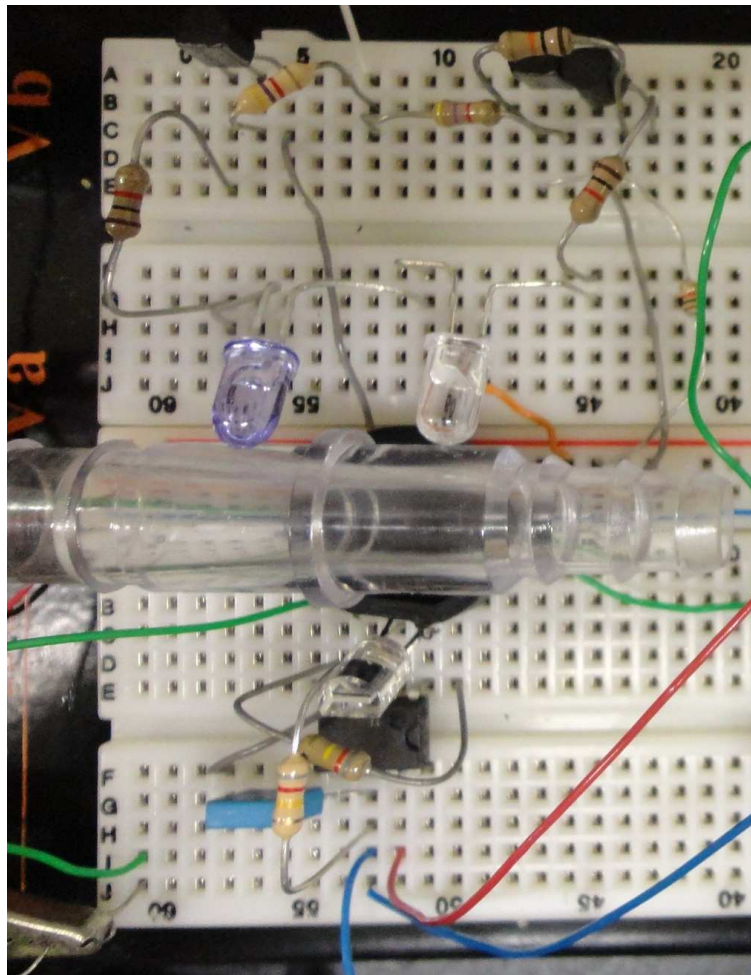


Figura 4.5: Disposição na *protoboard* dos LEDs em relação ao fotodiodo



Figura 4.6: Válvula da máquina de circulação extracorpórea

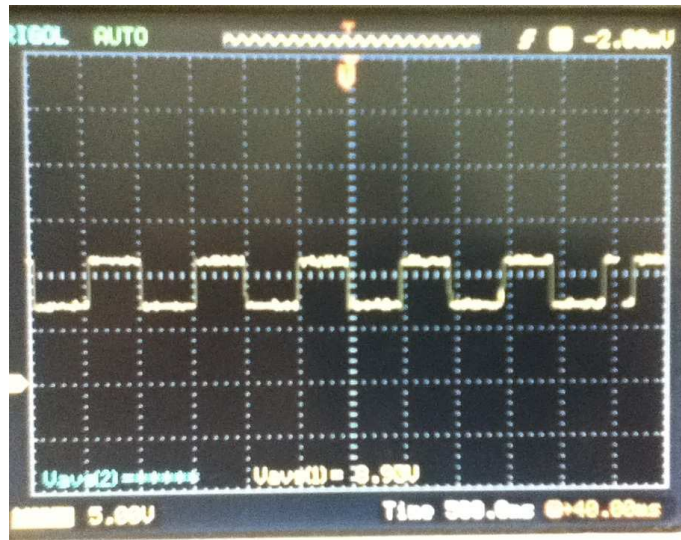


Figura 4.7: Saída do amplificador do fotodiodo com ambos LEDs ligados

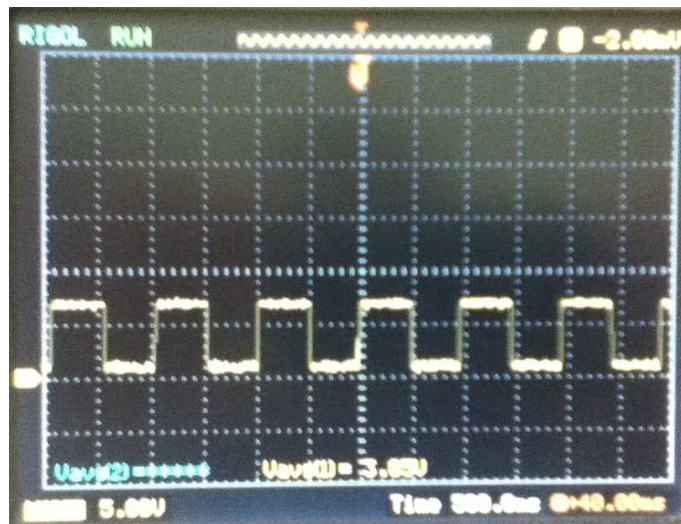


Figura 4.8: Saída do amplificador do fotodiodo sem o sinal do LED vermelho

O sinal que vai para o ganho representa o sinal proveniente do LED vermelho, entretanto ainda não há distinção entre as ondas de vermelho e infravermelho, dessa maneira a onda é inteiramente ampliada. A figura 4.10 mostra uma comparação entre a onda original e a onda com ganho.

A figura 4.11 abaixo mostra a montagem na *protoboard*.

Com o sinal original e o amplificado agora é possível separá-los em duas ondas independentes com o auxílio dos S&H. O mais importante nessa etapa foi conseguir sincronizar os sinais de controle com as estradas diferenciadas (com ganho e sem). Os controles para os S&H foram feitos abaixando a tensão de alimentação para 5V e depois chaveada com

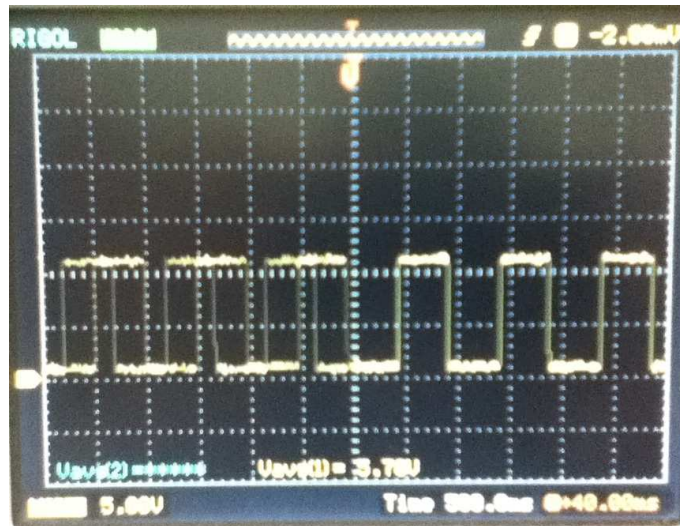


Figura 4.9: Saída do amplificador do fotodiodo sem o sinal do LED infravermelho

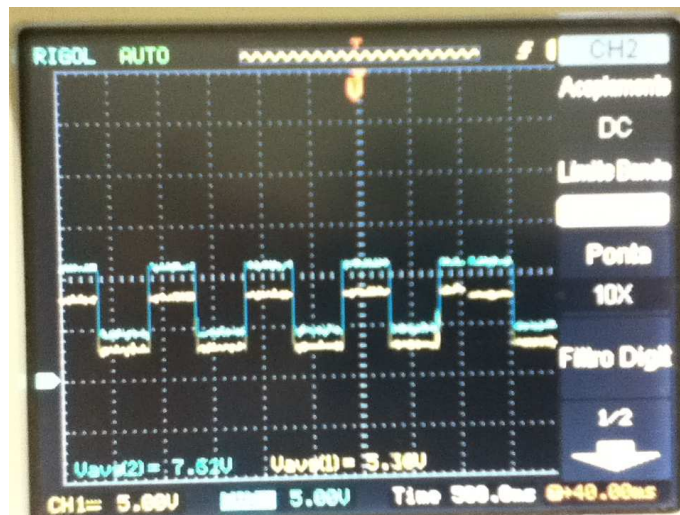


Figura 4.10: Saída do amplificador do fotodiodo e saída do amplificador de ganho de 1,57 V/V

transistores. Os sinais de controle são como mostra a figura 4.12.

Esses sinais devem estar de acordo com o sinal de acionamento de cada um dos LEDs e com o sinal que entra na amostragem dos S&H. A figura 4.13 mostra a onda de acionamento do LED vermelho e de controle do S&H de aquisição, também do vermelho.

Foi feito também o registro desses sinais para o LED infravermelho (figura 4.14).

A saída dos dois *Sample and Hold* é mostrada na figura 4.15, pode-se notar que o sinal do vermelho é muito maior e devido ao ganho recebido no estágio anterior. Outra observação importante a se notar é que o sinal do vermelho está aparecendo chaveado,

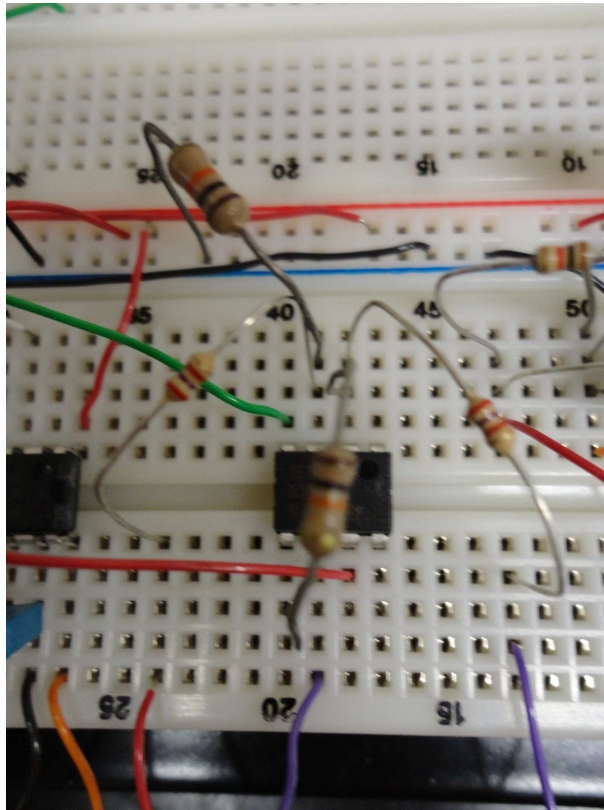


Figura 4.11: Montagem na *protoboard* do amplificador

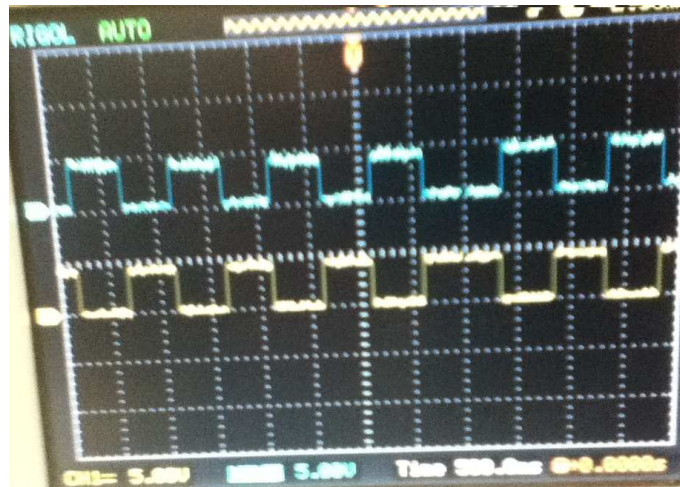


Figura 4.12: Onda de controle dos *Sample and Hold*

esse sinal é o amplificado e por causa disso o ruído é maior. Avaliando esse sinal pode-se perceber que a aquisição não é precisa, e por isso existe uma onda quase quadrada.

Esses dois S&H são montados lado a lado como mostra a figura 4.16.

Como último módulo do sensor completo tem-se o amplificador de diferença, que subtrai um sinal de outro a fim de mostrar a diferença de absorção de cada uma das

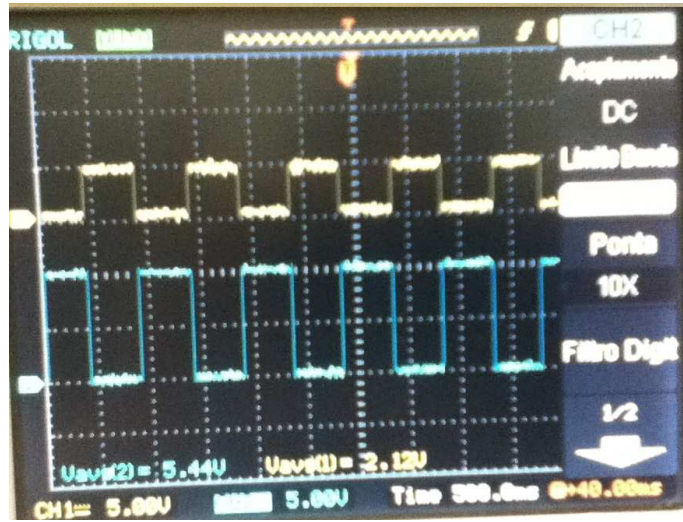


Figura 4.13: Sinal de acionamento do LED vermelho e sinal de controle do S&H vermelho



Figura 4.14: Sinal de acionamento do LED infravermelho e sinal de controle do S&H infravermelho

ondas. Fazendo referência à equação 3.1 o sinal do LED vermelho é V_{S1} e o sinal do LED infravermelho é V_{S2} , dessa forma a onda final é

$$V_{out} = \frac{10k\Omega}{2k7\Omega}(V_{infravermelho} - V_{vermelho})$$

ganho este escolhido empiricamente de maneira a ser o maior possível sem saturar o amplificador.

O teste realizado foi a amostragem do sinal máximo, isto é, sem nenhum obstáculo entre os módulos emissor e receptor. Dessa maneira foi possível analisar como a saída se comporta caso nada seja medido. O resultado foi satisfatório, pois na pior das hipóteses

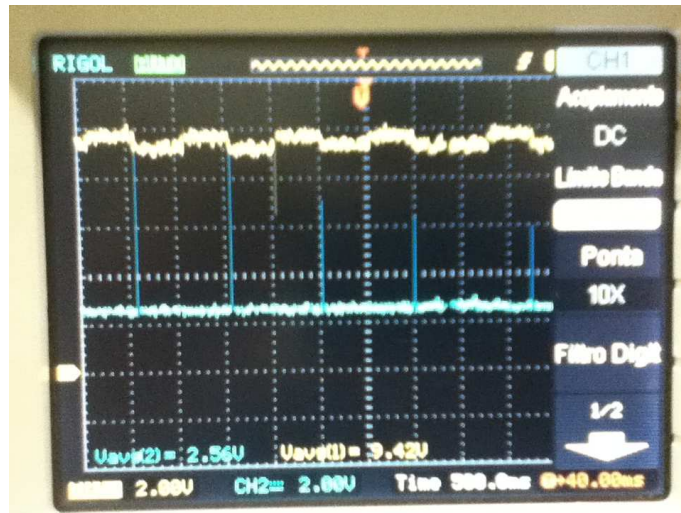


Figura 4.15: Saída dos dois S&H - Vermelho é o superior e Infravermelho é inferior

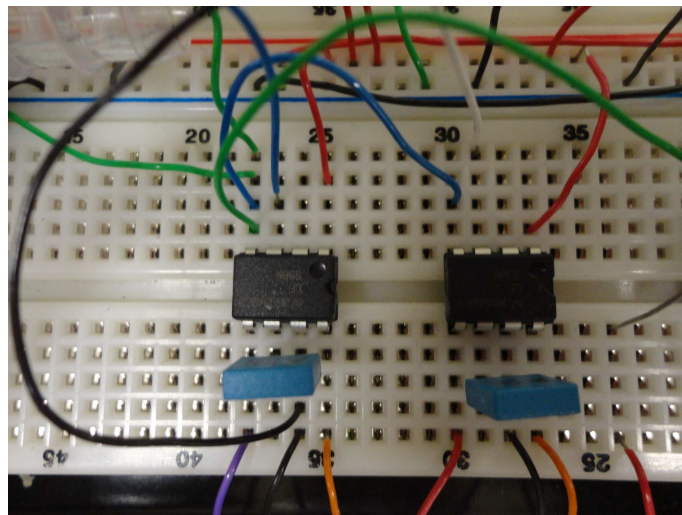


Figura 4.16: Montagem dos *Sample and Hold* na *protoboard*

o amplificador está emitindo um sinal mensurável e sem ultrapassar seu limite máximo, como mostra a figura 4.17.

Para avaliar a real eficiência do sensor foi colocado um obstáculo biológico, já que não foi possível utilizar uma máquina de circulação extracorpórea, para registrar se a diferença de absorção realmente acontecia. Dessa maneira foi possível atestar a veracidade das premissas da oximetria. A figura 4.18 mostra a diferença entre um sinal sem obstáculos e um sinal com uma barreira biológica (dedo).

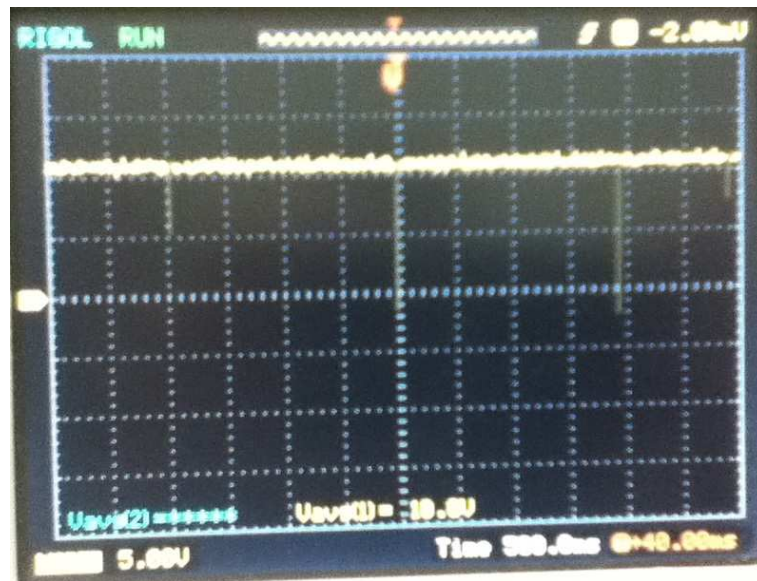


Figura 4.17: Onda de saída final sem interferência

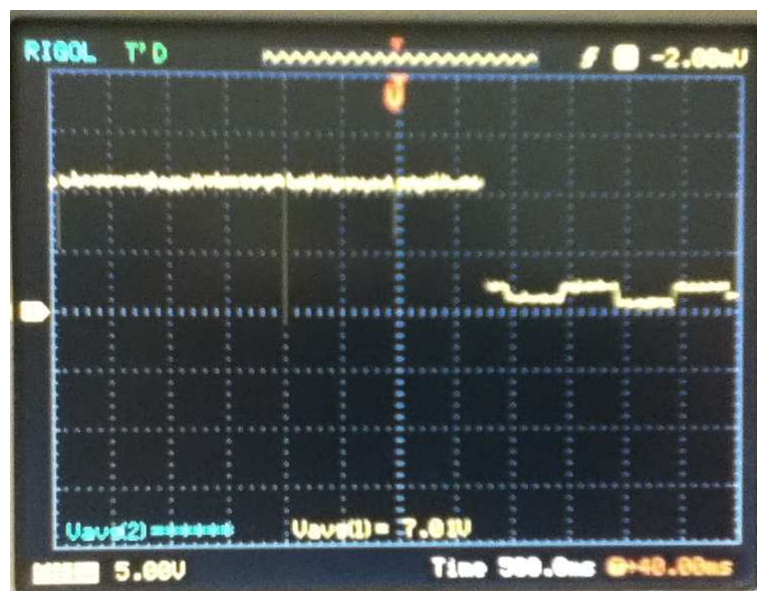


Figura 4.18: Onda de saída final com interferência biológica

Capítulo 5

Conclusão e Sugestões

O circuito foi cuidadosamente escolhido para ser inteiramente analógico. Essa escolha não foi arbitrária, pois sendo inteiramente analógico, o circuito torna-se descartável e extremamente barato, e com isso se torna um atrativo comercial. Todos os componentes utilizados são encontrados em SMD (*superficial monting device*), tornando o projeto possível de ser confeccionado em uma escala muito menor em tamanho e custos.

Não foram feitos cálculos para distância e índice de absorção da válvula de polícarbato na máquina de circulação extracorpórea para que os valores de tensão na saída do diferenciador possam ser convertidos em porcentagem de hemoglobina saturada. Esses cálculos devem levar em consideração a luminosidade que cada LED emite, e neste trabalho considera-se que a luminosidade é a mesma para ambos e diretamente proporcional à corrente de estimulação para cada um deles.

Para que esses valores de distância tenham sentido é necessário que os LEDs e o fotodiodo estejam fixos em um circuito impresso, o que não foi o caso, pois o trabalho é apenas de concepção de projeto sem fins comerciais.

Foi observada uma diferença de intensidade luminosa ao colocar a válvula da máquina de circulação extracorpórea entre os módulos emissor e receptor. Essa diferença pode ser explicada pelas características da peça em relação à absorção de diferentes comprimentos de luz. Para uma maior exatidão nas medidas finais, essa distinção de absorção deve ser mensurada e compensada com alterações nos ganhos de ambos os comprimentos de onda conforme o necessário.

O sinal do vermelho na saída do *Sample and Hold* também é digno de nota, pois este

se apresenta como uma onda quadrada, o que teoricamente não deveria acontecer. Essa anomalia ocorre devido ao ganho no estágio imediatamente anterior, e ao atraso do sinal de controle em relação ao acionamento do LED. Esse atraso não é perceptível no LED infravermelho porque este não sofre ganho, e a diferença da amplitude do sinal durante o tempo de *Hold* não é significativa. No caso do sinal vermelho, quando o S&H faz a transição do modo de “amostra” para o modo “armazenamento” o sinal original já está entrando na zona do sinal de infravermelho, por isso a saída é a onda distorcida da figura 4.15.

Essa deformação acentua-se com a interferência do objeto de medição biológica, pois o sinal de infravermelho é reduzido drasticamente, e o sinal de saída baseia-se quase que inteiramente no sinal de vermelho, portanto o chaveamento indevido torna-se ainda mais evidente.

Uma possível solução para esta discrepância é fazer os sinais de acionamento dos LEDs e controle dos S&H iguais e separados, com um *delay* entre si, de tal forma que a diferença de tempo de chaveamento seja eliminada. Para conseguir esse tipo de precisão é necessário o uso de um microcontrolador, e o conceito deste trabalho impede o seu uso, pois o princípio é realizar um sensor inteiramente analógico e de baixo custo (o que não seria viável se um microcontrolador fosse adicionado ao projeto).

Outro problema digno de nota é que a diferença final dos sinais é feita com um sinal real e um sinal atrasado de meio período de controle do LM555. Essa diferença é ocasionada pelo funcionamento dos S&H. Conceitualmente, utilizar desse artifício pode ocasionar erros de medida, pois a diferença desses sinais não representam grandezas sincronas no tempo. Uma solução é utilizar não apenas um, mas dois fotodiodos para a recepção da luminosidade dos LEDs juntamente com seus módulos de amplificadores correspondentes. Esses fotodiodos devem possuir faixas de comprimento de onda que não se interceptem, ou seja, uma faixa apenas em vermelho e outra apenas em infravermelho, dessa forma não há necessidade dos *Sample and Hold* e o atraso não acontece.

As aplicações desse circuito são inúmeras, pois é um projeto barato e, por tanto descartável, características essenciais para a comercialização na área médica. Esse projeto pode ser aprimorado para ser levado em consideração outros gases além do O_2 e dessa maneira tornar ainda mais abrangente sua serventia e ser mais vantajoso para o usuário.

Apêndice A

Diagrama Elétrico

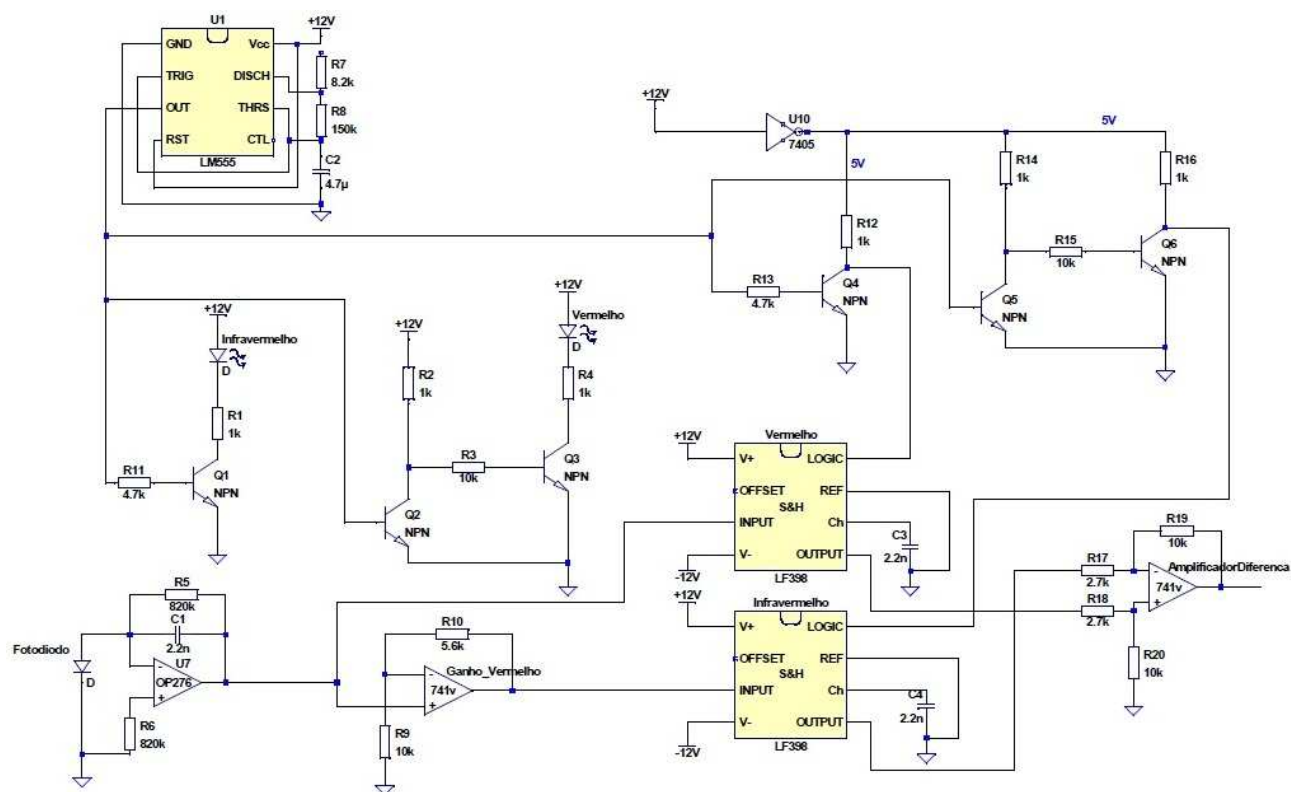


Figura A.1: Diagrama elétrico do circuito sensor

Apêndice B

Bill of Materials

Unidades	Código do Componente	Descrição	Custo/Unidade
2	LM741	Amplificador Operacional	R\$ 1,42
1	LM555	Oscilador	R\$ 0,53
1	OP276	Amplificador Operacional	R\$ 1,35
1	LM7805	Regulador de tensão	R\$ 1,14
2	LF398	Sample and Hold	R\$ 3,89
6	BC-547	Transistor Bipolar	R\$ 0,22
1	–	Capacitor Eletrolítico	R\$ 0,33
3	–	Capacitor Cerâmica	R\$ 0,15
20	–	Resistor	R\$ 0,10
2	–	LED	R\$ 0,66
1	PDB-C158	Fotodiodo	R\$ 3,44

Tabela B.1: Tabela de preços de materiais

O custo dos componentes foi retirado do site <<http://www.farnellnewark.com.br>>, Acesso em 02 de Jul. 2012.

Referências Bibliográficas

- [1] P.D. Mannheim, M.E. Fein and A. Merchant, *Oximeter Sensor with Digital Memory Encoding Sensor Expiration Data*. Aug. 2001.
- [2] J. Bachiochi, “Light-to-frequency Conversion (Part 2)”. *Circuit Cellar, the Magazine for Computer Applications*, Jan. 2005.
- [3] R.S. Khandpur, *Biomedical Instrumentation Technology and Applications*. New York: McGraw-Hill Professional, 2006.
- [4] V. Kamat, “Pulse oximetry”, *Indian J. Anaest.* 2002, 46(4): 261-268.
- [5] S. Kästle, F. Noller, S. Falk, A. Bukta, E. Mayer, D. Miller, “A New Family of Sensors for Pulse Oximetry”, *Hewlett-Packard Journal*. Fev. 1997.
- [6] A.L. Pereira, *Desenvolvimento de um Oxímetro de Pulso para Medidas não Invasivas de Saturação de Oxigênio no Sangue*, Vitória - ES, Dez. 2006.
- [7] Philips Medical Systems, *Understanding Pulse Oximetry SpO₂ Concepts*, Global Information Center I.B.R.S/C.C.R.I número 11088, 5600 VC Eindhoven.
- [8] T. L. Rusch, R. Sankart, J. E. Scharf, *Signal Processing Methods for Pulse Oximetry*, Comput. Biol. Med. Vol. 26, No. 2, pp. 143-159, 1996.
- [9] M. H. L. Souza, D. O. Elias, *Fundamentos da Circulação Extracorpórea*, 2. edição, Centro Editorial Alfa Rio, Rio de Janeiro, 2006, p.33.
- [10] M. H. L. Souza, D. O. Elias, *Fundamentos da Circulação Extracorpórea*, 2. edição, Centro Editorial Alfa Rio, Rio de Janeiro, 2006, p.35.
- [11] A. P. Junior, *Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos*, 5. edição, MAKRON Books, São Paulo, 1988

- [12] N.C. Braga, *Amplificadores para Sensores*, Disponível em :
<www.sabereletronica.com.br/secoes/leitura/63>. Acesso em 15 abr. 2012.
- [13] M. Sedra-Smith, *Princípios de Eletrônica e Microeletrônica*, Pearson Prentice Hall, 2009.
- [14] National Semiconductor, *LM555/LM555C Timer datasheet*, National Semiconductor Corporation, 1995.
- [15] Advanced Photonix Inc., *Plastic Photodiode Packages with Leads PDB-C158 datasheet*, Advanced Photonix Inc., 2011.
- [16] National Semiconductor, *LF198/LF298/LF398, LF198A/LF398A Monolithic Sample-and-Hold Circuits datasheet*, National Semiconductor Corporation, 2000.