

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

BRUNNA FLAVYELLE DA SILVA CÂNDIDO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA TECNOLOGIA DE DETECÇÃO DE LUZ INFRAVERMELHA
PARA MEDIR O VALOR DA CONCENTRAÇÃO DE CÉLULAS VERMELHAS PRESENTES
NO SANGUE**

São Carlos

Mai de 2016

BRUNNA FLAVYELLE DA SILVA CÂNDIDO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA TECNOLOGIA DE DETECÇÃO DE LUZ INFRAVERMELHA
PARA MEDIR O VALOR DA CONCENTRAÇÃO DE CÉLULAS VERMELHAS PRESENTES
NO SANGUE**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Escola de
Engenharia de São Carlos, da Universidade de São Paulo

Curso de Engenharia Elétrica com Ênfase em Eletrônica

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior em conjunto com
Dr. Craig Robertson, da *University of Strathclyde*

São Carlos

Mai de 2016

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

D111d da Silva Cândido, Brunna Flavyelle
DESENVOLVIMENTO DE UMA TECNOLOGIA DE DETECÇÃO DE
LUZ INFRAVERMELHA PARA MEDIR O VALOR DA CONCENTRAÇÃO DE
CÉLULAS VERMELHAS PRESENTES NO SANGUE / Brunna
Flavyelle da Silva Cândido; orientador Alberto Cliquet
Junior. São Carlos, 2016.

Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com
ênfase em Eletrônica) -- Escola de Engenharia de São
Carlos da Universidade de São Paulo, 2016.

1. Hematócrito . 2. Concentração sanguínea. 3.
Infravermelho. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Brunna Flavyelle da Silva Candido

Título: “Desenvolvimento de uma tecnologia de detecção de luz infravermelha inteligente para medir o desempenho em tempo real de processamento de sangue feito pelo dispositivo HemoSep”

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado
em 15 / 6 / 2016,

com NOTA 7,5 (ele, vivo), pela Comissão Julgadora:

Prof. Titular Alberto Cliquet Júnior - (Orientador - SEL/EESC/USP)

Dr. Renato Varoto - (SEL/EESC/USP)

Mestre Renata Manzano Maria - (UNICAMP)

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:
Prof. Dr. José Carlos de Melo Vieira Júnior

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho primeiramente à Deus por me iluminar e guiar meu caminho até aqui. Em segundo lugar a meus pais e minha irmã, que sempre me apoiaram e me incentivaram em todas minhas escolhas e etapas da minha vida, além de me darem o suporte e inspiração necessários para conseguir seguir em frente mesmo estando longe.

Dedico também à meus amigos, da USP São Carlos e do meu intercâmbio em Glasgow, que estiveram comigo durante esses anos na universidade, me dando forças para continuar nos momentos difíceis, e compartilhando também os momentos de alegria.

AGRADECIMENTO

Agradeço ao Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior por me conceder essa oportunidade, por seu incentivo e orientação ao escolher a Universidade de Strathclyde para realizar meu intercâmbio, e, conseqüentemente desenvolver esse trabalho.

Agradeço também ao Dr. Renato Varoto, que juntamente ao Prof. Dr. Alberto Cliquet, me orientaram em outros diversos momentos da graduação, além de transferir conhecimento técnico e teórico.

Agradeço ainda ao Dr. Craig Robertson e Dr. Terence Gourlay, por me deixarem fazer parte desse projeto desenvolvido na *University of Strathclyde*, e me permitirem deixar um legado junto ao departamento de Engenharia Biomédica da Universidade.

Agradeço por último à Benly Thomas, por ter realizado em conjunto comigo os testes para o desenvolvimento do sensor ótico na *University of Strathclyde*, e à Diego Pichi Barion por ter participado na caracterização do sensor OPT101 na Universidade de São Paulo.

Obrigada novamente por me mostrarem o poder da engenharia para ajudar a salvar/melhorar vidas.

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de uma tecnologia de detecção de luz infravermelha que permita observar o valor em tempo real da concentração sanguínea. O emissor e receptor de luz infravermelha são posicionados em uma cubeta ou em um recipiente de baixa refração e o sinal captado é enviado a um circuito comparador, configurado com um valor de referência correspondente à concentração sanguínea necessária para que o sangue possa ser transferido para o paciente. A aquisição do sinal é feita através do *software LabView*.

Foi possível analisar a linearidade da resposta em tensão à diferentes níveis de concentração de células vermelhas no sangue, levando à conclusão de que é possível quantificar o nível de hematócrito com o auxílio de uma tecnologia não invasiva e independente de leituras manuais.

Palavras-chave: Hematócrito, concentração sanguínea, infravermelho, comparador, *LabView*.

ABSTRACT

This work aimed to develop an infrared light sensing technology to measure the real-time value of the blood concentration. The emitter and infrared light receiver are placed in a cuvette or in a low refractive container and the captured signal is sent to a comparison circuit configured with a reference value of the blood concentration necessary for the blood can be transferred to the patient. The signal acquisition is done by LabView software.

It was possible to analyse the linearity of the voltage answer to different levels of red blood cells concentration in the blood, taking to the conclusion that is possible to quantify the haematocrit level using non-invasive technology and independent of manual readings.

Keywords: hematocrit, blood concentration, infrared, comparator, LabView.

Sumário

LISTA DE FIGURAS.....	11
LISTA DE GRÁFICOS.....	12
CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	13
1.1– Motivação	13
1.2- Objetivos.....	13
1.3- Organização da Monografia	14
CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	15
2.1 – Composição do Sangue e Hematócrito.....	15
2.2 – Oxímetro	16
2.3 – Sensor de detecção de Luz Infravermelha	17
CAPÍTULO 3 – MATERIAIS, MÉTODOS, RESULTADOS e DISCUSSÃO	19
3.1 – Materiais	19
3.2 - Caracterização do detector de luz infravermelha na presença de diferentes comprimentos de onda:.....	22
3.3 - Unidade de sensoriamento articulada:	27
3.4 - Unidade Clipe:	29
3.5 - Circuito Comparador e LED:	36
3.6 - Circuito final do dispositivo:	46
CONCLUSÃO	47
REFERÊNCIAS	48

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Sangue sedimentado após centrifugação(JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2008).....	16
Figura 2 - Sensor de oximetria de pulso (ANDRADE, 2009)	17
Figura 3 – Exemplo de funcionamento do sensor, onde os feixes são atenuados ao passar pelo sangue (Fonte: Autoria própria).....	18
Figura 4 - Esquema do processo de centrifugação e medição do valor de hematócrito (pbsinvestigation.weebly.com).....	20
Figura 5 - Tubo de hematócrito após centrifugação (Fonte: Autoria própria)	20
Figura 6 - Escala padrão de hematócrito (Fonte: Autoria própria).....	20
Figura 7 - Concentrações utilizadas para a realização do experimento (Fonte: Autoria Própria)	21
Figura 8 - Cubeta utilizada no experimento com 1,7ml de sangue (Fonte: Autoria própria).....	22
Figura 9 - Sistema montado em laboratório para caracterização do sensor (Fonte: Autoria própria)	23
Figura 10 - Sistema construído para a caracterização do Detector (Fonte: Autoria própria).....	23
Figura 11 - Circuito utilizando apenas um resistor externo ao dispositivo (Texas Instruments Incorporated, 2003).....	24
Figura 12- Circuito utilizando um resistor externo em série com a resistência interna de 1MΩ (Texas Instruments Incorporated, 2003)	24
Figura 13 - Unidade articulada aberta com a cubeta posicionada (Fonte: Autoria própria).....	27
Figura 14 - Unidade clipe com a cubeta posicionada (Fonte: Autoria própria)	29
Figura 15 - Circuito comparador de tensão (sabereletronica.com.br)	36
Figura 16- Circuito comparador de tensão com entrada inversora e relação de entrada e saída (electronics-tutorials.ws)	37
Figura 17 - Circuito comparador de tensão com entrada inversora e relação de entrada e saída (electronics-tutorials.ws)	37
Figura 18 - Saída do Comparador de Tensão (electronics-tutorials.ws).....	38
Figura 19 - Circuito comparador com acionamento de LEDs construído (Fonte: Autoria própria).....	39
Figura 20- Sinal adquirido para o PCV a 30% (Fonte: Autoria própria).....	40
Figura 21- Sinal adquirido para o PCV a 35% (Fonte: Autoria própria).....	41
Figura 22-Sinal adquirido para o PCV a 38% (Fonte: Autoria própria)	41
Figura 23 - Sinal adquirido para o PCV a 40% (Fonte: Autoria própria).....	42
Figura 24-Sinal adquirido para o PCV a 42% (Fonte: Autoria própria)	42
Figura 25 - Funcionamento do sensor à um PCV de 40%: Ambos os LEDs acionados (Fonte: Autoria própria)	43
Figura 26- Funcionamento do sensor à um PCV superior a 40%: apenas o LED verde acionado (Fonte: Autoria própria)	44
Figura 27 - Funcionamento do sensor à um PCV inferior a 40%: apenas o LED vermelho acionado (Fonte: Autoria própria)	45
Figura 28 - Diagrama de blocos com as partes do circuito construído para o dispositivo desenvolvido (Fonte: Autoria própria).....	46

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1- Resposta do sensor OPT101 ao LED QED223 com a sensibilidade ajustada por apenas um resistor externo (Fonte: Autoria própria)	25
Gráfico 2 – Resposta do sensor OPT101 ao LED IR333 com a sensibilidade ajustada por apenas um resistor externo (Fonte: Autoria própria)	25
Gráfico 3 -Resposta do sensor OPT101 ao LED QED223 com a sensibilidade ajustada por um resistor externo em série com a resistência interna (Fonte: Autoria própria)	26
Gráfico 4 - Resposta em tensão para os diferentes níveis de concentração à uma tensão de alimentação de 5V (Fonte: Autoria própria).....	27
Gráfico 5 - Resposta em tensão para os diferentes níveis de concentração à uma tensão de alimentação de 10V (Fonte: Autoria própria).....	28
Gráfico 6 - Resposta em tensão para os diferentes níveis de concentração à uma tensão de alimentação de 7,5V (Fonte: Autoria própria).....	28
Gráfico 7 - Curvas obtidas para resistores externos ao detector na faixa de 47k Ω a 330k Ω (Fonte: Autoria própria)	30
Gráfico 8- Curvas obtidas para resistores externos ao detector na faixa de 330k Ω a 720k Ω (Fonte: Autoria própria)	31
Gráfico 9 - Curvas obtidas para resistores externos ao detector na faixa de 720k Ω a 1M Ω (Fonte: Autoria própria)	32
Gráfico 10 - Curvas obtidas realizando-se o controle da emissividade pela tensão de alimentação (Fonte: Autoria própria)	33
Gráfico 11- Curvas obtidas realizando-se o controle da emissividade pela corrente de controle do emissor (Fonte: Autoria própria).....	35

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

1.1 – Motivação

No campo médico o tempo gasto em diagnóstico, tratamentos, cirurgias e todos os procedimentos é uma variável importante. Com o desenvolvimento das tecnologias atuais, têm sido proporcionados avanços em uma grande faixa de dispositivos médicos que possibilitam a economia não só de tempo, mas também de materiais, além ser acessíveis a mais cidades e regiões.

O “*Packed Cell Volume*” (PCV) ou hematócrito, é a porcentagem de células vermelhas do sangue em relação ao volume de sangue total. O PCV em condições normais é de cerca de 35 a 50%(OSHIMA; SANKAI, 2009), e para a sua medida é usado um processo manual que exige tempo e mão de obra de laboratório profissional, sendo esse exame também conhecido por hematócrito.

O PCV pode ser quantificado medindo a faixa de extensão em que as células do sangue dispersam a luz infravermelha, de modo que a quantidade de luz detectada pelo sensor varia de acordo com o valor do hematócrito. Esta quantificação será o objeto de exploração do presente trabalho.

1.2- Objetivos

Este trabalho tem como propósito o uso da tecnologia de detecção de luz infravermelha para estudar a medição do PCV em tempo real, evitando o trabalho manual e moroso, tendo aplicações como, por exemplo, utilizar o sistema de medições para detectar anemia, sangramentos, risco de desenvolvimento de doenças trombotogênicas ou outras doenças ligadas à deficiência ou excesso de células vermelhas sanguíneas e em procedimentos como diálise e cirurgias de peito aberto, que demandem um processo de reconcentração sanguínea (OSHIMA; SANKAI, 2009).

A ideia é que o produto final seja um dispositivo que tenha uso médico e proporcione uma resposta simples e precisa que informe ao corpo clínico cirúrgico se o sangue do paciente apresenta condições normais de concentração de células vermelhas.

1.3 - Organização da Monografia

Este trabalho está dividido em 5 capítulos, sendo eles:

- Introdução: Descrição do que motivou a construção do dispositivo e quais são os objetivos visados.
- Fundamentação Teórica: Descrição dos conceitos relevantes ao projeto, como as variáveis biológicas e a caracterização do sensor utilizado.
- Materiais, Métodos, Resultados e Discussão: Apresentação dos materiais e ferramentas utilizadas na construção e desenvolvimento do projeto, além das etapas que o constituem seguidos da apresentação, análise e discussão dos resultados obtidos, com aprofundamento nos fatores que influenciam na performance do dispositivo. Tais pontos foram apresentados em conjunto para proporcionar um melhor entendimento do trabalho.
- Conclusão: Considerações finais sobre o que foi desenvolvido e sugestões para trabalhos futuros.

CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo será apresentado um embasamento geral das variáveis que compõem esse projeto, desde o objeto de estudo sangue e seu comportamento, até o circuito e componentes utilizados na construção do sensor.

Será apresentado também o dispositivo oxímetro, que usa o mesmo princípio de absorção de luz infravermelha para determinação de níveis de saturação de oxigênio no sangue, usado como inspiração para construção deste trabalho.

2.1 – Composição do Sangue e Hematócrito

Parte do aparelho circulatório, o sangue é um fluido que tem como principal função o transporte de substâncias - como nutrientes, oxigênio, gás carbônico e toxinas -, defesa e proteção, além da regulação do organismo.

O sangue é composto por plasma e glóbulos sanguíneos, sendo esses últimos: eritrócitos (também chamados de glóbulos vermelhos ou hemácias) e leucócitos (também conhecidos como glóbulos brancos) (VIVAS, 2008).

O plasma é composto em sua maior parte por água, e é responsável pelo transporte de proteínas, sais, vitaminas, glóbulos sanguíneos. Possui também a função reguladora, permitindo que as células eliminem substâncias decorrentes de processos metabólicos e é ainda a reserva corporal de água (VIVAS, 2008).

Para os glóbulos sanguíneos temos as seguintes funções: os eritrócitos são responsáveis pelo transporte de oxigênio e gás carbônico, possibilitando as trocas gasosas necessárias ao metabolismo orgânico; as plaquetas são responsáveis pela coagulação sanguínea; e, por fim, os leucócitos constituem a defesa e proteção do organismo (JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2008).

O teste realizado para estimar o volume de sangue ocupado pelos eritrócitos em relação ao volume de sangue total é chamado de hematócrito, e seu resultado é obtido após o sangue receber tratamento anticoagulante e passar por centrifugação em um tubo específico, processo onde o sangue sedimentará e se dividirá em camadas (Figura 1).

De acordo com Junqueira e Carneiro (2008), os valores normais para o hematócrito são de 35-49% para a mulher e 40-54% para o homem.

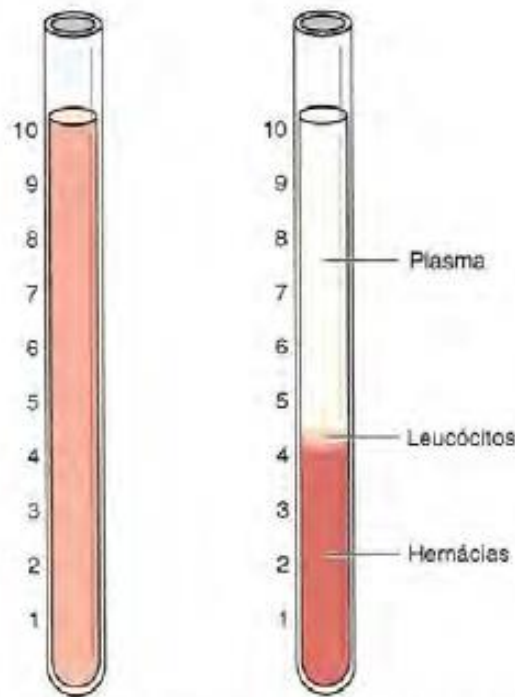


Figura 1 - Sangue sedimentado após centrifugação(JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2008)

2.2 – Oxímetro

Um oxímetro é um dispositivo médico utilizado para medir a saturação de oxigênio no sangue, comumente posicionado no pulso ou no dedo do paciente durante o exame. Seu funcionamento baseia-se no princípio de *Beer-Lambert* para espectrofotometria, que relaciona as características de um determinado material à absorção de luz pelo mesmo. Para o oxímetro esse princípio é aplicado considerando-se as características de absorção da luz vermelha e infravermelha da hemoglobina oxigenada e desoxigenada.

A hemoglobina é uma molécula presente nas hemácias, ou células vermelhas do sangue, responsável pelo transporte do gás oxigênio, O_2 . Essa molécula possui a característica de absorver e espalhar espectros de luz vermelha e infravermelha.

Segundo Kushima (2014) a lei de *Beer-Lambert* “consiste em um feixe de luz incidente, $I_{incidente}$, com comprimento de onda λ , que atinge um anteparo não totalmente opaco, resultando em um feixe transmitido, $I_{transmitido}$, que é dependente

do comprimento do anteparo, l [cm], da constante de absorção deste para o comprimento de onda λ , $\alpha(\lambda)$ [L/mmol.cm], e da concentração de partículas responsáveis pela atenuação do sinal, C [mmol/L]”:

$$I_{transmitido} = I_{incidente} * e^{-\alpha(\lambda).C.l}$$

Esse dispositivo é constituído por dois LEDs de 660 nm (espectro de luz vermelho) e 895 nm (espectro de luz infravermelho), que emitem luz que atravessa uma parte translúcida do corpo do paciente. Parte dessa luz é absorvida e espalhada durante o percurso e a radiação que atravessa completamente o organismo do paciente é medida por um fotodiodo (detector de luz), posicionado no lado oposto do corpo do paciente (Figura 2) (KUSHIMA, 2014).

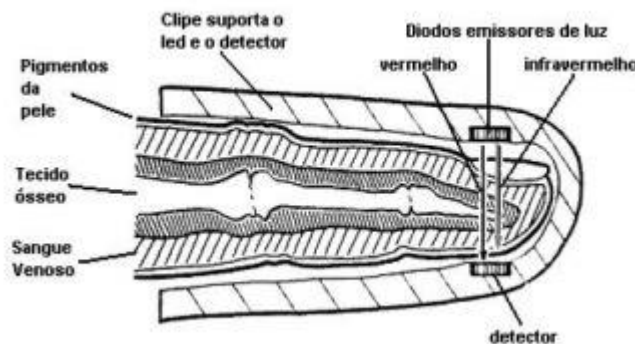


Figura 2 - Sensor de oximetria de pulso (ANDRADE, 2009)

2.3 – Sensor de detecção de Luz Infravermelha

A luz infravermelha é uma radiação de alta frequência, não visível à olho humano, com ondas de comprimento de 1 milímetro até 700 nanômetros (CARVALHO, [2015?]), sendo absorvida e espalhada pela hemoglobina presente nas células vermelhas do sangue, possibilitando assim realizar a quantificação de quanto de luz atravessa uma seção transversa de um recipiente, estando emissor e detector devidamente alinhados (OSHIMA; SANKAI, 2009).

Neste trabalho será utilizado o princípio da refração (Figura 3) para relação do hematócrito com a quantidade de luz infravermelha atenuada durante o processo de medição, partindo-se do ponto que quanto mais concentrado o sangue, maior sua densidade óptica, e, portanto, mais luz será absorvida e espalhada, resultando em uma menor detecção dos feixes de luz pelo sensor de detecção de luz infravermelha.

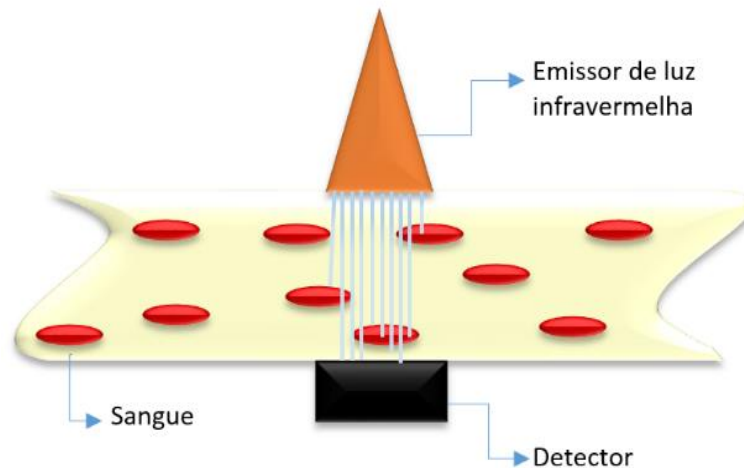


Figura 3 – Exemplo de funcionamento do sensor, onde os feixes são atenuados ao passar pelo sangue
(Fonte: Autoria própria)

CAPÍTULO 3 – MATERIAIS, MÉTODOS, RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1 – Materiais

Para o desenvolvimento do projeto foi escolhido um conjunto composto por um sensor óptico com detecção de luz infravermelha e um LED emissor de luz infravermelha com comprimento de onda adequado e sensível à presença de hemoglobina de 850 nm (TIMM et al., 2009). Para aquisição dos dados em tempo real, o software LabView foi utilizado, juntamente à um dispositivo de aquisição de dados (DaQ). Os materiais utilizados foram:

- Emissor de luz infravermelha de alta potência (850nm), modelo SFH 4235;
- Fotodiodo Monolítico e Amplificador de Transimpedância Single-supply, modelo OPT101;
- National Instruments DaQ, modelos 6008 e 6225;
- Osciloscópio.

Para o procedimento experimental foi utilizado sangue bovino fresco, fornecido ao laboratório da University of Strathclyde por um abatedouro da cidade de Glasgow.

No preparo das amostras de sangue com diversos níveis de hematócrito, o PCV inicial do sangue recebido foi medido seguindo o método tradicional de hematócrito (por meio de centrifugação e medida manual), e em seguida o mesmo foi diluído gradualmente, sempre havendo o monitoramento do valor atingido (aferindo-se manualmente o valor de hematócrito após cada diluição), até que os níveis de concentração desejados fossem alcançados. O processo pode ser descrito com os seguintes passos:

- Primeiramente, para aferir o valor de PCV, uma pequena quantidade (aprox. 70 μ l) de sangue é colocada no tubo de hematócrito, que é selado e centrifugado por 2 minutos (Figura 4);
- Uma vez centrifugado, o sangue haverá se separado em 3 camadas: plasma, glóbulos brancos e plaquetas, e glóbulos vermelhos (Figura 5);
- Por fim, o tubo é posicionado e ajustado corretamente na escala padrão de hematócrito. A medida do valor é obtida manualmente. Para garantir a leitura correta dos dados o processo de aferição manual do valor de hematócrito é realizado sempre duas vezes (Figura 6).

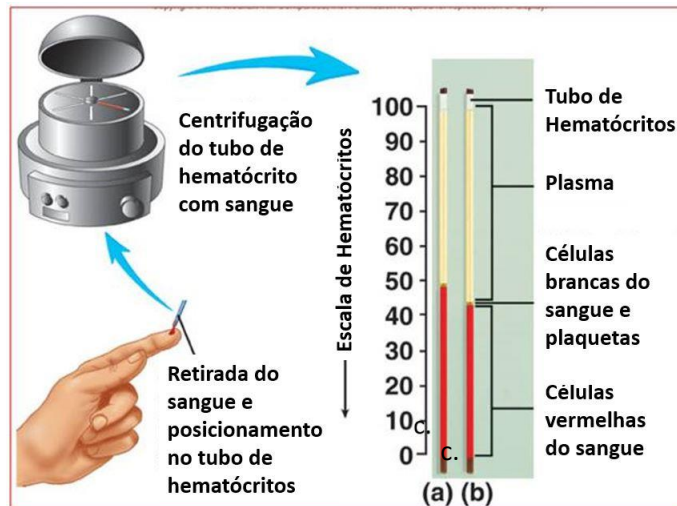


Figura 4 - Esquema do processo de centrifugação e medição do valor de hematócrito (pbsinvestigation.weebly.com)

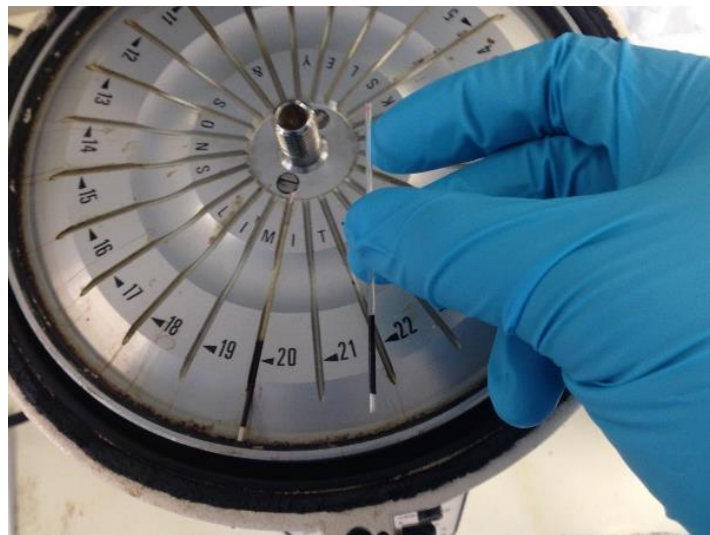


Figura 5 - Tubo de hematócrito após centrifugação (Fonte: Autoria própria)



Figura 6 - Escala padrão de hematócrito (Fonte: Autoria própria)

- Para a diluição do sangue, foi preparada uma solução salina, com o auxílio de uma balança de precisão, com uma concentração de 9 [g/L] de Cloreto de Sódio (NaCl) em água destilada.
- O sangue foi distribuído em recipientes (Figura 7) e a solução salina foi adicionada gradualmente em pequenas porções (de 0,5 mL a 5 mL – de acordo com a porcentagem de diluição requerida), sendo o PCV novamente medido cada vez que mais solução era adicionada. O processo foi repetido até que as concentrações necessárias aos testes foram alcançadas.
- As concentrações de sangue utilizadas nos experimentos durante o presente projeto foram: 5%, 10%, 15%, 20%, 25%, 30%, 35%, 38%, 40%, 42% e 45%.



Figura 7 - Concentrações utilizadas para a realização do experimento (Fonte: Autoria Própria)

Por último, para que a mesma quantidade de sangue estivesse posicionada entre o sensor, garantindo precisão e padronização dos testes, foi utilizada uma cubeta (Figura 8) contendo 1.7mL de sangue. Com isso, garantiu-se que a seção transversal pela qual a luz seria refratada pela quantidade de células vermelhas presentes fosse sempre a mesma.



Figura 8 - Cubeta utilizada no experimento com 1,7ml de sangue (Fonte: Autoria própria)

3.2 - Caracterização do detector de luz infravermelha na presença de diferentes comprimentos de onda:

Para que o sensor tivesse sua linearidade analisada, foi efetuada a caracterização do mesmo no Laboratório de Biocibernética e Engenharia de Reabilitação (LABCIBER) da Universidade de São Paulo (USP), sendo analisadas a variação da resposta em tensão e sensibilidade do sensor para os comprimentos de onda de e 880nm 940nm. Tais comprimentos de onda foram escolhidos por serem valores próximos ao utilizado na construção do sensor óptico (850nm). Os materiais utilizados foram:

- Emissores de luz infravermelha de comprimento de onda 850nm e 940nm, modelos IR333 e QED223, respectivamente;
- Fotodiodo Monolítico e Amplificador de Transimpedância Single-supply, modelo OPT101;
- Osciloscópio.

O experimento constou em posicionar o detector de luz infravermelha em um circuito, e posicionar um LED infravermelho alinhado ao mesmo, com uma barreira de papelão para avaliar a resposta de acordo com a intensidade da luz emitida (Figuras 9 e 10).

Para a realização do processo de caracterização, foi necessária a criação de um dispositivo que oferecesse proteção à incidência da luz ambiente, para evitar que a mesma interferisse nos resultados e respostas em tensão obtidas, além de manter sempre as mesmas condições de ambiente para precisão dos resultados.

Foi então adaptada uma caixa em formato circular onde o LED emissor de luz infravermelha é posicionado ao centro, e uma camada de papelão foi fixada entre o emissor e detector, a uma distância de 5mm do topo da caixa, para haver absorção e espalhamento da radiação infravermelha emitida, e assim então poder avaliar a curva de resposta relativa. Foi necessário o uso de um material (papelão) entre o emissor e detector pois com a luz infravermelha incidindo diretamente sobre o sensor, não havia mudanças na tensão de saída independente da emissividade do LED.

O esquema abaixo representa a construção do sistema para a caracterização do detector:

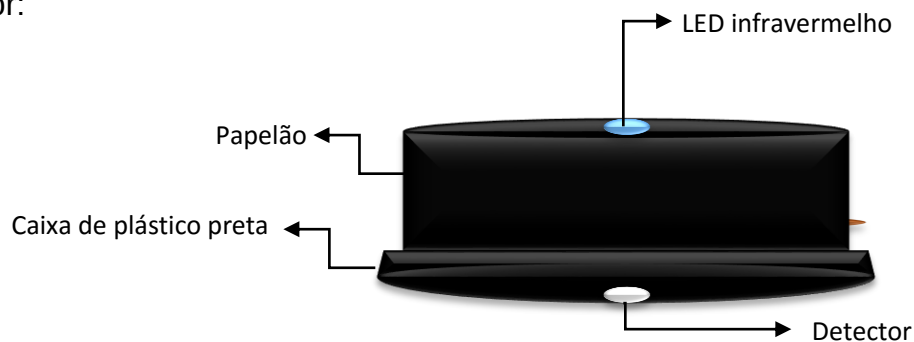


Figura 10 - Sistema construído para a caracterização do Detector (Fonte: Autoria própria)

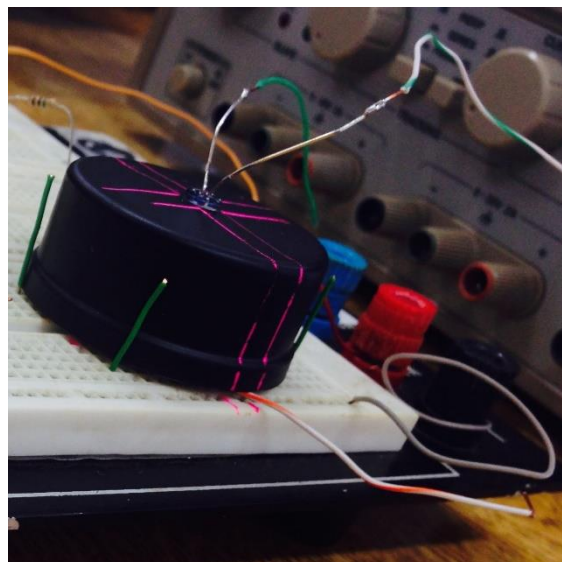
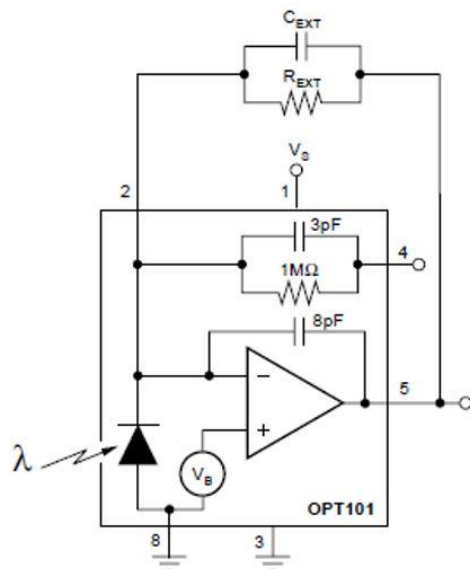


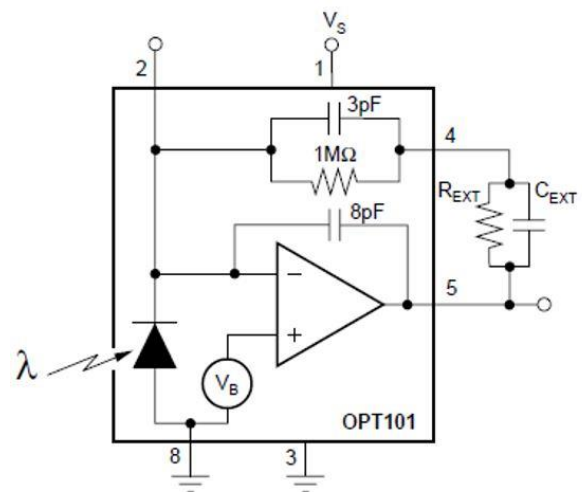
Figura 9 - Sistema montado em laboratório para caracterização do sensor (Fonte: Autoria própria)

O detector foi posicionado alinhado com o emissor, e foram testadas duas condições para a mudança de resposta: utilizando apenas um resistor externo ao dispositivo, e em série com a resistência interna de $1\text{M}\Omega$ (Figuras 11 e 12). O resistor foi posicionado conforme a indicação do datasheet, com o circuito construído da seguinte maneira, com as variações de ganho obtidas listadas:



R_{EXT} ($\text{M}\Omega$)	C_{EXT} (pF)	Ganho CC ($\times 10^6 \text{V/A}$)	Largura de banda (kHz)
0.05 ⁽¹⁾	56	0.05	58
0.1 ⁽¹⁾	33	0.1	44
1	—	1	23
2	—	2	9.4
5	—	5	3.6
10	—	10	1.8
50	—	50	0.34

Figura 11 - Circuito utilizando apenas um resistor externo ao dispositivo (Texas Instruments Incorporated, 2003)



R_{EXT} ($\text{M}\Omega$)	C_{EXT} (pF)	Ganho CC ($\times 10^6 \text{V/A}$)	Largura de banda (kHz)
1	50	2	8
2	25	3	6
5	10	6	2.5
10	5	11	1.3
50	—	51	0.33

Figura 12- Circuito utilizando um resistor externo em série com a resistência interna de $1\text{M}\Omega$ (Texas Instruments Incorporated, 2003)

Para o primeiro caso, utilizando apenas um resistor externo ao dispositivo, a uma tensão de alimentação de 5V, as seguintes curvas foram traçadas:

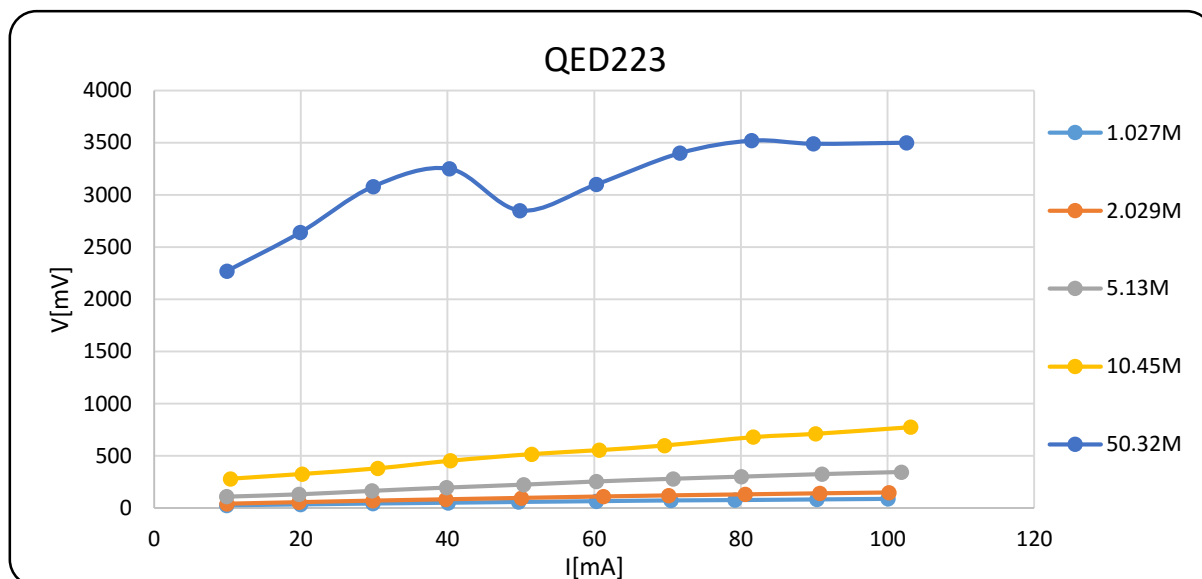


Gráfico 1- Resposta do sensor OPT101 ao LED QED223 com a sensibilidade ajustada por apenas um resistor externo (Fonte: Autoria própria)

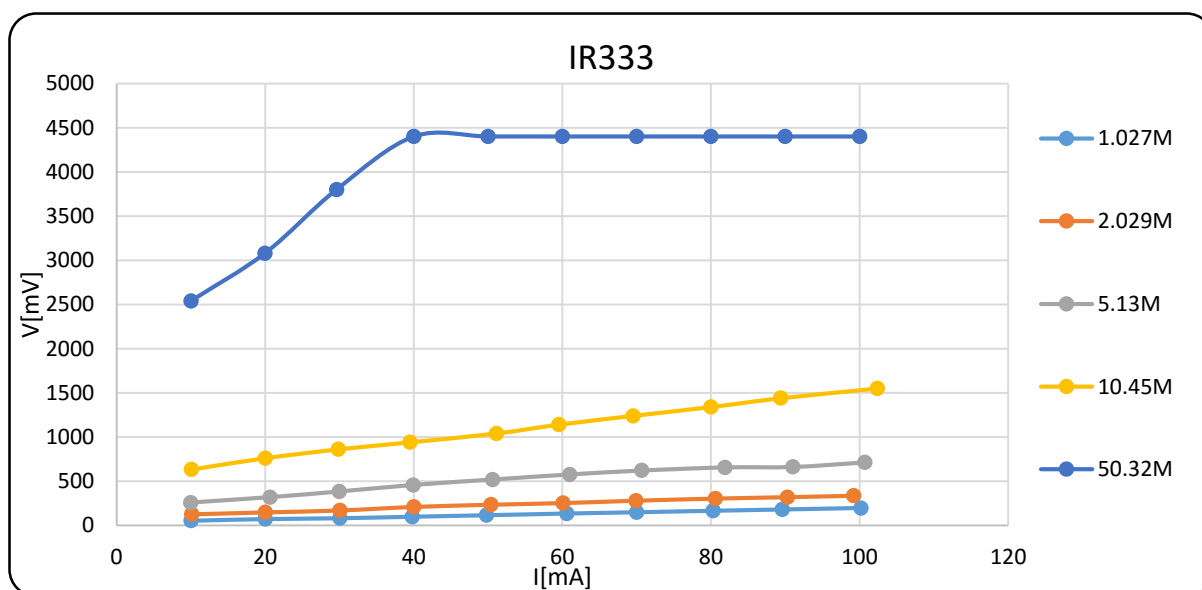


Gráfico 2 – Resposta do sensor OPT101 ao LED IR333 com a sensibilidade ajustada por apenas um resistor externo (Fonte: Autoria própria)

Para o segundo caso, o resistor externo em série com a resistência interna de $1\text{M}\Omega$, a seguinte curva foi obtida:

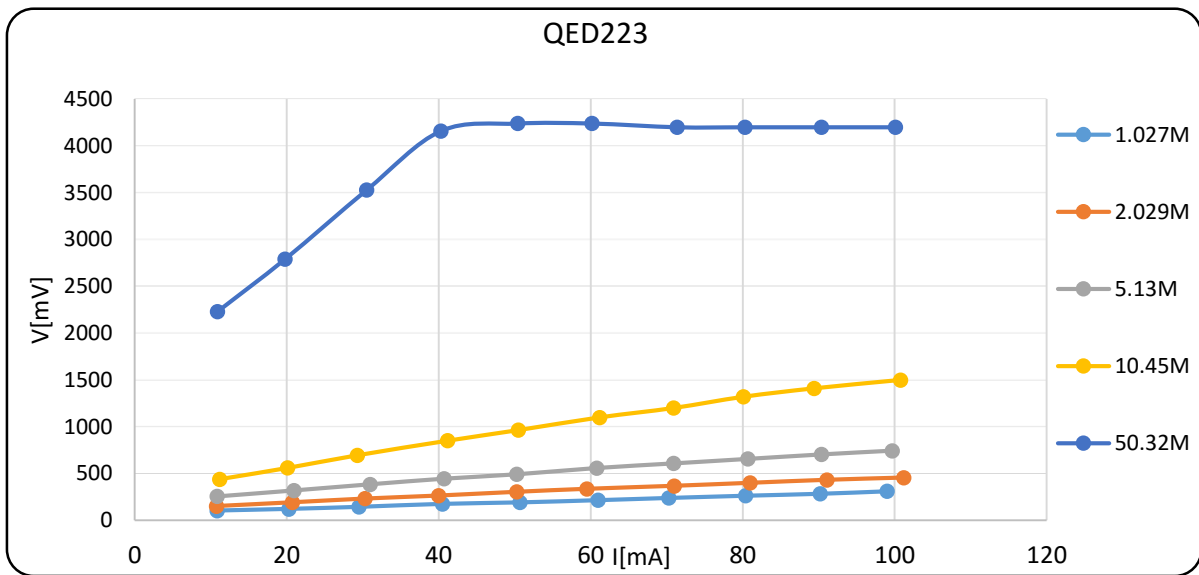


Gráfico 3 -Resposta do sensor OPT101 ao LED QED223 com a sensibilidade ajustada por um resistor externo em série com a resistência interna (Fonte: Autoria própria)

Podemos observar que ao aumentar o valor da resistência externa obtemos uma inclinação maior nas curvas, e isso se dá porque a sensibilidade do detector à feixes de luz incidentes se tornou maior. Temos, porém, que ao ajustar o sensor na sensibilidade máxima (utilizando uma resistência de $1\text{M}\Omega$) as curvas apresentam uma saturação, pois com uma alta sensibilidade o valor máximo em tensão é atingido antes que se possa atingir a máxima emissividade do LED.

3.3 - Unidade de sensoriamento articulada:

A unidade de sensoriamento articulada, com o formato de uma caixa especial para posicionar a cubeta, foi a primeira configuração usada como protótipo para medir a resposta do sensor (Figura 13).



Figura 13 - Unidade articulada aberta com a cubeta posicionada (Fonte: Autoria própria)

Os primeiros testes foram feitos utilizando as seguintes tensões de alimentação: 5V, 7.5V e 10V.

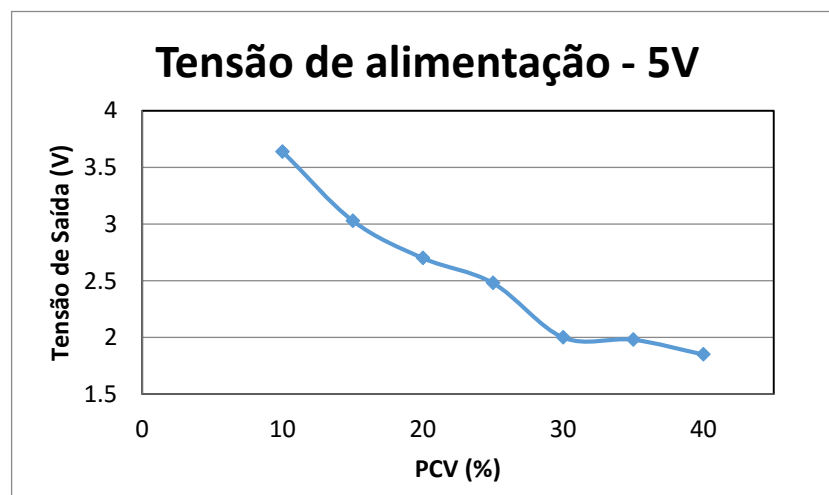


Gráfico 4 - Resposta em tensão para os diferentes níveis de concentração à uma tensão de alimentação de 5V (Fonte: Autoria própria)

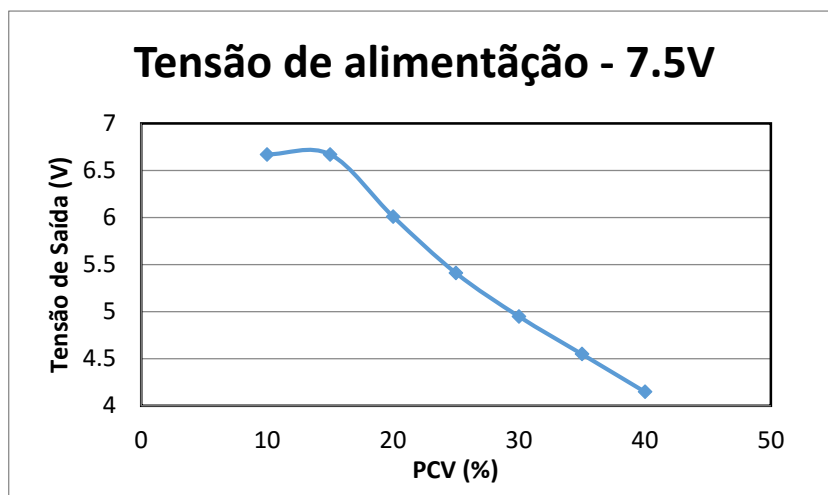


Gráfico 5 - Resposta em tensão para os diferentes níveis de concentração à uma tensão de alimentação de 7,5V (Fonte: Autoria própria)

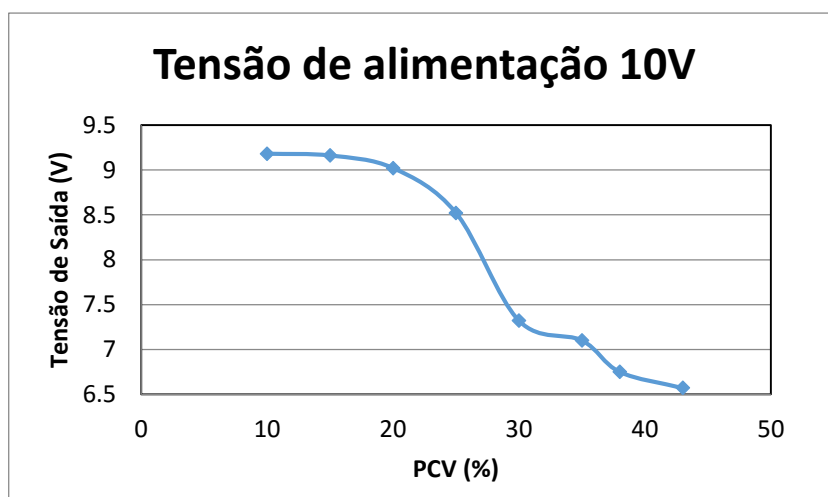


Gráfico 6 - Resposta em tensão para os diferentes níveis de concentração à uma tensão de alimentação de 10V (Fonte: Autoria própria)

Nos primeiros testes realizados com o auxílio da unidade articulada para abrigar a cubeta, notou-se um padrão linear da resposta para as diferentes tensões de 5V, 7,5V, e 10V. Durante estes testes a intensidade da luz infravermelha emitida aumentou diretamente com o aumento da tensão de alimentação, e a melhor curva de resposta obtida deu-se com a tensão de alimentação de 7,5V, pois apresentou boa inclinação e linearidade, além de não saturar para valores de 15% a 40% de PCV. A curva obtida com 10V apresentou saturação para valores de até 20% de PCV porque com o aumento da emissividade do LED as soluções pouco concentradas de sangue não representam uma absorção significativa da luz emitida. Para a tensão de 5V a saturação se deu em valores maiores de PCV, pois com uma intensidade mais baixa da luz emitida as soluções mais concentradas permitem que poucos feixes de luz atravessem completamente o sangue.

Após a validação do método, que mostrou a capacidade de diferenciação entre as diferentes concentrações sanguíneas de maneira satisfatória, o segundo protótipo foi desenvolvido em formato de clipe para que possa ser adaptado posteriormente à métodos não-invasivos.

Foi decidido, no entanto, manter a tensão de alimentação em 5V por razões comerciais, e novas maneiras de aumentar a emissividade do LED e a sensibilidade do detector foram testadas no protótipo em clipe.

3.4 - Unidade Clipe:

O protótipo em formato de clipe foi desenhado tendo em vista o uso adaptável em amostras de sangue já recolhidas ou ainda poder ser utilizado de maneira não-invasiva (tal como o oxímetro). Para validação do modelo, o clipe passou por diversos testes que aferiam a saída em tensão do detector para o sangue em diferentes concentrações, para avaliar o circuito eletrônico utilizado e seus parâmetros, como a influência de fatores externos nas leituras, e a resposta ideal do detector para a emissividade ideal do LED emissor (Figura 14).

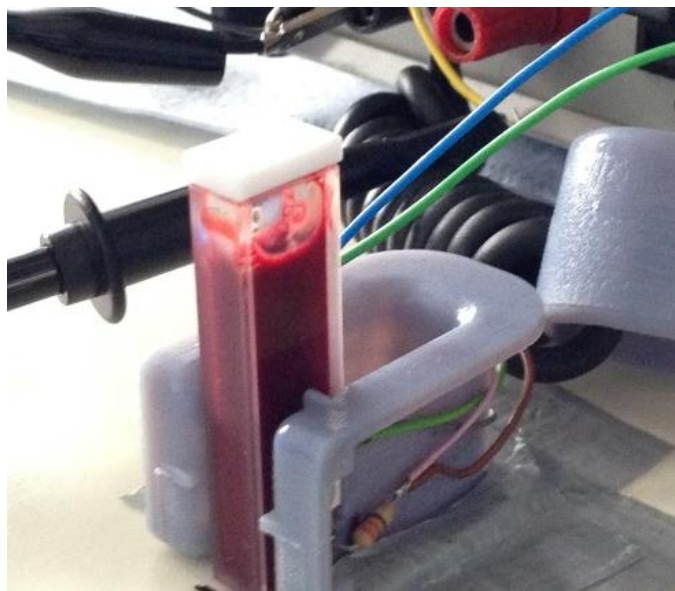


Figura 124 - Unidade clipe com a cubeta posicionada (Fonte: Autoria própria)

Um resistor externo foi conectado ao detector para que a resposta do sistema (sensibilidade) pudesse ser controlada, resultando em uma maior ou menor sensibilidade à luz recebida (tal como feito no processo de caracterização do detector). Para determinar como a mudança na sensibilidade do detector afetaria a linearidade da resposta em tensão do sistema para as diferentes concentrações, uma série de valores resistivos entre 47kΩ até 1MΩ foram testados.

Os valores iniciais de resistência externa testados foram da faixa de 47kΩ até 330kΩ. Para essa faixa a curva obtida era sensível à determinação de valores de concentrações baixas, nas quais o sangue ainda estava diluído, obtendo saturação na leitura a valores de PCV acima de 25% (Gráfico 7):

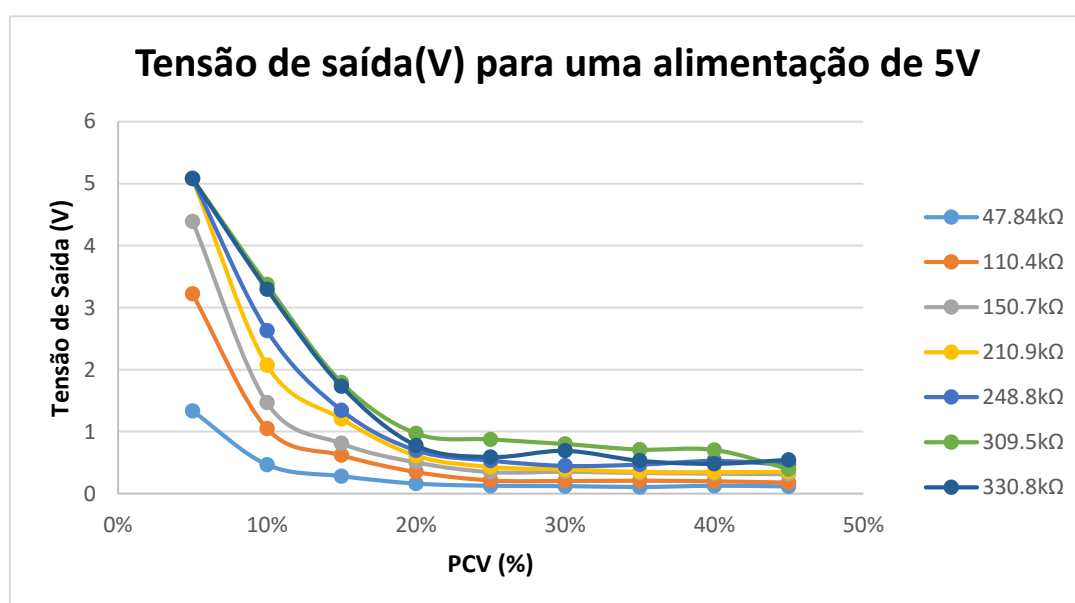


Gráfico 7 - Curvas obtidas para resistores externos ao detector na faixa de 47kΩ a 330kΩ (Fonte: Autoria própria)

PCV(%)	Resistência (kΩ)						
	47,84	110,4	150,7	210,9	248,8	309,5	330,8
	Tensão de saída(V)						
5	1,335	3,22	4,39	5,08	5,08	5,08	5,08
10	0,465	1,05	1,465	2,07	2,63	3,37	3,295
15	0,28	0,62	0,81	1,205	1,345	1,79	1,73
20	0,16	0,35	0,505	0,61	0,7	0,97	0,775
25	0,125	0,215	0,35	0,43	0,535	0,875	0,59
30	0,12	0,205	0,355	0,39	0,45	0,8	0,69
35	0,105	0,21	0,335	0,35	0,47	0,71	0,53
40	0,125	0,2	0,325	0,345	0,53	0,705	0,48
45	0,115	0,18	0,315	0,35	0,47	0,395	0,545

Tabela 1- Resposta do sensor aos diferentes níveis de concentração sanguínea utilizando resistores externos ao detector na faixa de 47kΩ a 330kΩ

Ao aumentar o valor do resistor externo para uma faixa de 330k Ω até 750k Ω , a curva mostrou-se mais íngreme, porém ainda saturando próximo a 30% de PCV. (Gráfico 8). Tais dados poderiam ser de grande utilidade caso o foco do projeto fosse oferecer um relatório detalhado sobre a taxa de reconcentração do sangue ao longo do tempo.

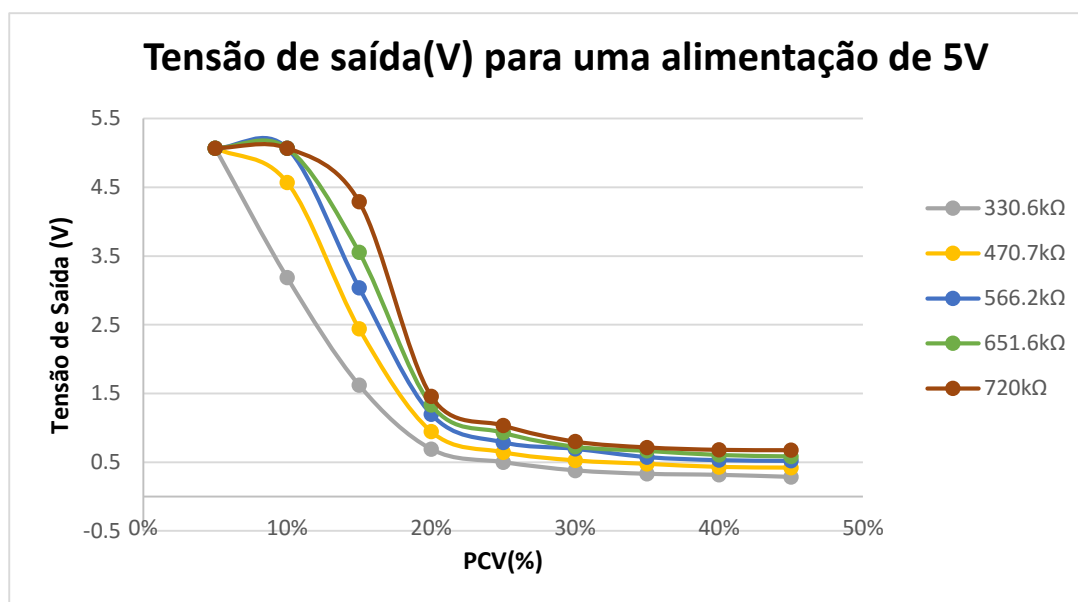


Gráfico 8- Curvas obtidas para resistores externos ao detector na faixa de 330k Ω a 720k Ω (Fonte: Autoria própria)

(PCV%)	Resistência (k Ω)				
	330,6	470,7	566,2	651,6	720
	Tensão de Saída(V)				
5%	5,07	5,07	5,07	5,07	5,07
10%	3,185	4,57	5,07	5,07	5,07
15%	1,62	2,44	3,04	3,555	4,29
20%	0,69	0,945	1,2	1,335	1,46
25%	0,5	0,645	0,79	0,93	1,035
30%	0,38	0,525	0,695	0,725	0,8
35%	0,33	0,475	0,575	0,665	0,715
40%	0,315	0,43	0,53	0,605	0,68
45%	0,285	0,42	0,52	0,585	0,675

Tabela 2 - Resposta do sensor aos diferentes níveis de concentração sanguínea utilizando resistores externos ao detector na faixa de 330k Ω a 720k Ω

Como a curva se mostrou mais íngreme e mais sensível a valores maiores de PCV conforme o valor da resistência aumentava, o teste foi repetido para uma faixa de 720k Ω a 1M Ω . Com a mudança da faixa de operação para uma sensibilidade maior, o sistema deixa de diferenciar menores concentrações de hematócrito e passa a diferenciar maiores. Tal perda de informações não afeta o resultado final do projeto, uma vez que se busca delinear as respostas correspondentes a PCVs entre 30-45%. Os testes foram novamente realizados, mas apenas com amostras que atendessem à faixa de concentrações (30-40%). Os resultados podem ser vistos no Gráfico 9:

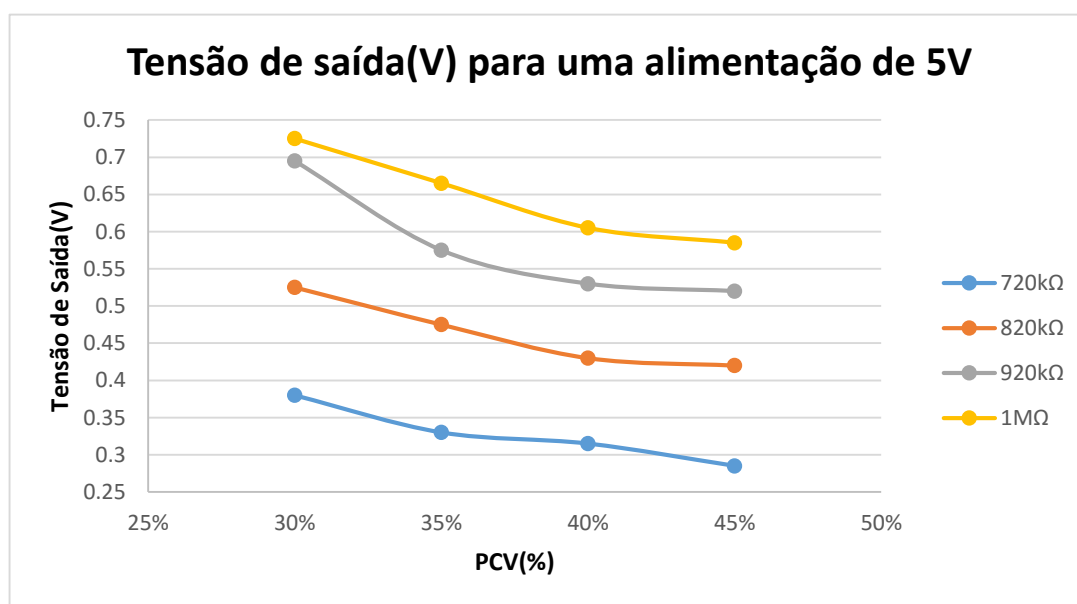


Gráfico 9 - Curvas obtidas para resistores externos ao detector na faixa de 720k Ω a 1M Ω (Fonte: Autoria própria)

PCV(%)	Resistência (k Ω)			
	720	820	920	1000
	Tensão de Saída(V)			
30	0,38	0,525	0,695	0,725
35	0,33	0,475	0,575	0,665
40	0,315	0,43	0,53	0,605
45	0,285	0,42	0,52	0,585

Tabela 3 - Resposta do sensor aos diferentes níveis de concentração sanguínea utilizando resistores externos ao detector na faixa de 720k Ω a 1M Ω

Nota-se que a melhor sensibilidade ao sinal até ao ponto próximo de saturação (próximo a um PCV de 45%) foi adquirida com a maior resistência (920 k Ω - 1 M Ω). Para os valores mais baixos de resistência, tem-se uma excursão do sinal com uma melhor resolução para valores baixos de PCV, conforme a sensibilidade do detector aumenta (maiores resistências), as leituras realizadas para esses baixos valores de

PCV torna-se saturada, e a resolução passa a ser maior para valores mais concentrados de PCV.

Foi então decidido trabalhar com a configuração utilizando um resistor externo fixo de $1\text{ M}\Omega$, obtendo a máxima sensibilidade à luz incidente. Ainda assim a resolução obtida na leitura das concentrações (diferença de tensão entre os valores lidos para cada PCV) não é satisfatória, sendo necessário realizar ajustes na emissividade do LED.

Como consequência ao aumento da sensibilidade do detector à luz infravermelha, o impacto causado por fatores externos como a luz ambiente passou a ser maior, gerando ruídos.

Após realizar o ajuste de sensibilidade do detector, o parâmetro a ser estudado em seguida foi a intensidade de emissão da luz infravermelha pelo emissor, para reduzir impactos de fatores externos e aumentar a resolução do sinal adquirido. Para todos os testes anteriores, a corrente do emissor estava limitada em 6mA por um resistor externo de 330Ω a uma tensão de alimentação de 5V.

Primeiramente foi feito o ajuste da intensidade de emissão do LED infravermelho de acordo com a tensão de alimentação, avaliando-se os resultados da resposta obtida em cada um. Ao aumentar-se a tensão de alimentação de 5V para 7,5V, a corrente passou de 6 mA a 13,6 mA, proporcionando uma maior intensidade da radiação emitida, e a curva de respostas obtidas mostrou-se mais íngreme para a maior intensidade, o que é de interesse ao projeto dado que uma maior diferença de tensão entre os correspondentes valores de PCV significam uma maior resolução na determinação dos mesmos.

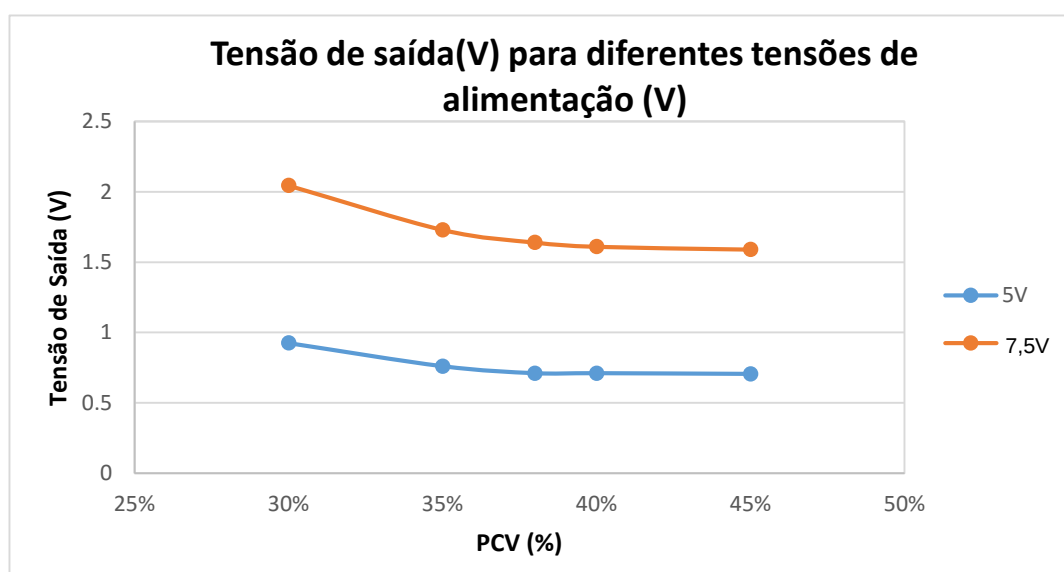


Gráfico 10 - Curvas obtidas realizando-se o controle da emissividade pela tensão de alimentação (Fonte: Autoria própria)

PCV(%)	Tensão de Alimentação (V)	
	5	7,5
	Tensão de Saída(V)	
30	0,925	2,045
35	0,76	1,73
38	0,71	1,64
40	0,71	1,61
45	0,705	1,59

Tabela 4- Respostas do sensor controlando-se a emissividade via tensão de alimentação

Apesar da curva presente no Gráfico 10 mostrar-se mais inclinada para uma corrente de 13,6mA, com uma diferença de tensão considerável entre 30% e 35% de PCV, a diferença de tensão entre os outros valores ainda era pequena.

Foi decidido, então, manter o valor da tensão de alimentação em 5V, por ser mais vantajoso em aplicações comerciais (mais utilizado), e o controle da corrente do emissor passou a ser feito variando-se o resistor de controle do LED emissor de infravermelho.

Os valores de corrente de controle escolhidos para o primeiro teste com o aumento da intensidade da emissão da luz infravermelha foram, por razões comerciais, 100mA, 133mA e 200mA. Para calcular a resistência necessária, uma equação simples é usada:

$$R = \frac{(V_{\text{alimentação}} - V_f)}{i}$$

$V_{\text{alimentação}}$ tem valor 5V, V_f definido no *datasheet* para o emissor usado é 3V (OSRAM Opto Semiconductors, 2014), e i é a corrente desejada. Para a equação acima, para cada corrente temos os seguintes valores de resistência:

- 100mA: R= 19,5Ω;
- 133mA: R= 15Ω;
- 200mA: R= 10Ω.

O primeiro valor a ser testado foi 10Ω (200mA), mas foi descartado porque a intensidade da luz era tão forte que não foi atenuada pelo sangue mesmo a uma concentração de 30% de células vermelhas, obtendo-se a mesma resposta de quando não tem nada ou sangue a baixas concentrações no sensor. As intensidades de corrente então analisadas foram de 100mA e 133mA:

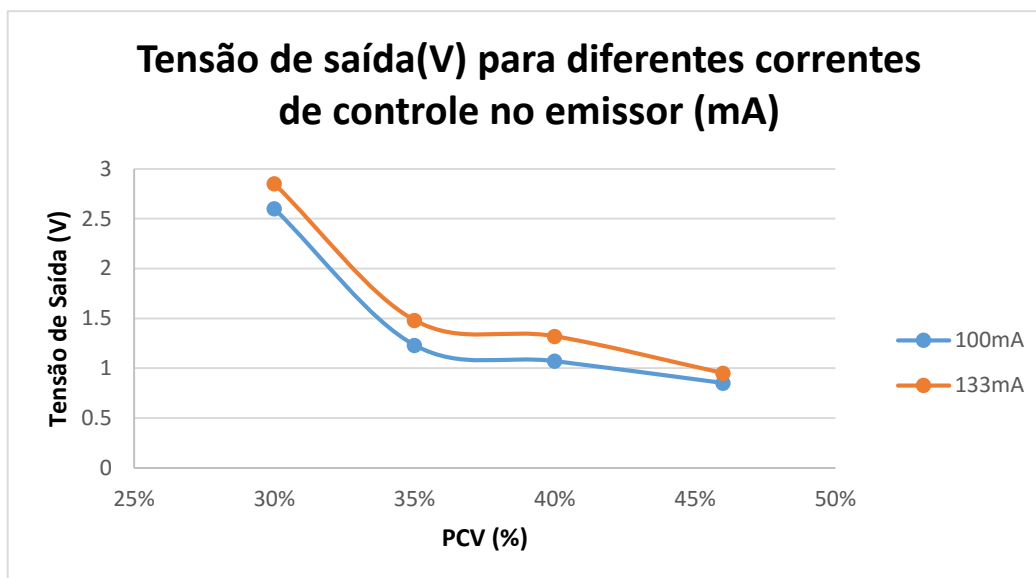


Gráfico 11- Curvas obtidas realizando-se o controle da emissividade pela corrente de controle do emissor (Fonte: Autoria própria)

PCV(%)	Corrente do emissor (mA)	
	100	133
	Tensão de saída (V)	
30	2,6	2,85
35	1,23	1,48
40	1,07	1,32
46	0,85	0,95

Tabela 5- Respostas do sensor controlando-se a emissividade via corrente de controle do emissor

Conforme esperado, a maior diferença entre as tensões de saída para cada valor de PCV foi obtida com a maior intensidade de corrente. O sinal adquirido via *LabView* também foi satisfatório, sofrendo praticamente nenhuma interferência da luz ambiente externa (pouca oscilação no sinal adquirido), o que é importante para precisão e eficácia dos dados obtidos.

O resistor de controle de corrente do emissor então escolhido é de 15Ω, fornecendo uma corrente de 133mA ao LED infravermelho.

3.5 - Circuito Comparador e LED:

Circuitos comparadores de tensão são amplificadores operacionais ligados em malha fechada, de forma a comparar uma tensão de entrada com uma tensão de referência, resultando em uma saída em nível alto ou baixo, caso a tensão de entrada for maior ou menor do que o valor de referência.

Um exemplo de configuração de um circuito comparador é a configuração de um valor de referência utilizando-se um divisor de tensão resistivo, conectados entre a fonte de alimentação e o aterramento (Figura 15).

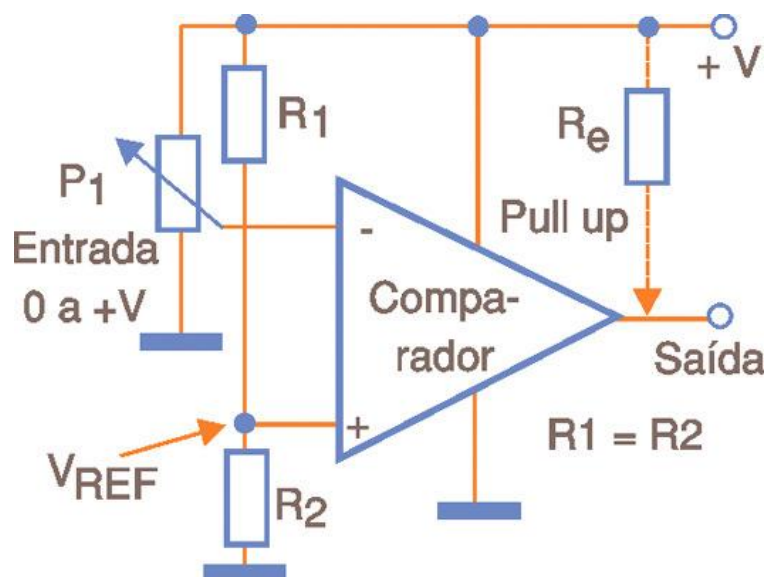


Figura 15 - Circuito comparador de tensão (sabereletronica.com.br)

A tensão de saída do comparador variará caso a tensão de entrada seja aplicada na entrada positiva ou entrada inversora do circuito (Figuras 16 e 17).

Aplicando-se o valor de referência na entrada positiva e a tensão de entrada na entrada inversora do amplificador, teremos que a tensão de saída se manterá em nível alto enquanto a tensão de entrada for menor que a de referência, e se manterá em nível baixo enquanto a tensão de referência for menor que a de entrada (Figura 16). Para a situação oposta, aplicando-se a tensão de referência na entrada inversora, teremos que a tensão de saída se manterá em nível baixo enquanto a tensão de entrada for menor que a de referência, e se manterá em nível alto enquanto a tensão de referência for menor que a de entrada (Figura 17).

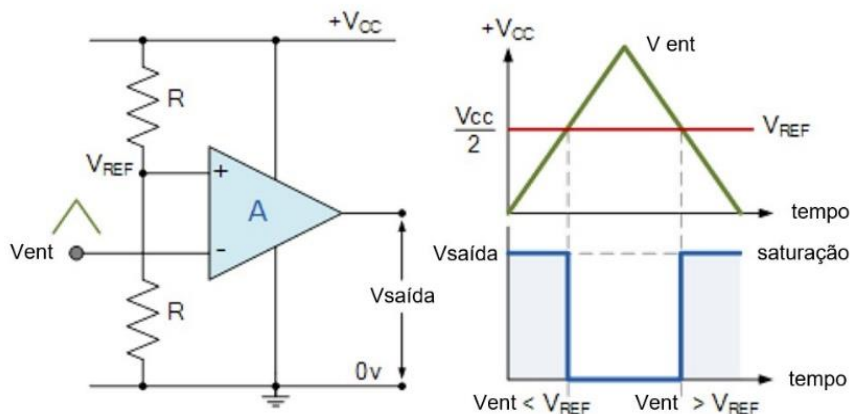


Figura 16- Circuito comparador de tensão com entrada inversora e relação de entrada e saída (electronics-tutorials.ws)

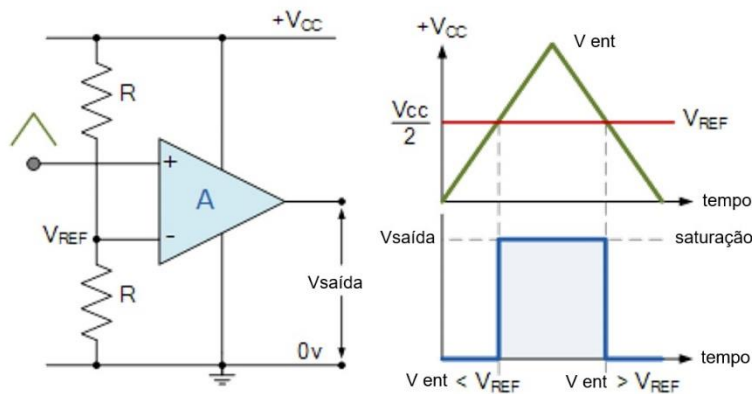


Figura 17 - Circuito comparador de tensão com entrada inversora e relação de entrada e saída (electronics-tutorials.ws)

Ao ocorrer a equivalência entre as tensões de entrada e de referência, ocorre a troca de nível da saída do circuito comparador. Essa, porém não é instantânea, apresentando um pequeno atraso conhecido como *slew-rate*, representado na Figura 7, pela pequena inclinação presente na troca do nível baixo para alto.

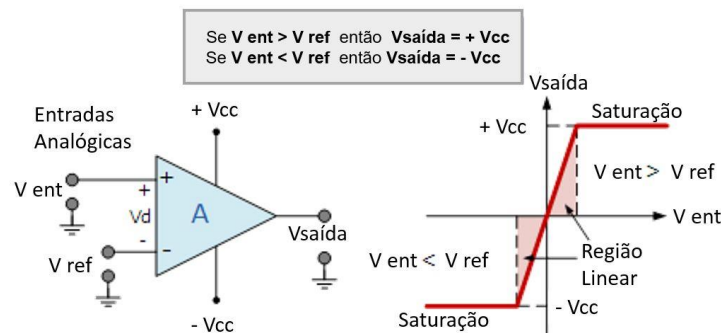


Figura 18 - Saída do Comparador de Tensão (electronics-tutorials.ws)

Um circuito comparador foi construído para retornar o resultado em tempo real ao usuário (corpo clínico) durante o processo de reconcentração. O comparador acionará o LED verde assim que a tensão de saída do detector for menor do que o valor de referência configurado, e irá acionar o LED vermelho quando o a tensão de saída do detector for maior do que o valor de referência.

O valor de referência de tensão é definido após um padrão de tensões lidas ser construído para todas as concentrações, utilizando-se o protótipo em forma de clipe para a aquisição do valor em tensão para cada concentração definida em laboratório (diluições), sendo escolhido o valor referente a concentrações de 38 – 40% de PCV. Dessa forma, o dispositivo irá informar quando o sangue do paciente apresentar uma concentração mais baixa do que a faixa clinicamente aceitável.

Para estabelecer o valor de referência de tensão no circuito comparador, foi construído um circuito divisor de tensão, utilizando 2 valores de resistência entre a alimentação e o aterramento (Figura 19), definidos de acordo com a tensão que correspondesse à concentração de 38-40% de PCV (como exemplo, para uma tensão de referência de 1,25V utilizou-se $R3 = 10\text{ k}\Omega$ e $R4 = 3,3\text{ k}\Omega$).

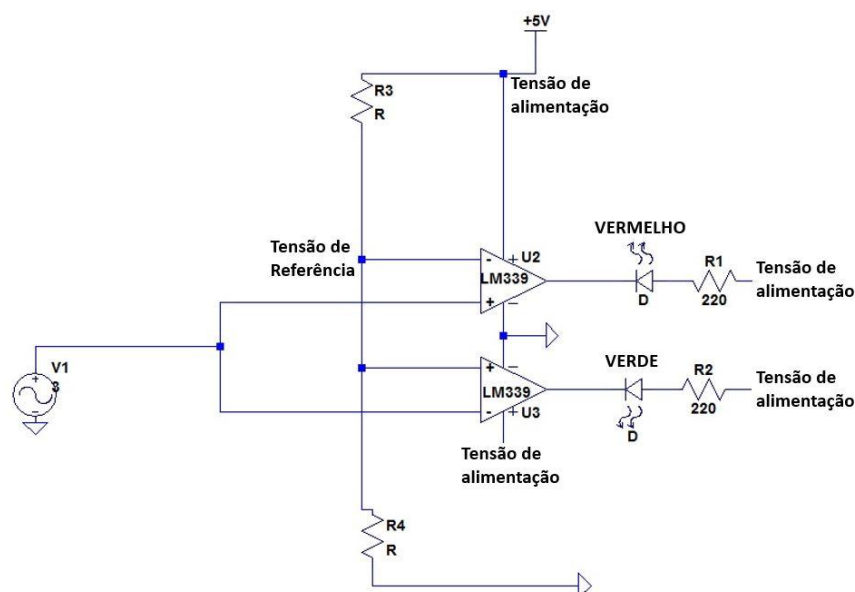


Figura 19 - Circuito comparador com acionamento de LEDs construído (Fonte: Autoria própria)

Após a definição dos parâmetros que controlam a sensibilidade e emissividade do sistema de medição do hematócrito da unidade clipe, o circuito comparador foi adicionado à saída do detector para fornecer ao usuário do dispositivo se a amostra de sangue analisada se encontra em uma faixa de concentração de hemácias clinicamente aceitável.

Os sinais obtidos com a configuração final do dispositivo adquiridos com o auxílio do software *LabView* estão mostrados nas figuras 20 a 24, onde é possível notar a baixa presença de ruídos e interferências no sinal, mas que geram uma flutuação dos valores lidos no decorrer do tempo. Tal flutuação dos sinais adquiridos pode ser explicada pela sedimentação do sangue dentro da cubeta ou movimento das partículas sanguíneas, fazendo a luz atenuar-se em diferentes níveis com o tempo.

Apesar de apresentar flutuações nos sinais devido ao processo de sedimentação do sangue ou à movimentação do mesmo dentro da cubeta, as mesmas não interferem na diferenciação dos PCVs pelo sensor desenvolvido. Para a determinação do valor em tensão correspondente foi feita uma média dos primeiros valores lidos pelo software *LabView*, a partir do relatório de leitura gerado pelo software. Os primeiros valores foram escolhidos por representarem a leitura instantânea do sensor construído.

PCV(%)	Corrente do emissor (mA)
	133
	Tensão de saída(V)
30	2,74
35	1,44
38	1,325
40	1,15
42	1,14

Tabela 6 -Resposta do sensor em sua configuração final à diferentes níveis de PCV

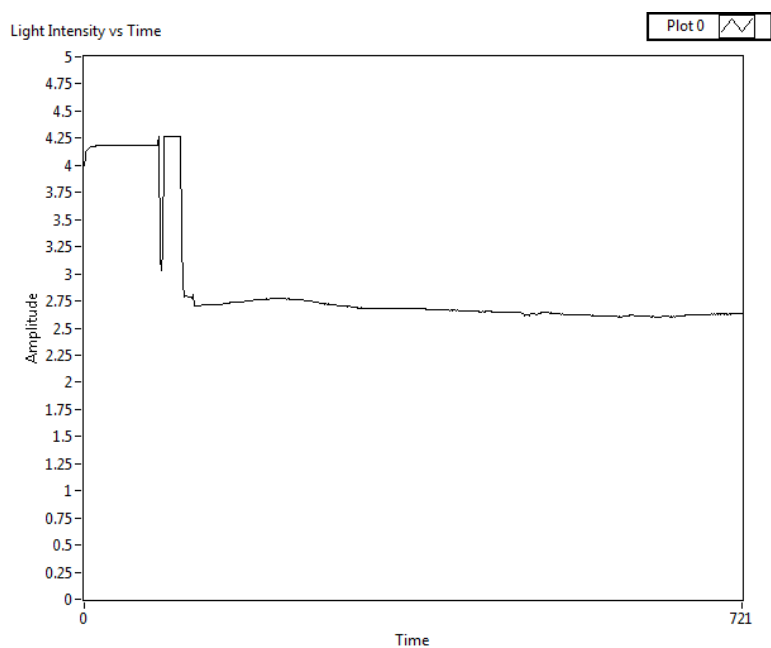


Figura 20 - Sinal adquirido para o PCV a 30% (Fonte: Autoria própria)

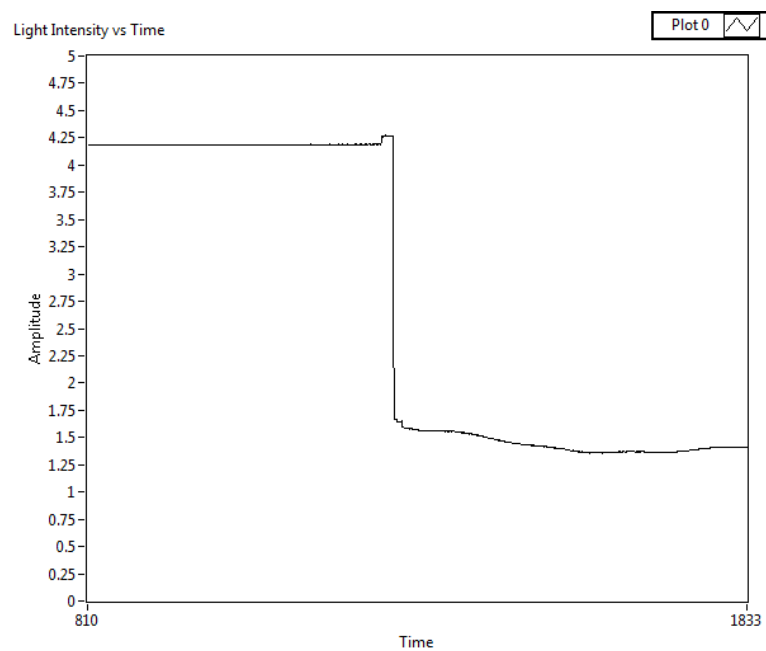


Figura 21- Sinal adquirido para o PCV a 35% (Fonte: Autoria própria)

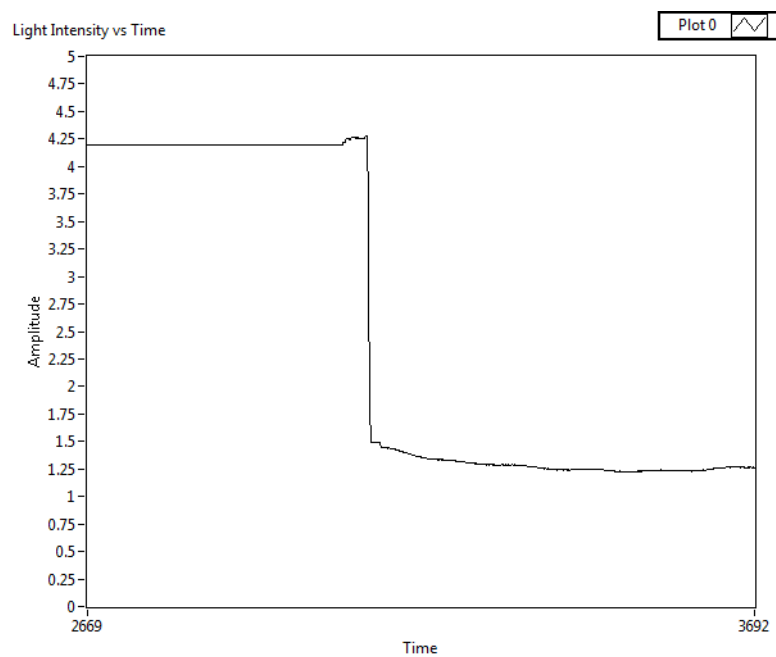


Figura 22 -Sinal adquirido para o PCV a 38% (Fonte: Autoria própria)

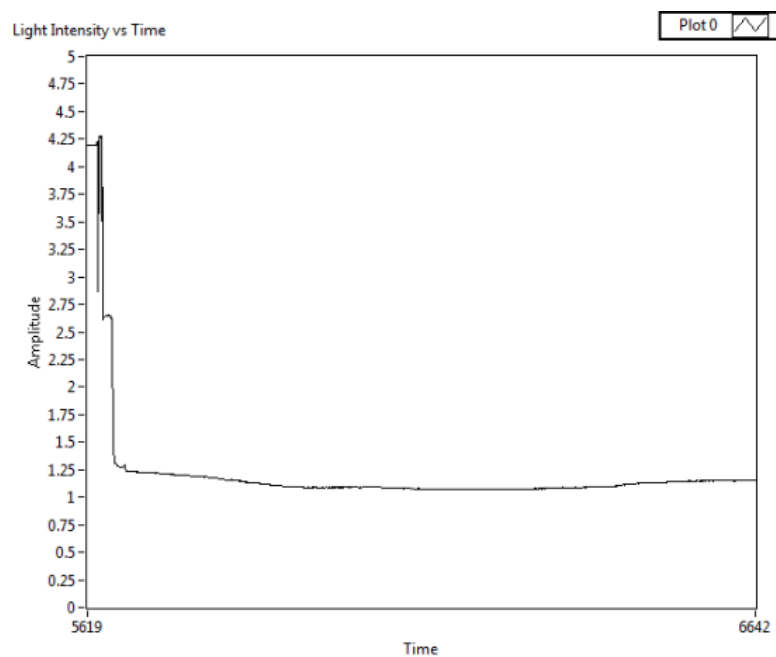


Figura 23 - Sinal adquirido para o PCV a 40% (Fonte: Autoria própria)

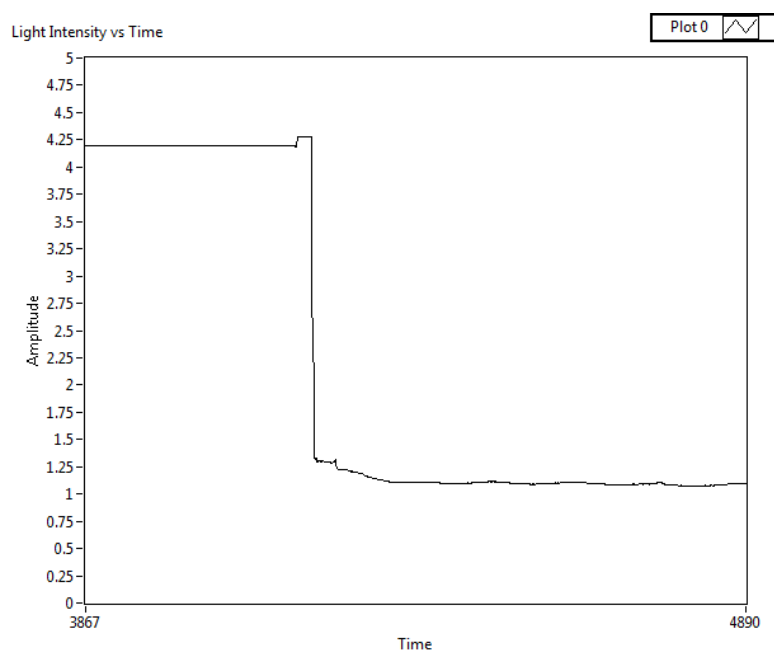


Figura 24-Sinal adquirido para o PCV a 42% (Fonte: Autoria própria)

O valor de referência para o circuito comparador nesta situação foi definido como 1,16V, por estar logo na iminência do valor de resposta em tensão obtido para o PCV em 40%, mas poderia ser um valor ligeiramente mais alto – não mais que 1,32V, valor obtido para o PCV em 38% -, tendo uma abrangência maior de concentrações aceitáveis para o processo de autotransfusão.

Observou-se que quando a concentração sanguínea atinge um valor próximo a 40%, por volta de 1.17V, o comparador identifica o valor de entrada como o mesmo de referência, e ativará tanto o LEDs verde quanto o vermelho (Figura 25). Nessa situação os LEDs apresentam oscilações, pois o valor por ser muito próximo à referência pode ser lido tanto como maior ou menor, ou ainda igual à referência, podendo o comparador efetuar trocas de níveis constantes, levando a alternâncias entre os LEDs ou mesmo ativação de ambos com uma intensidade luminosa menor. Essa condição é útil para comunicar ao usuário do dispositivo que o processo de reconcentração sanguínea está quase completo, e em caso de cirurgias o corpo clínico pode começar a preparar o procedimento para realizar a autotransfusão no tempo ideal.

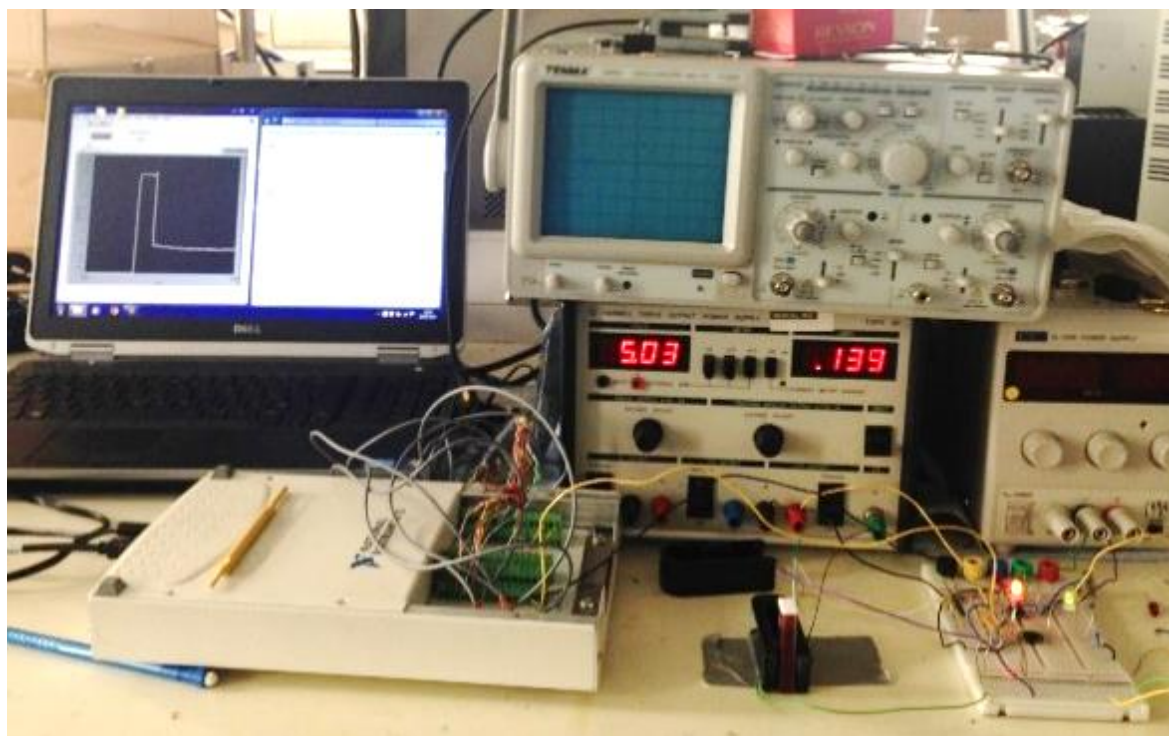


Figura 25 - Funcionamento do sensor à um PCV de 40%: Ambos os LEDs acionados (Fonte: Autoria própria)

No momento que o valor de PCV for maior que 40% (escolhido como valor de referência), o comparador do circuito detectará a tensão de saída menor que a tensão de referência e ativará somente o LED verde (Figura 26). Antes que esse valor seja

atingido, enquanto o sangue estiver diluído ou quando nada estiver entre o sensor, o circuito comparador acionará apenas o LED vermelho (Figura 27).

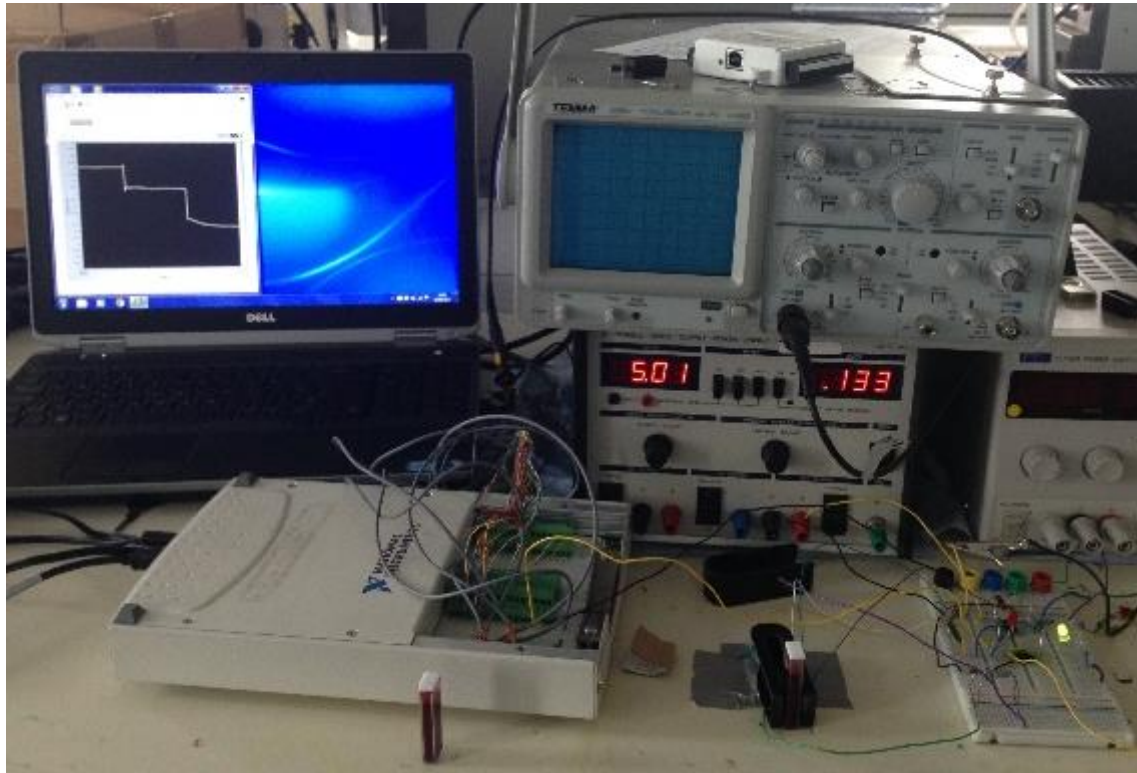


Figura 26- Funcionamento do sensor à um PCV superior a 40%: apenas o LED verde acionado
(Fonte: Autoria própria)

O circuito gera um *feedback* instantâneo, provendo medição em tempo real do hematócrito sem precisar de um trabalho manual e moroso.

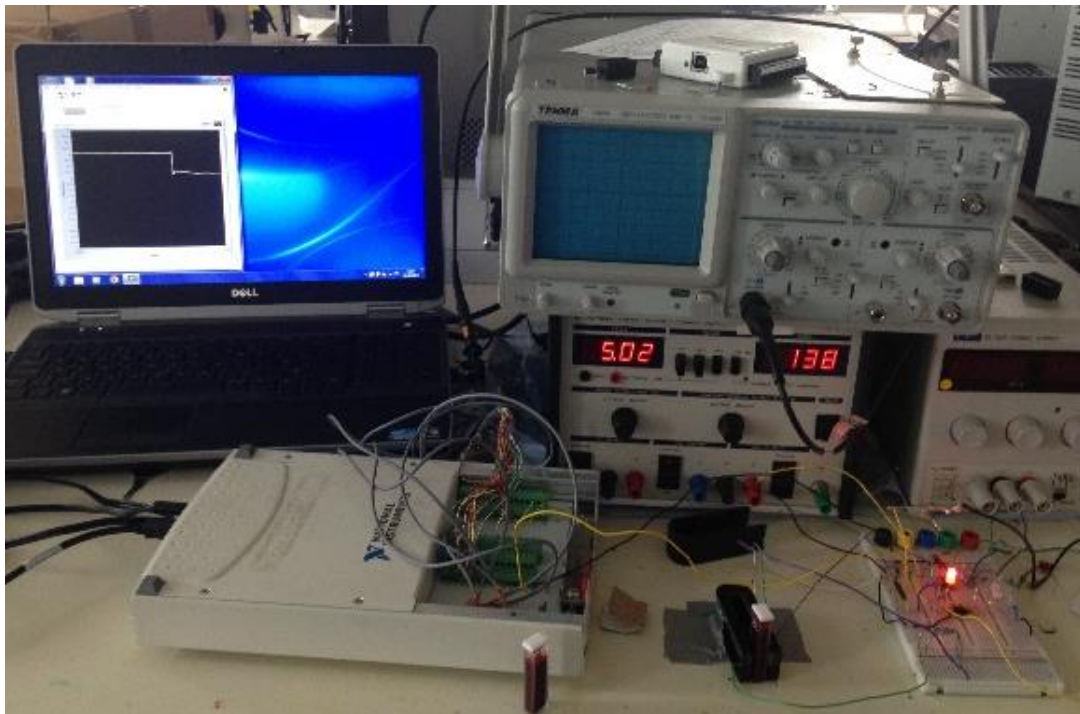


Figura 27 - Funcionamento do sensor à um PCV inferior a 40%: apenas o LED vermelho acionado (Fonte: Autoria própria)

3.6 - Circuito final do dispositivo:

O circuito final do dispositivo óptico de determinação da concentração sanguínea pode ser descrito de acordo com o diagrama de blocos mostrado abaixo (Figura 28).

O controle de emissividade é feito a partir da variação da corrente do LED emissor, e o controle de resposta se dá a partir do ajuste de sensibilidade feito por um resistor externo no detector. O ajuste de referência corresponde à calibração do circuito comparador, onde é utilizado o valor em tensão correspondente à uma concentração de 38-40% de PCV.

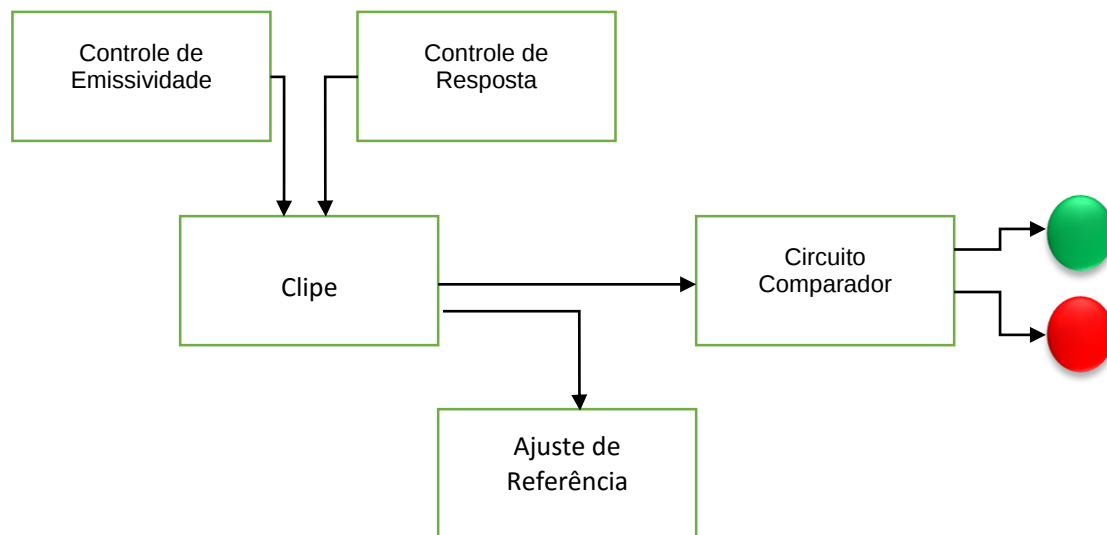


Figura 28 - Diagrama de blocos com as partes do circuito construído para o dispositivo desenvolvido (Fonte: Autoria própria)

CONCLUSÃO

Este trabalho demonstrou a possibilidade de quantificar-se o valor de hematócrito de amostras sanguíneas utilizando a tecnologia de detecção de luz infravermelha, definindo-se um valor de referência de tensão que represente uma concentração sanguínea correspondente aos níveis normais de PCV no sangue.

A possibilidade de aferir o valor do hematócrito em métodos como o utilizado neste trabalho, pode auxiliar a detectar doenças e quadros clínicos como anemia, hemorragia, trombose, dentre outros em um espaço de tempo menor e sem necessitar de que as leituras sejam feitas manualmente, reduzindo assim fatores de erro humano.

Sugere-se, como trabalhos futuros, que seja coletado um grande número de amostras para a definição de um valor fixo de referência para o sangue com o valor concentrado de PCV, ou que se desenvolva um sistema para ajuste dinâmico de referência, sendo utilizado o próprio sangue do paciente antes da diluição como amostra inicial para definição da tensão correspondente ao sangue em condições normais de concentração de células vermelhas.

REFERÊNCIAS

ADVANCIS SURGICAL. Hemosep, 2013. Disponível em: <<http://www.advancissurgical.com/hemosep/>>. Acesso em 16 de agosto de 2015.

BLOOD DETECTIVES. Hematocrit Test. Disponível em: <<http://pbsinvestigation.weebly.com/311-blood-detectives-hematocrit-test.html>>. Acesso em 16 de agosto de 2015.

CARVALHO, Guilherme Melo. Infravermelho, [2015?]. Disponível em: <<http://infravermelho.info/>>. Acesso em 19 de junho de 2016.

EDITORA SABER LTDA. Aplicações para comparadores de tensão, 2013. Disponível em: < <http://www.sabereletronica.com.br/artigos/1464-aplicaes-para-comparadores-de-tenso>>. Acesso em 05 de maio de 2016.

IBRON, C. An in vitro method for continuous haematocrit monitoring with simultaneous haemolysis detection. Thesis, 2008.

JUNQUEIRA, L. C.; CARNEIRO, J. Histologia Basica 11Edicao - Junqueira e Carneiro.pdf, 2008.

KUSHIMA, Mário Augusto. Oxímetro de pulso para medição da oxigenação periférica e pulsação cardíaca com interface via web. 2014 Monografia – Escola de Engenharia de São Carlos. 2014.

LEIRIA, CLAUDIO S.; Religiosos têm direito a negar transfusão de sangue, 2009. Disponível em: <<http://www.conjur.com.br/2009-jun-20/testemunhas-jeova-direito-negar-transfusao-sangue>>. Acesso em 22 de maio de 2016.

MORAES, Paula Louredo. "Transfusão sanguínea"; Brasil Escola. Disponível em <<http://brasilecola.uol.com.br/biologia/transfusao-sanguinea.htm>>. Acesso em 11 de maio de 2016.

OSHIMA, S.; SANKAI, Y. Optical measurement of blood hematocrit on medical tubing with dual wavelength and detector model. Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009, p. 5891–5896, 2009a.

OSHIMA, S.; SANKAI, Y. Improvement of the accuracy in the optical hematocrit measurement by optimizing mean optical path length. Artificial Organs, v. 33, n. 9, p. 749–756, 2009b.

SEDRA, S. A.; SMITH, C. K. Microelectronics Circuits. p. 1450, 2009.

STUART, B. H. Infrared Spectroscopy: Fundamentals and Applications. [s.l: s.n.]. v. 8

SUZAKI, H. et al. Relation between hematocrit and optical density in pulse oximetry - In vitro study with Waseda mock circulatory system-. Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, v. 3, p. 2626–2629, 2005.

THE LANCET. Improving blood safety worldwide. Lancet, v. 370, n. 9585, p. 361, 2007.

TIMM, U. et al. Sensor system for non-invasive optical hemoglobin determination. Proceedings of IEEE Sensors, p. 1975–1978, 2009.

TIMM, U. et al. Non-invasive continuous online hemoglobin monitoring system. 2010 IEEE Sensors Applications Symposium, SAS 2010 - Proceedings, p. 131–134, 2010.

TODABIOLOGIA.COM. Sangue Humano. Disponível em: <<http://www.todabiologia.com/anatomia/sangue.htm>>. Acesso em 15 de maio de 2016.

VIVAS, W. Manual PRÁTICO DE HEMATOLOGIA. [Online] Disponível em: <www.aa.med.br/upload/biblioteca/Manual%20de%20Hematologia.pdf>. Acesso em 17 de maio de 2016.