



PROTÓTIPO DE SENSOR ÓPTICO DE BOLHAS E COÁGULOS EM UMA MÁQUINA DE HEMODÍALISE

Trabalho de Conclusão de Curso

Engenharia da Computação

John Kennedy Martins Alves
Orientador: Prof. Dr. Sérgio Campello Oliveira



**UNIVERSIDADE
DE PERNAMBUCO**

**Universidade de Pernambuco
Escola Politécnica de Pernambuco
Graduação em Engenharia de Computação**

JOHN KENNEDY MARTINS ALVES

**PROTÓTIPO DE SENSOR ÓPTICO DE
BOLHAS E COÁGULOS EM UMA
MÁQUINA DE HEMODIÁLISE**

Monografia apresentada como requisito parcial para obtenção do diploma de Bacharel em Engenharia de Computação pela Escola Politécnica de Pernambuco – Universidade de Pernambuco.

Recife, junho [s1]de 2015

De acordo

Recife

____/____/____

Orientador da Monografia

*Não existe triunfo sem perda,
não há vitória sem sofrimento,
não há liberdade sem sacrifício.
J.R.R Tolkien.*

Agradecimentos

Agradeço primeiramente aos meus pais, Lucicleide e Cosme, meus irmãos, Jessica e Johnata e familiares, que apoiaram desde o início dos estudos, me incentivando ir mais e mais longe. Agradeço aos meus amigos que estiveram ao meu lado nos piores e melhores momentos da minha vida, em especial à Maira Tatiane, Marryeth Gomes, Marcello Souza e Francisco Junior, amigos desde o início do ensino médio e que continuam até hoje a fazer parte da minha vida intensamente.

Gostaria de agradecer à todos os professores que tive a grande oportunidade de conhecer e receber seus ensinamentos, em especial a Sergio Campello pela sua orientação e por sua total disponibilidade de repassar seus conhecimentos. Agradeço aos novos amigos que fiz durante a graduação: Lizandra Raflésia, Humberto, Diógenes, Marcos, Nadile, Larissa e Tainã. Eles compartilharam comigo as adversidades e as belezas do aprendizado do curso.

Agradeço à minha amiga, Denise Carvalho por sua paciência, gentileza e a incrível capacidade de repassar o que sabe, me ensinando muito durante o tempo que passamos realizando as pesquisas que geraram este trabalho.

Por fim gostaria de agradecer a todos que conheci e que me ajudaram na adaptação à essa cidade a qual hoje chamo de minha casa.

Resumo

A insuficiência renal é uma patologia caracterizada pela perda progressiva da função renal de depuração sanguínea. Uma das opções de tratamento é através de sessões de hemodiálise, onde uma máquina realiza as funções dos rins, filtrando e limpando o sangue. Na máquina existem sensores ultrassônicos para detecção de bolhas de ar, e sensores ópticos para detecção de vazamento e presença de sangue. Muitas vezes o sensor ultrassônico detecta falsos positivos acarretando a interrupção indevida da máquina, deixando o sangue do paciente parado podendo resultar em uma embolia gasosa e/ou coagulação. O uso de sensores mais eficientes faria com que o número de intercorrências diminuísse durante a hemodiálise, melhorando a qualidade de vida dos pacientes. Assim este trabalho propõe o desenvolvimento de um protótipo de sensores ópticos de bolhas de ar e coágulos para ser aplicado no circuito sanguíneo em máquinas de hemodiálise. Testes foram realizados em laboratório a fim de comprovar a eficiência do protótipo criado, detectando corpos estranhos, bolhas e coágulos, num circuito sanguíneo contendo líquido com características ópticas semelhantes à do sangue. Também foram realizadas medidas das bolhas que foram detectadas a partir dos sinais de saída dos fotodetectores.

Palavras-chave: Hemodiálise, Sensor Óptico, Sensor de bolhas, sensor de coágulos.

Abstract

Renal failure is a condition characterized by progressive loss of renal function blood clearance. One of treatment options is by hemodialysis sessions, where a machine performs the functions of the kidneys, filtering and cleaning the blood. In the machine there are ultrasonic sensors to detect air bubbles and optical sensors for leak detection, and blood detection. Many times the ultrasonic sensor detects false positives causing undue disruption of the machine, leaving the patients blood static and can cause a gas embolism and / or coagulation. The use of more efficient sensors would result in the decrease of the number of complications during hemodialysis, improving the quality of life of patients. Thus, this work proposes the development of a prototype optical sensors of air bubbles and clots to be applied in the blood circuit in hemodialysis machines. Tests were performed in the laboratory to prove the prototype efficiency created by detecting foreign bodies, bubbles and clots, in a blood circuit containing a liquid with optical characteristics similar of blood. Also measurements were made of the bubbles that were detected from the output signals of the photodetectors.

Keywords: Hemodialysis, Optical Sensor, Air Bubble Sensor, Clot Sensor.

Sumário

1	Introdução	1
1.1	Qualificação do problema	1
1.2	Objetivos	2
1.2.1	Objetivos específicos	2
1.3	Estrutura da monografia	3
2	Referencial Teórico	4
2.1	Insuficiência Renal	4
2.2	Hemódialise	5
2.3	Intercorrências intradialíticas	9
3	Sensores Ópticos	11
3.1	Resistor Dependente de Luz (LDR)	12
3.2	Fotodiodo	14
3.3	Fototransistor	15
4	Sensores Aplicados à Área da Saúde	17
4.1	Uso de Sensores Ultrassônicos	17
4.2	Uso de Sensores Ópticos	20
4.3	Sensores Numa Máquina de Hemodiálise	22
5	Proposta e Arranjo Experimental	26
5.1	Componentes Utilizados	26
5.2	Montagem do circuito	30
5.3	Aparato Experimental	33
5.4	Testes do protótipo	35
5.5	Melhorias	47
6	Considerações Finais	52

Índice ^[s4] de Figuras

Figura 1.	Quantidade estimada de pacientes em tratamento dialítico no Brasil.	6
Figura 2.	Processo da Hemodiálise.....	8
Figura 3.	Comprimentos de ondas de sensores ópticos.....	12
Figura 4.	Resposta espectral do ORP12.....	13
Figura 5.	Respansividade espectral do fotodiodo TSL12s.....	15
Figura 6.	Comprimento de onda do fototransistor.	16
Figura 7.	Funcionamento do sensor ultrassônico.....	18
Figura 8.	Detector de bolhas utilizando sensores ultrassônicos.....	19
Figura 9.	Sensor Ultrassônico numa máquina de hemodiálise.....	20
Figura 10.	Funcionamento do oxímetro de pulso.	21
Figura 11.	(a) Esquema de sensores ópticos para detecção de bolhas. (b) Detecção de gotas em bombas de infusão.	22
Figura 12.	Máquina de hemodiálise e seus sensores.....	24
Figura 13.	Comprimento de onda da luz azul (a) e do infravermelho próximo (b).	27
Figura 14.	Comportamento da transmitância da luz no sangue em um circuito corrente.	28
Figura 15.	Resposta espectral do FDS100.....	29
Figura 16.	Esquema de configuração dos LEDs num sistema com sangue (a), com bolha de ar (b) e com coágulo (c).....	30
Figura 17.	Imagem em 3D da placa do protótipo criado.....	31
Figura 18.	Esquema elétrico do circuito criado.....	32
	[Fonte: criado no Proteus]	32
Figura 19.	Desenho do circuito eletrônico gerado.	32
Figura 20.	Espectro de transmitância da luz no sangue, no vinho tinto, na água e Coke diet.	33

Figura 21.	Aparato experimental. (a) Placa desenvolvida, cata-bolhas, vinho tinto, seringa para inserção de bolhas. (b) Osciloscópio.....	34
Figura 22.	Configuração utilizada nos testes dos feixes de luz.	35
Figura 23.	Comprimentos de onda dos LEDs azul e infravermelho num circuito preenchido com vinho tinto.....	36
Figura 24.	Comprimentos de onda dos LEDs azul e infravermelho num circuito preenchido com vinho tinto com a presença de bolhas de ar.....	37
Figura 25.	Comprimentos de onda dos LEDs azul e infravermelho num circuito preenchido com vinho tinto na presença de coágulos.....	38
Figura 26.	Esquema da realização do primeiro teste.	39
Figura 27.	Resultados da detecção de bolhas com apenas o LED infravermelho acionado. 39	
Figura 28.	Esquema da realização do segundo teste.....	40
Figura 29.	Resultados da detecção de bolhas com apenas o LED azul acionado. 40	
Figura 30.	Esquema da realização do terceiro teste.	41
Figura 31.	Resultados da detecção de coágulos com apenas o LED infravermelho acionado.	41
Figura 32.	Esquema da realização do quarto teste.	42
Figura 33.	Resultados da detecção de coágulos com apenas o LED azul acionado. 42	
Figura 34.	Esquema da realização do quinto teste.....	43
Figura 35.	Resultados da detecção de bolhas pelo sensor do LED azul com apenas o LED infravermelho acionado.	44
Figura 36.	Esquema da realização do sexto teste.....	44
Figura 37.	Resultados da detecção de bolhas pelo sensor do LED azul com apenas o LED azul acionado.....	45
Figura 38.	Esquema da realização do sétimo teste.....	45

Figura 39.	Resultados da detecção de coágulos pelo sensor do LED azul com apenas o LED infravermelho acionado.	46
Figura 40.	Esquema da realização do oitavo teste.	46
Figura 41.	Resultados da detecção de coágulos pelo sensor do LED azul com apenas o LED azul acionado.	47
Figura 42.	Comparativo entre os comprimentos de onda dos LEDs Azul e Verde. [Fonte: obtida em http://www.opsweb.org/?page=FA].....	48
Figura 43.	Esquema da realização do nono teste.	48
Figura 44.	Resultados da detecção de bolhas pelo sensor localizado a frente do LED verde com o LED verde acionado.....	49
Figura 45.	Resultados da detecção de coágulos pelo sensor localizado a frente do LED verde com o LED verde acionado.....	49
Figura 46.	Resultados da detecção de bolhas pelo sensores e suas medições...50	

Índice de Tabelas

Tabela 1. Sensores presentes numa máquina de hemodiálise	27
---	----

Tabela de Símbolos e Siglas

ADH - Hormônio Antidiurético

DANT - Doenças e Agravos não Transmissíveis

CEP - Comitê de Ética em Pesquisa

FAV - Fitula Arterio-Venosa

IRC - Insuficiência Renal Crônica

LED - Diodo Emissor de Luz

LDR - Resistor Dependente de Luz

POLI - Escola Politécnica De Pernambuco

QE – Eficiência Quântica

RDC - Resolução da Diretoria Colegiada

SBN - Sociedade Brasileira de Nefrologia

TRS - Terapia Renal Substitutiva

UPE - Universidade De Pernambuco

1 Introdução

1.1 Qualificação do problema

Nas últimas décadas, várias medidas sanitárias resultaram numa acentuada redução da mortalidade por causas infecciosas e parasitárias, contribuindo assim para o aumento da expectativa de vida e conseqüentemente o envelhecimento da população mundial (BARBOSA et al., 2006). Com avanço tecnológico e científico implicando nas condições de vida da população tem contribuído com o aumento da expectativa de vida, simultaneamente, mudanças nos hábitos da população e, em particular, o progressivo avanço da industrialização e urbanização tem feito com que doenças crônico-degenerativas ou Doenças e Agravos não Transmissíveis (DANT) assumam um papel de destaque no cenário da saúde da população. Neste panorama pode ser destacado uma problemática, a qual, transições tanto epidemiológicas quanto demográficas que veem ocorrendo no Brasil, desde a década de 60, comprovam um progressivo aumento na morbidade e mortalidade por meio das DANT (BRASIL, 2004).

Uma das DANT com significativa prevalência no Brasil é a Insuficiência Renal Crônica (IRC). Segundo dados da Sociedade Brasileira de Nefrologia (SBN) estima-se que mais de 100.000 pessoas são dependentes de uma Terapia Renal Substitutiva (TRS), sendo que 90,7% dessas pessoas estão em tratamento de hemodiálise. Gerando um custo anual, somente com as TRS, em mais de dois bilhões ao ano. (SBN, 2013).

Em relação à Nefrologia, são poucos os estudos no Brasil que utilizam o conhecimento e uso da tecnologia com finalidade de melhorar a qualidade terapêutica, e conseqüentemente, na sobrevivência dos indivíduos com IRC. Comprovando assim a relevância do desenvolvimento de pesquisas que explorem, sob tal perspectiva, a aplicação da tecnologia na Nefrologia em relação às TRS. (CARVALHO, 2014).

Quando diagnosticada a IRC, deve ser instruído um tratamento conservador ou dialítico o mais precocemente possível, caso contrario a ocorrência de complicações

pode levar o paciente à morte. Sendo o processo da hemodiálise utilizado para remover líquidos e substâncias tóxicas do metabolismo corporal do paciente, utilizando-se de uma máquina para isso. (DRAIBE, 2005).

Na máquina de hemodiálise existem dois tipos de sensores: ópticos e ultrassônicos, que agem como alarmes de segurança. O sensor ultrassônico é responsável pela detecção da presença de bolhas de ar no circuito sanguíneo e o sensor óptico detecta vazamentos de sangue e a presença dele no circuito para iniciar a contagem de tempo da sessão hemodialítica. O sensor ultrassônico é muito eficiente porém muitas vezes detecta resultados falsos positivos, pois sujidades podem ser confundidas e detectadas como bolhas pelo sensor. Sujidades estas que podem ser provenientes do pó da luva de procedimento ou o nome do paciente registrado com tinta no cata-bolhas, componente da máquina de hemodiálise por onde o sangue passa antes de voltar novamente para o paciente. A detecção acarreta o travamento da máquina, deixando o sangue do paciente parado, podendo este coagular e ser perdido. Pacientes com doenças renais possuem pré disposição a ter anemia, então a perda do sangue poderia trazer problemas ainda maiores. (CARVALHO, 2014). Com o propósito de solucionar esse problema, este trabalho visa desenvolver um protótipo de sensor óptico para detecção de bolhas de ar e coágulos num circuito sanguíneo. Com esse protótipo presente na máquina de hemodiálise pode ser oferecida mais segurança no tratamento hemodialítico, gerando assim, conseqüentemente menos interrupções durante as sessões de hemodiálise.

1.2 Objetivos

Desenvolver e testar um protótipo de sensor e bolhas e coágulos para ser utilizado numa máquina de hemodiálise.

1.2.1 Objetivos específicos

- Construir uma placa eletrônica que comporte de os componentes a serem utilizados na detecção: Diodos Emissores de Luz (*LEDs*) e Fotodetectores, de forma que os feixes de luz em distintos comprimentos de onda possam, simultaneamente, detectar bolhas e coágulos que estiverem atravessando um tubo contendo líquido simulando o sangue.

- Testar outros feixes de luz no circuito com intuito de detectar o que apresenta melhor absorção pelo fotodetector utilizado.
- Realizar medições das bolhas e coágulos, realizando uma relação entre seus tamanhos e os sinais de detecção dos fotodetectores apresentados pelo osciloscópio.

1.3 Estrutura da monografia

O Capítulo 2 apresenta o referencial teórico necessário para o entendimento do contexto da hemodiálise, dissertando sobre a insuficiência renal e as opções de terapia renal de substituição existentes. Ainda neste capítulo são apresentadas as intercorrências intradialíticas. O Capítulo 3 fala sobre os sensores ópticos, seus tipos e suas principais características. O Capítulo 4 apresenta alguns sensores utilizados na área da saúde, além dos utilizados nas máquinas de hemodiálise. O Capítulo 5 apresenta os materiais, componentes e metodologia aplicada para a realização dos experimentos, apresentando também os resultados desse trabalho, retirados a partir dos testes realizados. O Capítulo 6 apresenta as conclusões e discussões sobre detecção óptica de bolhas e coágulos na máquina de hemodiálise com a finalidade de ampliar a segurança no tratamento hemodialítico dos pacientes com insuficiência renal.

2 Referencial Teórico

Este Capítulo tem como objetivo apresentar o referencial teórico necessário para o entendimento dos problemas enfrentados numa sessão de hemodiálise. Serão apresentados conceitos sobre a Insuficiência Renal na sessão 2.1, a sessão 2.2 apresenta as Terapias de Substituição Renal, e a sessão 2.3 discute sobre algumas intercorrências dialíticas ocorridas durante as sessões hemodialíticas.

2.1 Insuficiência Renal

A insuficiência renal é uma patologia dada pela perda total ou parcial da funcionalidade dos rins, órgão que possui funções homeostática e endócrina no sistema excretor. A função homeostática está relacionada com a manutenção do volume hídrico adequado (i.e. tonicidade). Manutenção, a qual decorre da excreção de água e solutos, formando um gradiente osmolar adequado entre os meios intra e extracelular, realizando a regulação da concentração de íons, tais como potássio, sódio, cloreto, bicarbonato, fosfato e magnésio. A função endócrina é evidenciada pela produção de alguns hormônios, como a renina, um dos hormônios que controlam a pressão arterial, a eritropoietina, que estimula a produção dos glóbulos vermelhos do sangue, e o calcitrol, que participa da produção óssea (GUYTON e HAL, 2009).

Sendo os rins os órgãos fundamentais para a manutenção da homeostase do corpo, a diminuição progressiva da função renal implica no comprometimento de essencialmente todos os outros órgãos. Dessa forma os principais desfechos em pacientes com insuficiência renal são suas complicações: alterações no metabolismo mineral, desnutrição, anemia e acidose metabólica. Todas estas decorrentes da perda funcional renal, além do óbito, causado principalmente por causas cardiovasculares. Estudos indicam que estes desfechos podem ser retardados ou prevenidos se a doença for diagnosticada previamente e as medidas nefro e cardioprotetoras implementadas precocemente (LEVY et al., 2006).

Conforme estudos realizados, os sintomas são dificilmente observados até que a doença tenha reduzido a capacidade dos rins para 25% do normal, quando esta

capacidade estiver reduzida a menos dos 15% está caracterizada a Insuficiência Renal Crônica (IRC), que é uma condição frequentemente irreversível. (CARVALHO et al., 1992).

Devido às altas taxas de mortalidade, a IRC é considerada um grande problema para a saúde pública. No Brasil, a incidência e a prevalência da Falência Funcional Renal estão aumentando, o prognóstico ainda não é totalmente eficiente e os custos de tratamento dessa patologia são muito altos. O aumento da ocorrência das doenças crônicas entre população é um fato conhecido e tem ocasionado muitas discussões sobre esta questão. O cuidado à saúde das pessoas com esse tipo de doença tem gerado um grande problema na área da saúde, abrangendo várias dimensões e representando um desafio a ser enfrentado no dia-a-dia, tanto pelas pessoas que vivenciam a situação quanto para os que realizam os cuidados delas (SILVA, 2002).

2.2 Hemódialise

No tratamento da substituição renal, as opções de Terapias Renais Substitutivas (TRS) são a dialise e o transplante renal, que não são mutuamente excludentes, ao contrário, na maioria dos casos se completam. Isso porque a realização do transplante renal impede que o paciente volte ao tratamento dialítico, caso haja a perda do órgão transplantado (SOUZA, 2013).

O tratamento ideal da Insuficiência Renal Crônica é baseado em três pontos principais: o diagnóstico precoce, o encaminhamento imediato para o tratamento nefrológico e a implantação de medidas para a preservação das funções renais (BASTOS, 2011). Todavia, são as TRS que contribuem para o aumento da sobrevida dos portadores de IRC, e de acordo com dados da Sociedade Brasileira de Nefrologia, no ano de 2013 havia no Brasil cerca de mais de 100.000 pacientes dependentes da terapia renal substitutiva. (SBN, 2013).

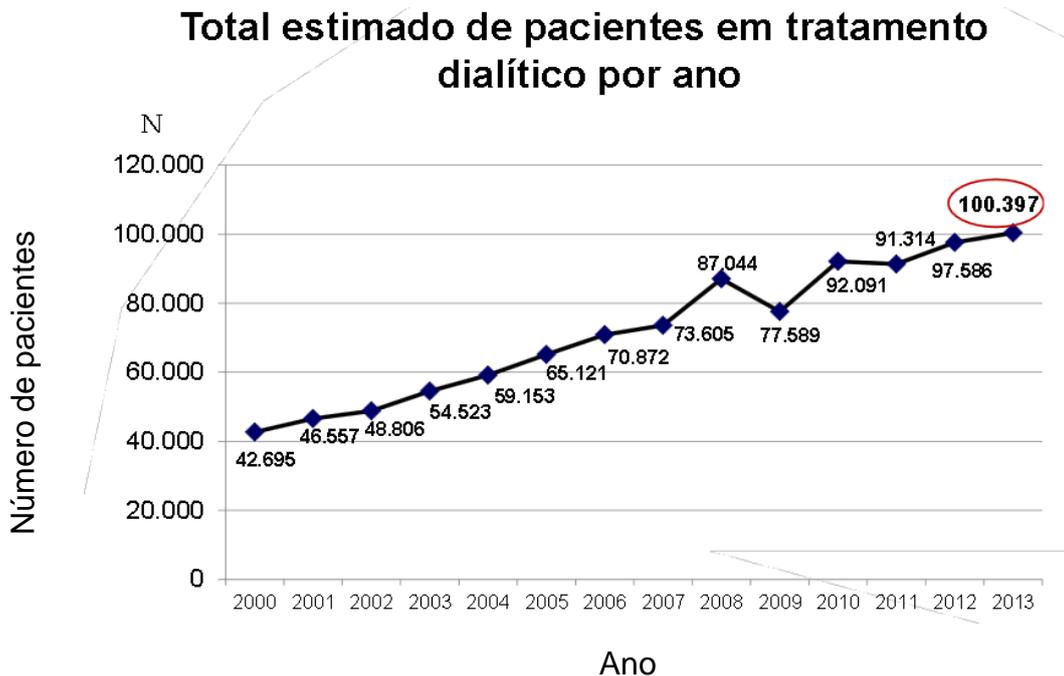


Figura 1. Quantidade estimada de pacientes em tratamento dialítico no Brasil.

[Fonte: extraído de (SBC, 2013)]

A Figura [s6]1 mostra um constante crescimento ao decorrer dos anos do número de casos de pessoas com IRC, que necessitam de um tratamento dialítico, e que é, de fato, que as TRS contribuem para o aumento na sobrevida dos pacientes. Através da Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) 154, de 15 de junho de 2004, todo paciente portador de insuficiência renal tem o direito de realizar gratuitamente seu tratamento de dialise ou transplante renal (BRASIL, 2004).

A hemodiálise é uma TRC que consiste na utilização de um sistema extracorpóreo, no qual o sangue que sai do paciente é bombeado até um líquido chamado de dialisato ou banho dialítico onde nele há uma membrana seletiva. O dialisato está presente no dialisador, que é responsável pela depuração sanguínea (DAUGIRDAS et al., 2010). Assim a ideia é que as substâncias tóxicas presentes no sangue do paciente sejam filtradas a partir de processos químicos com o auxílio do dialisato. Quando há uma separação de dois líquidos com concentrações distintas a tendência é que haja um equilíbrio entre as concentrações, ficando suas substâncias iguais dos dois lados (GUYTON e HALL, 2009).

O dialisato, é uma solução hidroionica composta de proteínas, glicose, alguma substância tampão, geralmente acetado ou bicabornato, entre outras substâncias misturadas estequiometricamente, que ao entrar em contato com a membrana que separa o sangue do banho dialítico da máquina, proporciona as trocas de líquidos e substâncias (RIELLA, 2003).

A hemodiálise atua através de um processo dinâmico, com o sangue em circulação à direção contrária o banho dialítico, sem que haja mistura dos dois. Como ambos estão em circulação, sempre haverá uma diferença de concentração, existindo sempre sangue com a presença de toxinas chegando de um lado e líquido de diálise limpo de toxinas chegando do outro, fazendo com que nunca haja o equilíbrio. Após as trocas o sangue retorna ao corpo do paciente e o dialisato com as toxinas é descartado (DAUGIRDAS et al., 2010). Da mesma forma que o excesso de algumas substâncias tóxicas são removidas, o excesso de água acumulado pela falta de produção de urina pelo rim também é retirado durante a sessão hemodialítica.

Para a realização da hemodiálise se faz necessário um acesso venoso que permita a retirada de uma quantidade de sangue suficiente para que o processo da hemodialise possa ocorrer. Sendo o melhor acesso realizado pela Fístula Arterio-Venosa (FAV) que é a união, gerada cirurgicamente, de uma veia com uma artéria. A pressão sanguínea nas artérias é bem maior que a pressão do sangue presente nas veias, assim, ao alcançar a FAV, boa parte do fluxo sanguíneo arterial é desviado para a veia. Dessa forma o sangue circulará na veia da FAV sob uma pressão maior (CARVALHO, 2014).

O procedimento da hemodialise é um processo eficiente para a realização do equilíbrio interno do corpo em casos onde o funcionamento renal do paciente estiver precário, entretanto o custo para a realização desse procedimento é alto, normalmente é realizado de três a quatro vezes por semana, com sessões exaustivas, que duram geralmente quatro horas, sendo considerado um procedimento invasivo, devido ao uso de agulhas, tornando o tratamento desconfortável para o paciente (RUAS, 2002).

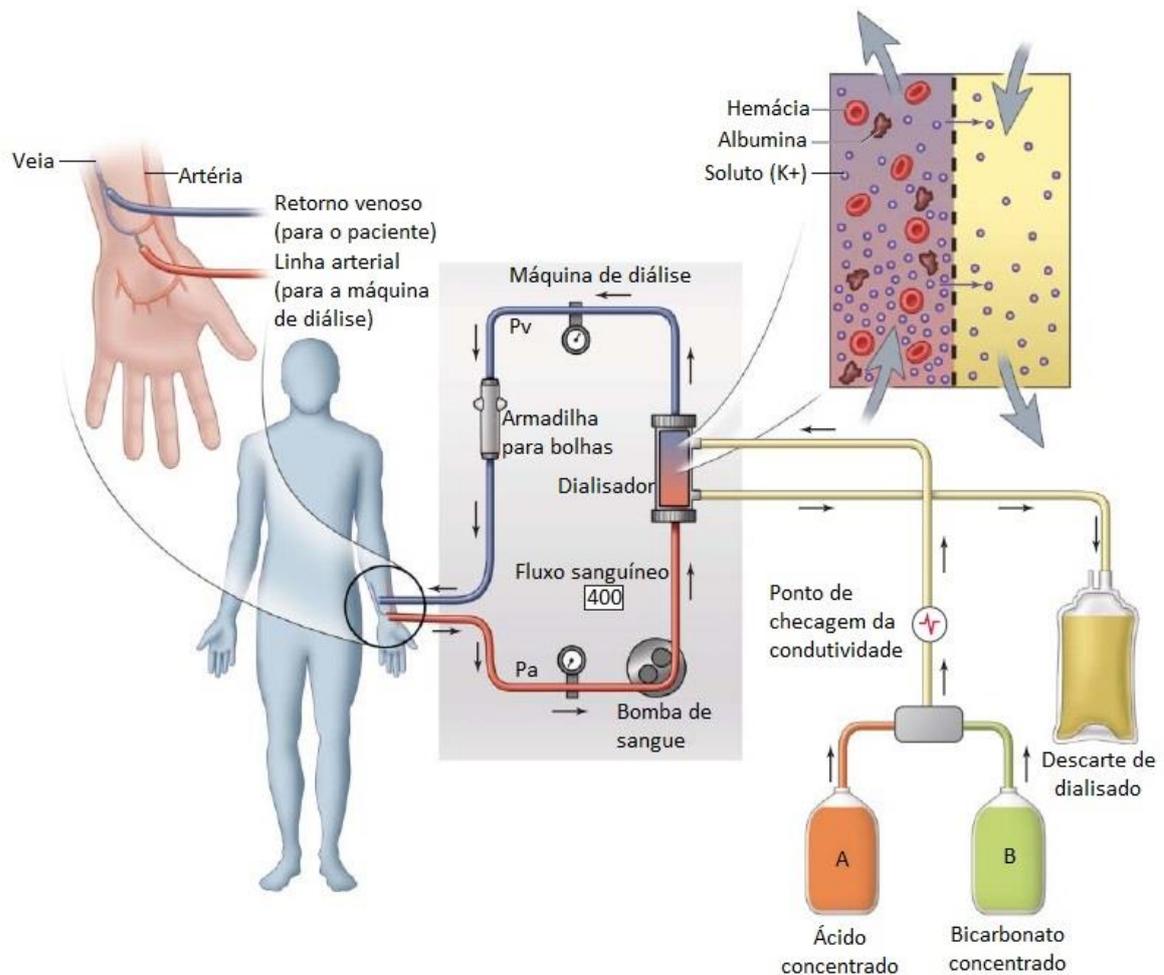


Figura 2. Processo da Hemodiálise.

[Fonte: extraído de <http://www.medicinanet.com.br>]

Pode-se dizer que a máquina de hemodialise possui dois tipos de circuitos: o sanguíneo e o circuito do dialisato. O circuito de sanguíneo é o trajeto por onde o sangue irá percorrer no espaço extracorpóreo, conceito análogo para o circuito do dialisato, sendo neste o banho dialítico que circula. No circuito sanguíneo o trajeto inicia com a agulha inserida no paciente, passa por uma bomba que irá definir a pressão do sangue no circuito e por fim passa por uma câmara cata-bolhas para logo após retornar ao paciente, como demonstrado na Figura 2. O circuito do dialisato inicia com a preparação do banho dialítico, que logo após passa por uma bomba peristáltica que o impulsiona com o objetivo de tornar mais eficientes as trocas de substâncias com o sangue (RUAS, 2002).

O funcionamento operacional da máquina se faz imprecidível para que seja garantido ao paciente o tratamento adequado, além de maior segurança durante as sessões de hemodialise. Nas máquinas existem sensores e alarmes que indicam qualquer alteração que ocorra no sistema. Apesar disso, comumente pacientes sofrem de queda rápida de pressão e câibras musculares, consequências das mudanças bruscas no equilíbrio dos líquidos e do sódio (BARBOSA et al., 2006). Salientando que o objetivo dessa modalidade terapêutica é o bem estar do paciente, onde ele esteja livre de edemas, nutrido e com pressão controlada.

2.3 Intercorrências intradialíticas

Os procedimentos dialíticos em sua fase inicial, na década de 70, eram quase artesanais. As máquinas possuíam poucos alarmes de segurança em seu circuito extracorpóreo e por isso, havia a necessidade de muita vigilância dos profissionais de enfermagem. Qualquer falha da máquina representava grave risco para o paciente. Mas a década de 90 trouxe grandes progressos, o rim artificial passou a ser controlado computacionalmente e permitiu a individualização do tratamento. Agora as máquinas possuem perfis de sódio, de ultrafiltração e de bicarbonato que podem ser programados de acordo com as necessidades de cada paciente (FALCÃO, 2010).

Durante as sessões hemodialíticas os pacientes ficam suscetíveis a ocorrência de intercorrências, tais como, hipotensão e hipertensão arterial, câimbras musculares, náuseas e vômitos, cefaleia, dor torácica e lombar, purrito, febre, calafrios, embolia gasosa e coagulação do sistema extracorpóreo (NASCIMENTO e MARQUES, 2005). Por conta destas complicações a monitorização, detecção e intervenção, são diferenciais para a obtenção de segurança e qualidade no procedimento da hemodiálise. Salienta-se também a necessidade de conhecimento da equipe de enfermagem da máquina de hemodiálise e seus sensores de alerta e a realização de mais pesquisas na área para colaborar com a atuação da equipe frente às complicações. Além do bom desempenho profissional os membros da equipe devem conseguir programar corretamente a máquina, realizando ultrafiltração corretamente, a dosagem certa de bicarbonato no dialisato, a remoção de sódio, etc. (FALCÃO, 2010).

Dentre as complicações que podem acontecer, pode-se destacar a ocorrência de êmbolo de ar no circuito, sendo de grande importância a presença de detectores de ar nas máquinas, para que esse tipo de complicação seja evitado. E a coagulação do sistema sanguíneo extracorpóreo que indicam que estejam relacionadas à falta de fluxo no acesso vascular e à ausência de anticoagulação em pacientes (PATON, 2003).

O sucesso do processo da hemodiálise envolve vários fatores, dentre os principais estão: a disponibilidade de uma equipe de profissionais altamente capacitada para esse tratamento, e o uso de máquinas onde seus sensores sejam eficazes e eficientes. Assim, destaca-se a busca de intervenções de enfermagem adequadas às diferentes situações no atendimento ao paciente na máquina de hemodiálise, do mesmo modo que a atualização permanente das tecnologias presentes na máquina aumentam a qualidade da ação dos enfermeiros e ajudam a aumentar a qualidade de vida do paciente com IRC e, conseqüentemente, diminuindo os índices de intercorrências durante o tratamento hemodialítico.

3 Sensores Ópticos

Sensor é um termo empregado para designar dispositivos sensíveis à alguma forma de energia presente no ambiente, energia essa que pode ser luminosa, térmica e cinética gerando posteriormente um sinal elétrico. Relacionando informações sobre a grandeza física que precisa ser mensurada como: temperatura, pressão, velocidade, corrente aceleração, posição, etc. Nesse cenário sensores ópticos nada mais são que dispositivos capazes de transformar a energia recebida em forma de luz em algum sinal elétrico (THOMAZINI, 2005).

Os primeiros sensores ópticos conhecidos são datados da década de 1930, quando Kautsky e Hirsch propuseram um método que pudesse realizar o monitoramento contínuo de oxigênio em baixas concentrações, baseado na supressão de fluorescência da triploflavina e fluoresceína imobilizadas em sílica gel (KAUTSKY, 1931). Em 1968, Bergman descreveu um sensor óptico para a determinação fluorimétrica de oxigênio baseado na supressão de fluorescência do fluoranteno, um hidrocarboneto policíclico aromático. Uma década depois, em 1975, Lübbers, empregando uma estratégia semelhante à de Bergman, desenvolveu um sensor óptico fluorimétrico, para determinação de oxigênio e dióxido de carbono, empregando, pela primeira vez, um feixe e fibras ópticas (LÜBBERS, 1975).

Sensores ópticos podem ser baseados em medidas de absorvância, refletância, reflectância total atenuada e fluorescência, dentre outras técnicas que determinam o arranjo instrumental (MANGOLD et al., 2003). A grande disponibilidade de diversos tipos de sensores ópticos sensíveis e rápidos permite que existam vários tipos de aplicações nos mais diversos campos de estudo. Dentre os principais tipos de sensores ópticos, podem ser citados: Resistor Dependente de Luz (LDR), Fotodiodo e Fototransistor.

Um fato importante que deve ser analisado em cada tipo de sensor é a sua curva espectral de resposta às diferentes fontes de luz. Para que o sensor aja de forma satisfatória, a curva espectral de emissão da fonte de luz escolhida para a detecção deve corresponder com a fonte espectral de resposta do sensor

(CHAPPELL, 1976). A Figura 4 mostra curvas espectrais de alguns sensores de luz e da lâmpada incandescente.

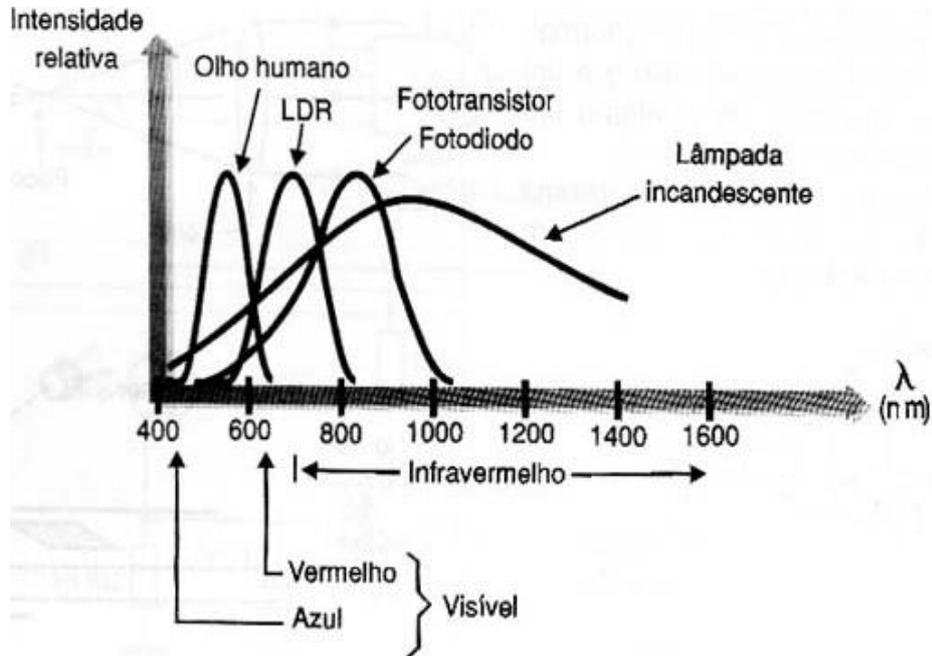


Figura 3. Comprimentos de ondas de sensores ópticos.

[Fonte: extraído de <http://www.newtoncbraga.com.br>]

3.1 Resistor Dependente de Luz (LDR)

Também conhecido como foto-resistor, o LDR é um dispositivo cuja resistência depende da intensidade de luz que incide na sua superfície sensível, ou seja a medida que a intensidade de luz aumenta a resistência também aumenta. Os foto-resistores possuem uma alta sensibilidade, alguns podem variar sua resistência entre 1MΩ no escuro até 100MΩ com iluminação total, porém possuem uma velocidade de resposta muito lenta. Acima de uns 10kHz alguns LDRs deixam de responder eficientemente às variações de luz (CHAPPELL, 1976).

A variação da resistência do LDR varia proporcionalmente com a luz ou radiação incidente de acordo com a equação (1).

$$R = CLA \quad (1)$$

onde L é a luminosidade em Lux, C e A são as constantes dependentes do processo de fabricação e do material constituinte. Dessa forma, a resistência do LDR é inversamente proporcional com a energia da luz ou radiação incidente e seu pico de sensibilidade para valores a partir de 5000 A. (THOMAZINI; ALBUQUERQUE, 2012).

O LDR possui, como material semicondutor, uma região de valência e uma região de condução. A radiação incidente ou luz, desloca mais elétrons da camada de valência para a camada de condução, quanto maior for a sua intensidade a medida que a resistência do LDR diminuí a energia aumenta proporcionalmente, com o aumento da quantidade de elétrons liberados e migrados entre a banda de valência e condução, que é resultado da intensidade da energia da luz incidente. Caso o LDR esteja exposto à alguma fonte de luz ou radiação cuja energia dos fótons seja correspondente a luz visível ou radiação ionizante e maior que a função de trabalho da banda proibida, menor será a sua resistência e maior a sua condutividade, o que lhe confere a principal aplicação como detector de luz SWART, 2008).

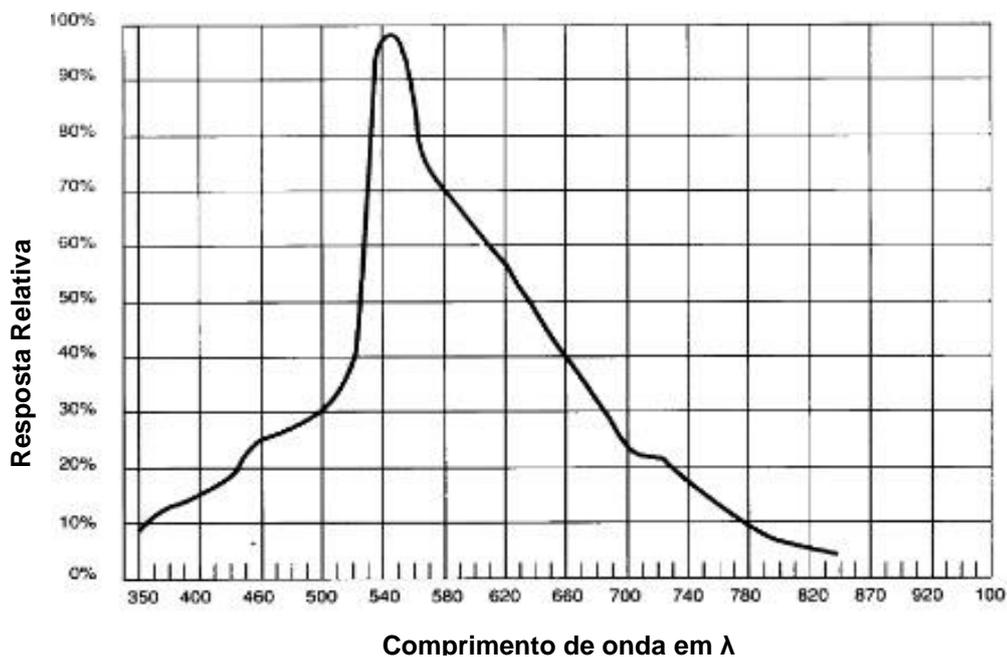


Figura 4. Resposta espectral do ORP12.

[Fonte: extraído de <http://www.microexample.com/sensors/Sensors-Light-Dependent-Resistors.php>]

Como o olho humano, a sensibilidade relativa de uma célula fotoresistora é dependente de um comprimento de onda da luz incidente. Cada tipo de material fotocondutor tem sua curva de resposta espectral ou plota sua resposta relativa da

fotocélula pelo comprimento de onda da luz. A resposta espectral de um dos LDRs mais utilizados, ORP12 é apresentada na Figura 4.

3.2 Fotodiodo

O funcionamento desse tipo de sensor é baseado no fato de que a corrente numa junção polarizada no sentido inverso varia com a luz que nela incide, esta luz libera portadores de carga que se somam à corrente de fuga. As correntes obtidas dos fotodiodos quando iluminados são muito baixas, exigindo assim que exista uma grande amplificação para o acionamento de dispositivos de potência. Sua principal vantagem entretanto está na sua elevada velocidade de resposta, o que torna esse tipo de sensor ideal para tarefas como ler códigos de barras, medir rotação de peças de alta velocidade ou contar objetos que passem com muita rapidez por um local (GRAEME, 1996).

O termo fotodiodo é bem amplo e em sua definição inclui até mesmo baterias solares, mas geralmente refere-se a sensores usados para detectar intensidade de luz. Eles podem ser classificados pelo modo de como foram construídos e pela função. Os tipos básicos de fotodiodo são: PN, PIN, Fotodiodo tipo Schotky e ADP (SIMÕES, 2008).

Todos esses tipos oferecem as seguintes características e são amplamente usados para detectar intensidade, posição, cor e presença de luz. Os fotodiodos de silício são construídos a partir de um simples cristal de silício, similar com aqueles usados na manufatura de circuitos integrados. A maior diferença é que fotodiodos requerem silício com maior nível de pureza. Essa pureza está diretamente relacionada com a resistividade. Ou seja, quanto maior a resistividade maior a pureza do silício (ZANINELLI, 2004).

A capacidade de converter energia luminosa em energia elétrica é chamada de eficiência quântica, que é expressa em porcentagem. A sensibilidade de um fotodiodo pode ser expressa em unidade de Amperes da corrente do fotodiodo por Watt, da iluminação incidente. A Q.E (Eficiência Quântica) está relacionada com a sensibilidade do fotodiodo. Sob condições ideais de operação, refletância, estrutura do cristal e

resistência interna, um fotodiodo de silício de alta qualidade é capaz de ter uma eficiência quântica de aproximadamente 80% (SIMÕES, 2008).

O gráfico contendo a respansividade pelo comprimento de onda do fotodiodo TSL12s está representado na Figura 5.

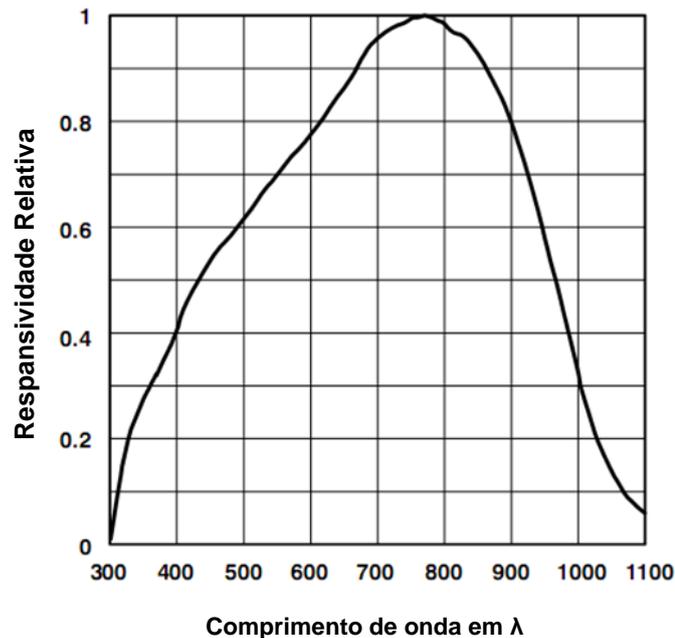


Figura 5. Respansividade espectral do fotodiodo TSL12s.

[Fonte: extraído de (TEXAS TSL12s DATASHEET, 2007)]

3.3 Fototransistor

Esse tipo de sensor possui o mesmo princípio dos fotodiodos, ou seja aproveitam a corrente de fuga entre coletor e emissor que depende da luz incidente nas junções. Todavia os fototransistores são mais sensíveis que os fotodiodos, já que podem se aproveitar do fato de que eles podem ser ligados de modo a amplificar as correntes de fuga. Porém sua velocidade de operação é menor (CHAPPEL, 1976).

O fototransistor pode ao mesmo tempo, detectar a incidência de luz e fornecer um ganho dentro de um único componente. Como o transistor convencional, o fototransistor é uma combinação de diodos de junção, porém associado ao efeito

transistor aparece o efeito fotoelétrico. Em geral, possui apenas dois terminais acessíveis, o coletor e emissor, sendo a base incluída apenas para eventual polarização ou controle elétrico (SIMÕES, 2008).

Esse tipo de sensor óptico possui diversas aplicações, sendo mais encontrado em aplicações on-off, onde a não linearidade do transistor não é um problema. A aplicação mais usual é a de um interruptor. Enquanto não tiver luz incidindo no fototransistor não haverá uma corrente no emissor, e a tensão de saída será zero, estando ele em corte. (GRAEME, 1996).



Figura 6. Comprimento de onda do fototransistor.

[Fonte: extraído de <http://www.eletronica24h.com.br/cursoEI/cursoEI2/aulas/Aula11.htm>]

O comprimento de onda do fototransistor é mostrado na Figura 6. Pode-se observar seu poder de detecção pela comparação feita com o olho humano.

4 Sensores Aplicados à Área da Saúde

Este capítulo tem por objetivo apresentar algumas aplicações de sensores na área da saúde para que a fundamentação teórica seja complementada. Os sensores aqui discutidos são os que estão presentes nas máquinas de hemodiálise, presentes no mercado. A seção 3.1 apresenta as aplicações do sensor ultrassônico. A 3.2 apresenta o sensor óptico e suas implementações. Por fim será apresentado, com mais detalhes, o uso desses sensores na máquina de hemodiálise.

4.1 Uso de Sensores Ultrassônicos

A idéia do funcionamento de sensores ultrassônicos é baseada na emissão periódica de ondas sonoras de alta frequência, emitidas a partir de cristais piezoelétricos, que quando submetidos a uma pressão geram um campo elétrico. A partir de dessa emissão é realizada a medição do tempo levado para a recepção dos ecos produzidos quando estas ondas chocam com os elementos situados no local por onde essas ondas passam, alguns sendo capazes de refletir o som emitido. A informação captada pelo eco é convertida para uma faixa de sinal elétrico, como uma faixa de corrente e enviada a um dispositivo que irá ler este sinal. Podendo operar de modo eficiente nas mais distintas aplicações, detectando os mais diferentes tipos de objetos e substâncias e à distâncias que variam de milímetros até vários metros. (AUTOMATIZE SENSORES, 2008) A Figura 8 mostra o funcionamento desse tipo de sensor.

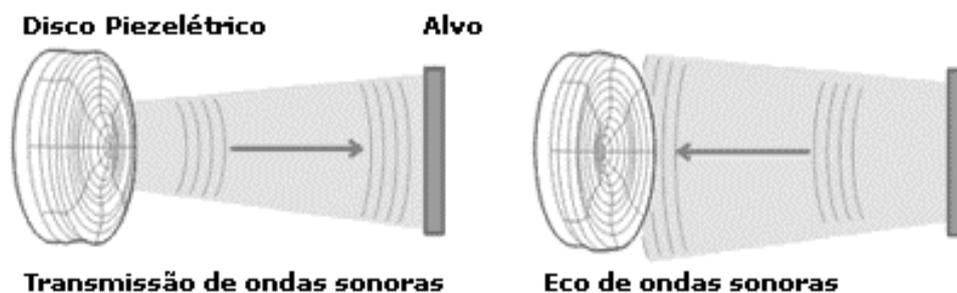


Figura 7. Funcionamento do sensor ultrassônico.

[Fonte: extraído de <http://www.automatizesensores.com.br/ultrasonicos.html>]

A transmissão dos sons não audíveis pelo sensor ultrassônico é dada na frequência usual de 30 a 300Khz. Filtros implementados dentro desse tipo de sensor verificam o som recebido e atualizam o eco emitido. A velocidade da operação do sensor é limitada por uma frequência que em média varia de 1Hz a 125Hz. Apesar da grande quantidade de materiais que podem ser detectados por esse tipo de sensor, existem alguns que absorvem o som emitido, não podendo assim serem detectados, são eles: tecido, espuma, borracha, lã dentre outros que possuem a capacidade de absorver o som. (SIMÕES, 2008).

Também é exigido que exista uma distância mínima do sensor ultrassônico para prover um atraso no tempo de forma que os ecos possam ser interpretados. Devem ser consideradas também algumas variáveis que podem afetar a operação desse tipo de sensor, entre elas podem ser citadas: o ângulo da superfície do objeto, rugosidade da superfície, mudanças na temperatura ou umidade do ambiente (BARBER, 1979).

Na área da saúde são varias as aplicações dos sensores ultrassônicos, uma vez que agem de maneira não-invasiva são amplamente utilizados em diversas inspeções médicas, incluindo exames de pré-natal, diagnósticos de órgãos internos, detecção da presença de nódulos nos seios, no caso de câncer de mama, em exames da glândula tireoide, detectando a presença de grumos no interior do pescoço e em exames cardíacos, capturando o tamanho do coração e anomalias no formato ou movimento do órgão. Também pode ser utilizado em diagnósticos vasculares não-invasivos, verificando o fluxo de sangue, podendo detectar algumas anomalias do

sistema como a disfunção endotelial, e realizar medições da espessura da camada intima média, ajudando na detecção da arteriosclerose (SIMÕES, 2008).

A detecção ultrassônica não invasiva permite também vários outros tipos de detecção como o de bolhas de ar em tubos cheios de líquido, desempenhando um papel importante em muitos campos da ciência e da indústria. Detectores de bolhas de ar ultrassom são utilizados em muitas áreas, incluindo tecnologias médicas, indústria farmacêutica, indústria de alimentos / bebidas e automação e controle de processos. A Figura 8 mostra o funcionamento de um detector desse tipo, quando uma bolha passa pelo sensor o nível do sinal é decrescido.

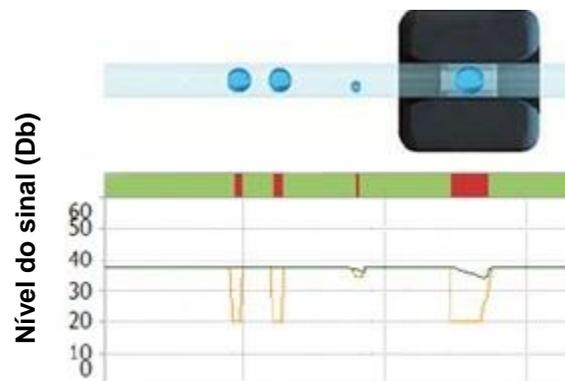


Figura 8. Detector de bolhas utilizando sensores ultrassônicos.

[Fonte: extraído de <http://piceramic.com/applications/ultrasonic-air-bubble-detector.html>]

a hemodiálise os sensores ultrassônicos são utilizados para a detecção da presença de bolhas de ar no sistema sanguíneo do paciente. O sensor executa a detecção através da parede do tubo por onde o sangue passa, obstruindo a passagem do sangue através do fechamento de uma pinça. A Figura 9 mostra a localização de um sensor ultrassônico numa máquina de hemodiálise destacada pela elipse em vermelho.



Figura 9. Sensor Ultrassônico numa máquina de hemodiálise.

[Fonte: extraído de <http://www.qmed.com/supplier/sonotec-ultraschallsensorik-halle-gmbh>]

4.2 Uso de Sensores Ópticos

Vários são os equipamentos de uso na área da saúde que utilizam sensores ópticos. Como exemplo pode ser citado o oxímetro de pulso que utiliza-se de dois LEDs: vermelho (660nm) e infravermelho (920nm), e um fotodetector colocado do lado oposto do sensor, que recebe a luz proveniente dos LEDs, detectando a diferença de intensidade em função do comprimento de onda de luz (λ). Os comprimentos de onda dos LEDs são transmitidos através da pele e absorvidos de forma diferenciada pelo sangue. Neste equipamento é utilizado somente um fotodetector para dois LEDs, o que pode ocorrer uma vez que a emissão das fontes de luz é feita alternadamente, através de um oscilador controlado por um microprocessador. A Figura 10 apresenta a representação do funcionamento do oxímetro de pulso.

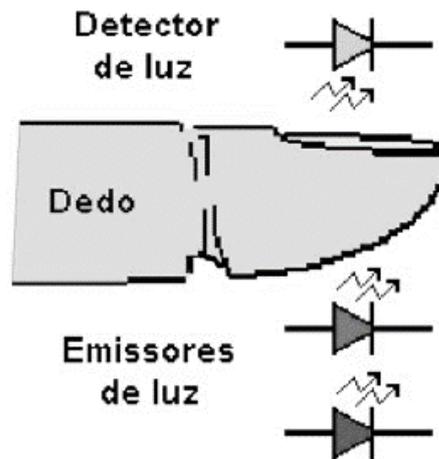


Figura 10. Funcionamento do oxímetro de pulso.

[Fonte: extraído de <http://www.delmazgps.com>]

Em função do modo de operação, os oxímetros de pulso subdividem-se em dois grupos: Transmissão: a luz é emitida pelos LEDs de um lado do corpo e captada pelo fotodetector no lado oposto. Para minimizar a atenuação luminosa, o sensor fica posicionado em regiões periféricas do corpo (ponta dos dedos e do lóbulo da orelha) e em neonatos, nos pés. Reflexão: a luz é emitida e captada no mesmo lado do corpo, sendo refletida nos ossos. O sensor é geralmente colocado na testa e região torácica. Sendo muito utilizado em pacientes com trama ou com dificuldades de perfusão sanguínea nas extremidades. A absorção da luz também depende da absorção tecidual (pele, gordura, osso, etc.), da absorção pelo sangue venoso e pelo sangue arterial (todas contínuas), e do volume arterial adicionado a cada batimento cardíaco (MORIYA, 2005).

Outro equipamento médico que utiliza sensores ópticos são as Bombas de Infusão, aparelhos médico-hospitalar ou veterinário, utilizados para realizar infusões de líquidos, fármacos, ou nutrientes. Controlando o fluxo e o volume nas vias venosas, arterial ou esofágica. As bombas de infusão possuem sensores para a presença de bolhas de ar dentro do sistema e para controlar a frequência de gotas. A Figura 11 mostra o esquema de funcionamento destes sensores.

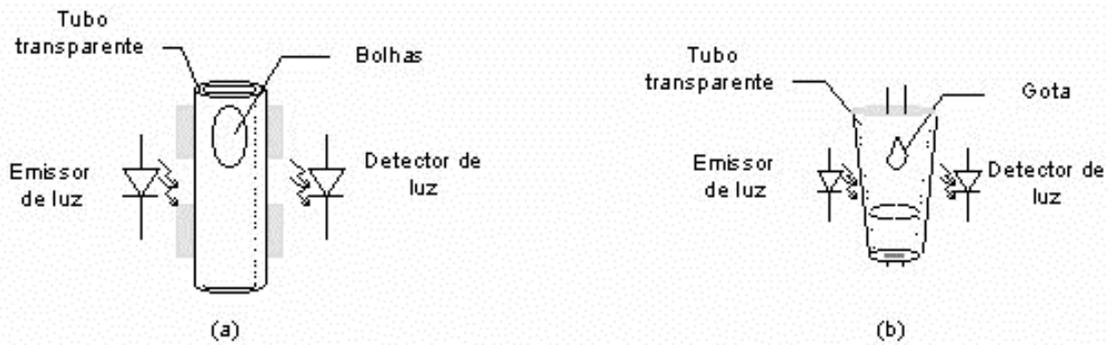


Figura 11. (a) Esquema de sensores ópticos para detecção de bolhas. (b) Detecção de gotas em bombas de infusão.

[Fonte: extraído de (WEBSTER, 1992)]

O sensor de gotas é posicionado junto à câmara de gotejamento do equipamento e é composto por um LED, que emite um feixe de luz, e um fotosensor. Como mostra a Figura 12 (b). Cada gota interrompe o feixe de luz gerado pelo LED e corta a corrente no fotosensor, gerando um pulso. A frequência de pulsos é medida e comparada com o valor ajustado pelo operador no painel de controle. Se a frequência estiver fora da faixa selecionada, o circuito soa o alarme (WEBSTER, 1992).

O sensor de bolhas de ar é posicionado junto ao equipamento, após o mecanismo de infusão, e opera de modo análogo ao sensor de gotejamento, com um LED de um lado do tubo e um fotosensor do outro, Figura 12 (a). Quando a bolha de ar atravessa o tubo, mais luz chega ao sensor devido a diminuição da absorvência sofrida pela luz, por fim é enviado um sinal para o circuito de controle que disparará o alarme.

4.3 Sensores Numa Máquina de Hemodiálise

Desde de 1913 estudos sobre o rim artificial começaram a ganhar forma nas mãos de John Abel e posteriormente Willem Kolff. Estes estudos foram de extrema importância para o desenvolvimento do tratamento da Doença Renal Crônica. Hoje, avanços tecnológicos na fabricação das máquinas de hemodiálise e com o desenvolvimento de técnicas cirúrgicas de acesso vascular fazendo com que milhares

de pessoas se beneficiem da terapia renal substitutiva (XAVIER, 2012). No Brasil desde a primeira sessão de hemodiálise, em 1949, o aprimoramento da técnica hemolítica junto ao avanço dos materiais e equipamentos tem gerado uma notável redução da ocorrência de acidentes relacionados a falhas mecânicas e/ou elétricas das máquinas de hemodiálise (SOUZA e ELIAS, 1995).

As máquinas de hemodiálise possuem vários sensores a fim de tornar o procedimento o mais seguro e eficaz possível, as que estão presentes hoje no mercado possuem vários dispositivos, dentre eles: detector de ar no circuito de sangue, monitorização das pressões venosa e arterial, campagem automática das linhas de sangue se detectadas situações anômalas, detector de hemoglobina na solução dialisante, bomba de sangue, monitorização da condutividade e da temperatura da solução dialisante, controle e programação da ultrafiltração e dialisante com bicarbonato. A Figura 12 mostra uma máquina de hemodiálise juntamente com os principais sensores de monitoramento que ela possui.

Dentre os sensores presentes na máquina devem ser destacados os de extrema importância para a segurança do paciente: O sensor de hemoglobina do dialisado para detectar se o dialisador rompeu. O sensor de hemoglobina na linha venosa que auxilia no início da contagem das horas do tratamento. O sensor de ureia no dialisado para, verificar a quantidade desta substância durante o tratamento, o sensor de pressão arterial não invasiva, para evitar hipotensão severa nos pacientes, e o sensor de ar para evitar a entrada de ar no circuito extracorpóreo, e possível embolia gasosa.

Apesar da grande quantidade de sensores de segurança, acidentes provocados pela falha humana ainda ocorrem com frequência, destacando-se a embolia gasosa, na qual o detector de bolhas de ar da máquina de hemodiálise alarma sem ter, de fato, bolhas ou não alarma quando existem bolhas, resultando em uma injeção maciça de ar no paciente, podendo deixá-lo com graves sequelas ou até levá-lo a morte (BEPPU et al., 1997).

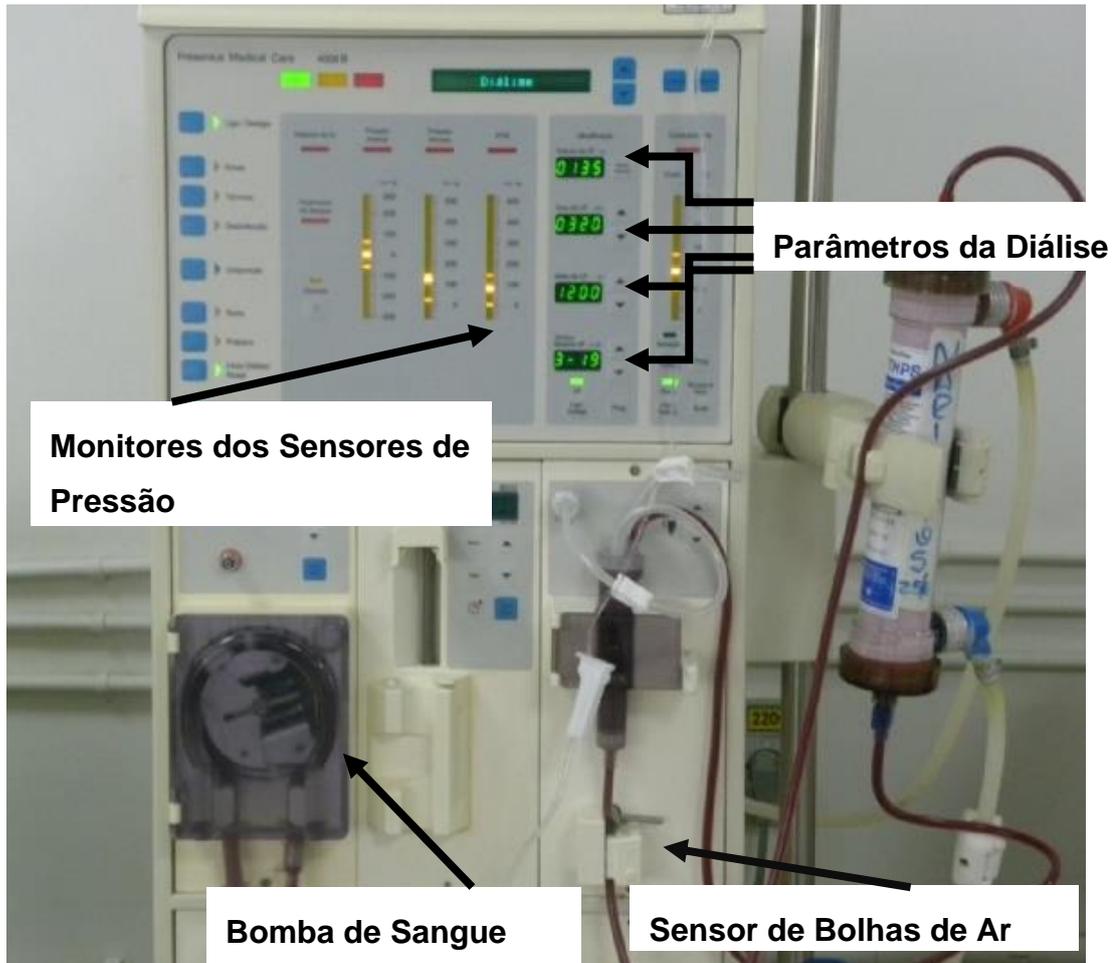


Figura 12. Máquina de hemodiálise e seus sensores.

[Fonte: extraído de <http://www.infonet.com.br/saude/>]

Na máquina de hemodiálise os vários sensores podem possuir diferentes tecnologias, isso dependerá muito da sua utilização e pode variar de fabricante para fabricante. A tabela a seguir apresenta os principais sensores com suas respectivas tecnologias (os sensores e tecnologias são as que estão presentes nas principais fabricantes).

Tabela 1 - Sensores presentes numa máquina de hemodiálise.

Sensores	Tecnologia
Sensor de bolhas de ar	Ultrassom
Sensor de hemoglobina na linha venosa	Óptica
Sensor de hemoglobina no dialisato	Óptica

O sensor de bolhas de ar monitora continuamente o fluxo de sangue quanto à presença de bolhas de ar na linha venosa. O detector é formado por dois transdutores ultrassônicos, um para transmitir e outro para receber. Sempre que uma simples bolha ou um conjunto de bolhas passa por entre os transdutores um pouco de energia ultrassônica focalizada que seria recebida pelo outro transdutor é espalhada ouobstruída. A queda resultante no sinal do transdutor receptor dispara um alarme. O detector de ar de algumas maquinas é projetado para realizar detecções de bolhas de tamanho de 5 a 25 μ L na linha de sangue venoso em toda a faixa de fluxo de sangue. O conjunto detector utiliza um jogo de cristais pizeoetricos de 2MHz. Sendo um o receptor e o outro o transmissor. O sinal resultante a partir desse sensor é um sinal DC de 0,5 a 4,5 (BAXTER, 2001).

O sensor de hemoglobina no dialisato é utilizado para verificar a integridade do dialisador. Ele funciona por um foco de luz através do dialisato, utilizando para isso um diodo de emissão de luz pulsada (LED) verde de alta eficiência e uma fotocélula em lados opostos em um compartimento por onde passa o dialisato usado. Se houver a passagem de sangue ou blocos de matéria opaca à luz o alarme é disparado e a linha venosa por onde ocorre a passagem do liquido é bloqueada. A fotocélula esta conectada à uma fonte de alimentação de 5V através de um resistor de 750k Ω . A intensidade da luz do LED é ajustada para iluminar a fotocélula até o ponto em que sua resistência esteja abaixo do liminar de alarme. O sensor de hemoglobina na linha venosa funciona de forma semelhante ao sensor de hemoglobina no dialisato servindo para iniciar a contagem de horas do tratamento da hemodiálise (BAXTER, 2001).

5 Proposta e Arranjo Experimental

Este Capítulo apresenta a proposta deste trabalho e o arranjo experimental montado para a criação da placa de circuito elétrico com os sensores de bolhas e coágulos. A primeira sessão apresenta os componentes utilizados para a confecção do protótipo. A segunda sessão apresenta como foi realizada a montagem do circuito. A terceira sessão disserta sobre o aparato experimental utilizado nos testes. A quarta sessão apresenta como foram feitos os testes e os resultados parciais.

5.1 Componentes Utilizados

O protótipo de sensor de bolhas e coágulos foi desenvolvido para suprir uma problemática presente na máquina de hemodiálise. Os sensores nela presente são muito eficientes, porém durante as sessões apresentam muitos resultados falso positivos. Esses falsos resultados são ocasionados devido ao sensor detectar como bolhas sujidades comuns ao ao procedimento médico, como por exemplo o pó da luva utilizada pelos profissionais da saúde. Essa detecção faz com que haja uma pausa no processo da hemodiálise, e consequentemente, perdas de tempo e de outros recursos que poderiam estar sendo utilizados por outros pacientes (CARVALHO, 2014). A proposta foi a criação de protótipos de sensores ópticos que pudessem auxiliar os já existentes na máquina tornando a detecção mais eficiente e confiável.

Os sensores detectores de bolhas presentes nas máquinas de hemodiálise utilizam a tecnologia ultrassom, muito eficiente porém muito sensível à interferências externas. A utilização de outros tipos de sensores auxiliariam na detecção e poderiam evitar que ocorresse o travamento da máquina desnecessariamente. Sensores ópticos foram escolhidos por sua capacidade de detecção, velocidade de resposta e fácil disponibilidade no mercado.

O protótipo de sensor óptico de bolhas e coágulos é formado por um circuito elétrico e óptico composto por dois Diodos Emissores de Luz (LED), e por dois fotodetectores. Foram utilizados um LED azul de alto brilho, com um diodo emissor de 5mm, com uma tensão de alimentação entre 3,3 e 3,6 V, e comprimento de onda de aproximadamente de 460 nm. E um LED infravermelho, com um diodo emissor de 5mm, com uma tensão de alimentação de 1,5 a 1,8 V, e comprimento de onda de aproximadamente 940 nm. Os espectros de emissão desses diodos emissores são demonstrados na Figura 13.

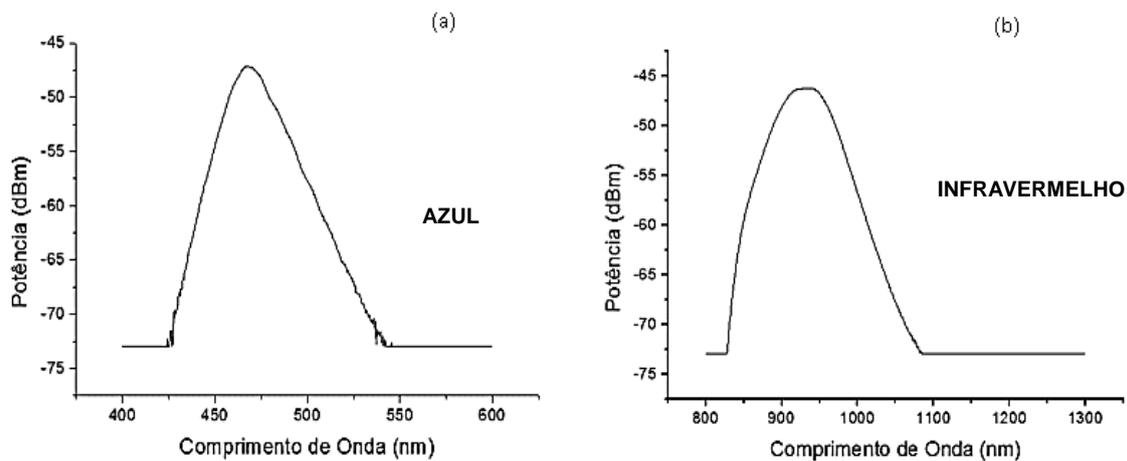


Figura 13. Comprimento de onda da luz azul (a) e do infravermelho próximo (b).

[Fonte: extraído de <http://light-measurement.com/detector-calibration/>]

A escolha desses comprimentos de onda foi dada devido às propriedades de transmitância do sangue na região do visível do infravermelho próximo. Na região do comprimento de onda da luz azul o sangue apresenta alta absorvância e consequentemente baixa transmitância. Por outro lado, na região do comprimento de onda do infravermelho próximo o sangue apresenta alta transmitância. (LIMA et al., 2012; UYUKLU et al., 2011; MANGOLD et al., 2013; LIMA e BAKKER, 2013). Essas características ópticas [s7]do sangue podem ser observadas na Figura 14. No circuito sanguíneo, a presença de corpos estranhos como bolhas e/ou coágulos gera distintas alterações na característica de transmitância do sangue. A presença de coágulos faz com que haja uma redução na transmitância do infravermelho. A presença de bolhas de ar reduz a

absorbância da luz azul, isso se dá ao fato de que existe uma alta diferença no índice de refração do sangue para o ar.

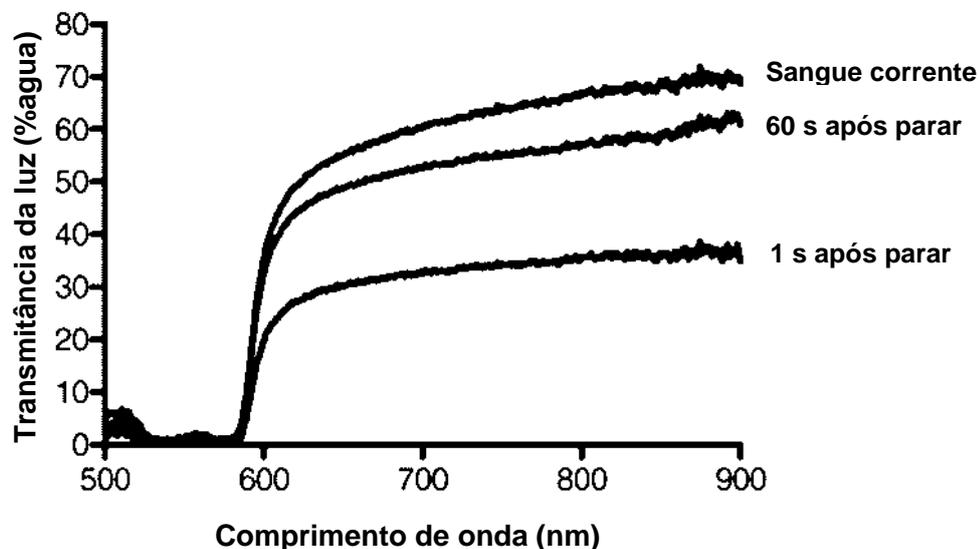


Figura 14. Comportamento da transmitância da luz no sangue em um circuito corrente.

[Fonte: extraído de (UYUKLU, et.al, 2011)]

Os [fotodetectores](#)^[s8] utilizados foram os fotodiodos de silício FDS100 da Thor-Labs, possuindo uma área de tensão de 13 mm^2 e uma tensão de alimentação de até 25 V. Este fotodiodo é do tipo PIN, tipo esse que converte energia luminosa em corrente elétrica. As vantagens da utilização deste tipo de fotodiodo são por conta da sua rapidez, possuindo um tempo de resposta entre 1 e 10 ns, uma boa eficiência quântica, baixo ruído e principalmente por ser de fácil acesso comercial. Existem outros tipos de fotodiodos mais sensíveis que os do tipo PIN porém esses possuem um tempo de resposta bem mais lento (FLORES, 2002).

Devido a banda energética do silício que é de 1,11 eV, o material assim absorve bem quando $\lambda < 1,11 \text{ } \mu\text{m}$ (KITTEL, 1996). Isso significa que o fotodiodo é sensível para o infravermelho próximo e também para o verde, possuindo um espectro de absorção de 350 nm a [1100 nm](#)^[s9], com pico de absorção em 980nm, como pode ser observado na Figura 16.

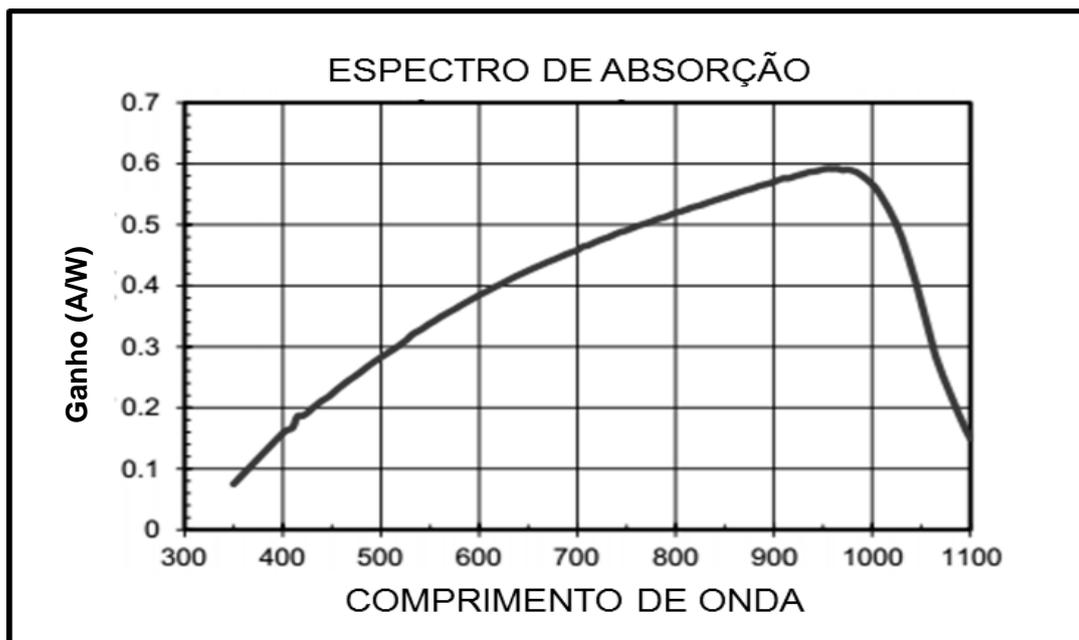


Figura 15. Resposta espectral do FDS100.

[Fonte: extraído de FDS100 Datasheet]

O circuito criado também possui potenciômetros de precisão, utilizados para realizar ajustes na potencia da luz emitida pelos LEDs, assim como a sensibilidade dos fotodetectores. O primeiro protótipo criado possuía potenciômetros com valores máximos de 1 K Ω _[s10], para o ajuste dos LEDs e dos Fotodetectores. Ao realizar os primeiros testes verificou a necessidade do ajuste desses valores, uma vez que a luz azul não estava sendo detectada de forma satisfatória. Assim os valores dos potenciômetros dos fotodetectores foram alterados: 4 K Ω _[s11] para o fotodetector localizado longitudinalmente ao LED infravermelho, e 10 K Ω _[s12] para o localizado longitudinalmente ao azul. Os resultados melhoraram consideravelmente porém o sinal captado ainda poderia ser aprimorado. Dessa forma, outra alteração foi feita na estrutura elétrica do protótipo, agora o potenciometro do fotodetector longitudinal ao LED infravermelho possui o valor máximo_[s13] de 100 K Ω _[s14] e o localizado longitudinalmente ao LED azul possui o valor de 320 K Ω _[s15]. Com essas modificações nos potenciômetros os fotodetectores ficaram mais sensíveis a luz azul e infravermelho.

5.2 Montagem do circuito

A placa foi confeccionada de forma que o circuito contendo sangue pudesse passar pelos dois LEDs e fotodetectores no mesmo instante de tempo, para que quando os testes fossem realizados, comparações com os feixes de luz pudessem ser feitas, analisando a possível influência que um poderia ter no outro em cada um dos casos estudados: circuito contendo somente sangue, circuito com sangue e bolha e circuito com sangue e coágulo. Assim os LEDs são posicionados perpendicularmente entre si e os fotodetectores são posicionados longitudinalmente aos LEDs.

A figura 16 demonstra a configuração utilizada [s16] nela pode ser observado como irão ficar dispostos os componentes utilizados no protótipo, os feixes de luz e os fotodetectores. A escolha desses feixes se deu por conta de suas características ópticas na presença de sangue. O comportamento esperado é que quando tivermos a passagem de bolhas a absorbância da luz azul diminua e ocorra uma captação maior pelo fotodetector localizado a sua frente. Com o feixe infravermelho espera-se que com a passagem de coágulos haja uma redução na sua transmitância.

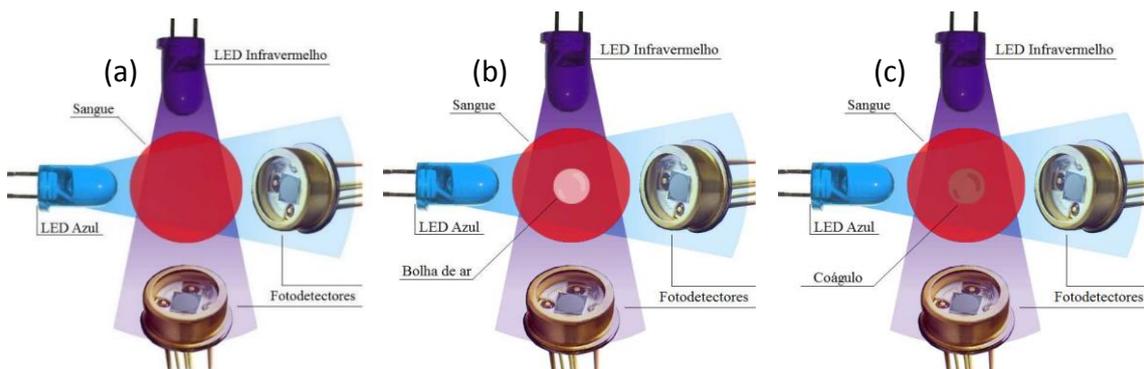


Figura 16. Esquema de configuração dos LEDs num sistema com sangue (a), com bolha de ar (b) e com coágulo (c).

[Fonte: criado no Adobe Photoshop]

Para comportar os LEDs, fotodetectores e potenciômetros, foi desenvolvida uma placa de circuito impresso que realiza a conexão e a alimentação desses componentes, fazendo com que os feixes de luz possam atravessar o circuito sanguíneo. A partir da intensidade de luz recebida pelos fotodetectores foi possível a detecção da passagem de bolhas de ar e coágulos no circuito sanguíneo. A Figura 17 mostra uma visão 3D da placa.

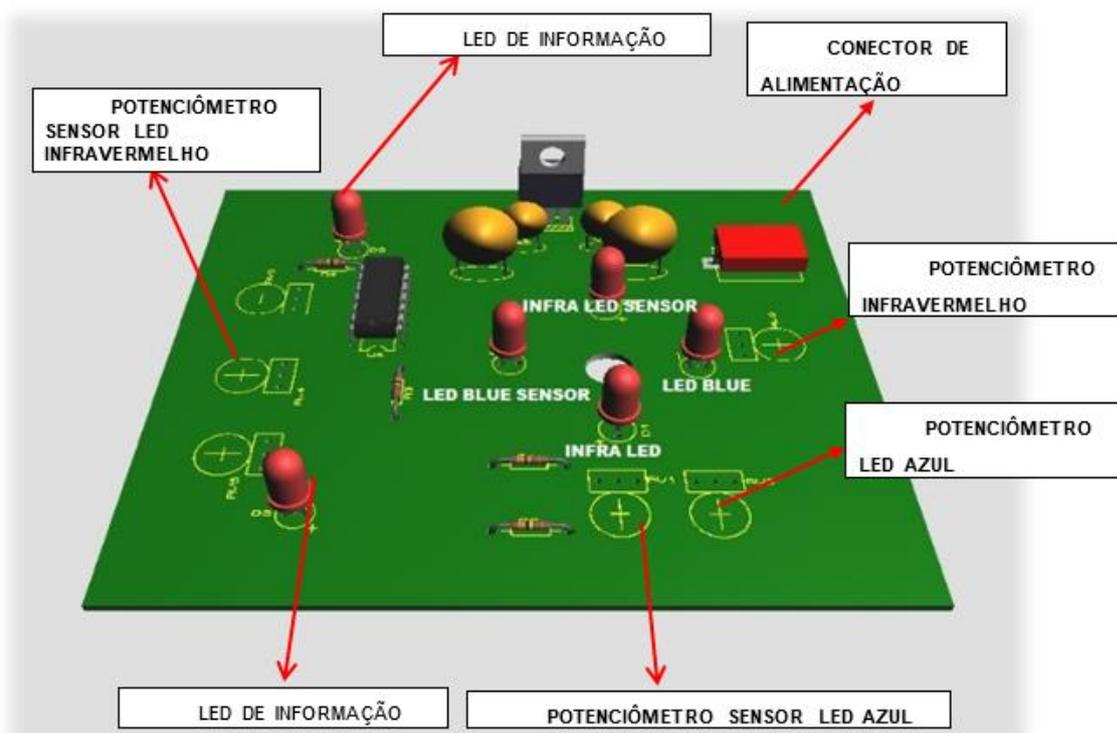


Figura 17. Imagem em 3D da placa do protótipo criado.

[Fonte: criado no Proteus]

Para a confecção do circuito elétrico foi utilizado o Proteus, um programa simulação de circuitos eletrônicos. Primeiro foi feita a criação do diagrama esquemático elétrico da placa, realizando a ligação entre os componentes que seriam utilizados e seus valores iniciais. O esquema elétrico pode ser observado na figura 18.

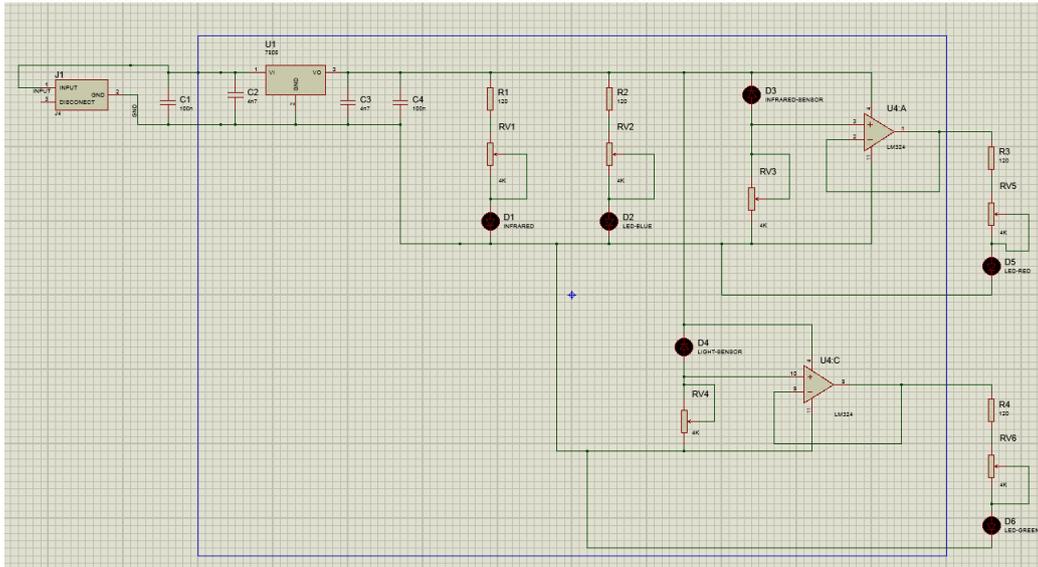


Figura 18. Esquema elétrico do circuito criado.

[Fonte: criado no Proteus]

Posteriormente a criação do desenho do circuito impresso, o desenho que foi gerado é mostrado na Figura 19 . O próximo passo foi a passagem do desenho criado para uma placa isolante de fenolite com uma face revestida de cobre por meio de uma prensa em alta temperatura.

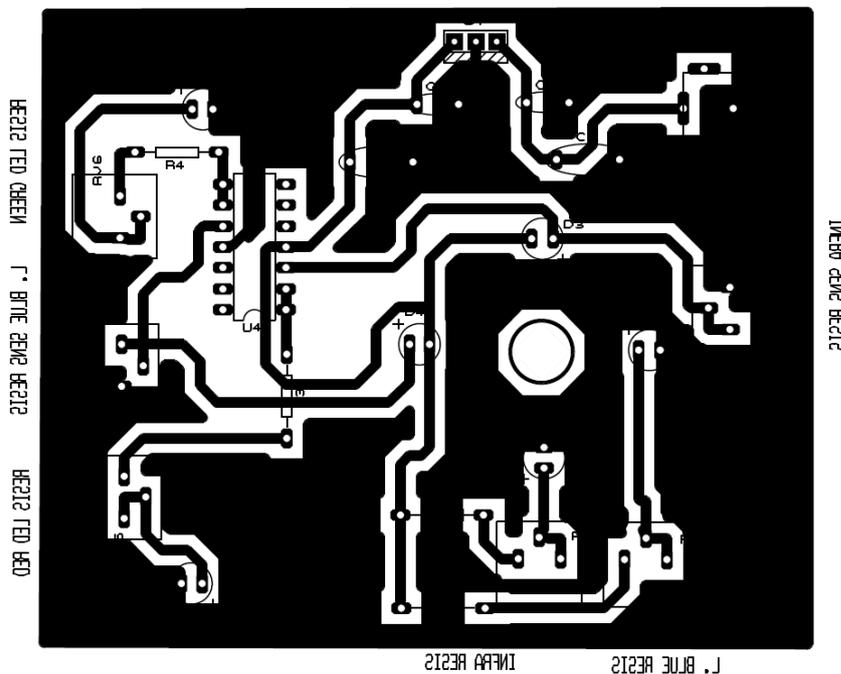


Figura 19. Desenho do circuito eletrônico gerado.

Após isso a placa foi mergulhada num ácido de corrosão para que o cobre fosse removido deixando somente as trilhas de conexão do circuito, a corrosão

somente ocorre na superfície que não está coberta com tinta. Na Figura 19 as partes em branco são as únicas que serão corroídas pelo ácido e as partes em preto são as que estarão revestidas pelo cobre. Os passos posteriores envolveram a perfuração das ilhas, utilizando uma furadeira com uma broca de 1mm, e a soldagem dos componentes no circuito. A alimentação desse circuito é feita a partir de uma fonte de 8V conectada por um conector J4.

O circuito eletrônico possui também LEDs de informação que são acionados quando há a passagem de bolhas e de coágulos. O LED vermelho acende quando um coágulo é detectado e o LED amarelo acende quando uma bolha é detectada. Os potenciômetros auxiliam no ajuste de luminosidade dos feixes de luz e na sensibilidade dos fotodetectores. Quanto maior o valor do resistor menor a quantidade de luz emitida, no caso dos LEDs. E quanto maior a resistência aplicada maior a sensibilidade dos fotodetectores.

5.3 Aparato Experimental

Para confirmar o funcionamento do circuito foram realizados vários testes, comprovando o êxito na detecção de bolhas e coágulos no sistema sanguíneo. Para isso foi utilizado vinho tinto, simulando o sangue no circuito venoso, o qual apresenta características ópticas semelhantes às do sangue no espectro visível e no infravermelho próximo (LIMA et al, 2012, UYUKLU et al, 2011; MANGOLD et al. 2013).

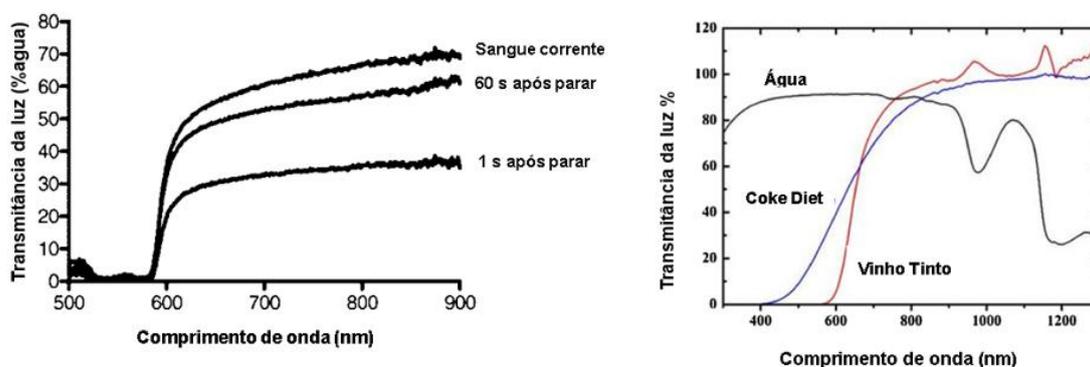


Figura 20. Espectro de transmitância da luz no sangue, no vinho tinto, na água e Coke diet.

[Fonte: (MANGOLD et al., 2013)]

A Figura 19 mostra o comprimento de onda do vinho em comparação com outros líquidos. Pode-se observar que o pico da transmitância da luz no sangue se dá na faixa de comprimento de onda acima dos 600 nm observando os líquidos presentes no gráfico a direita da Figura 19 vemos que Coca Cola Diet não seria eficiente uma vez que a transmitância da luz nela começa um pouco antes, na faixa de 500nm. O vinho tinto se aproxima mais do sangue, uma vez que ele também possui um pico na transmitância da luz, que por ele passa, em aproximadamente 600nm.

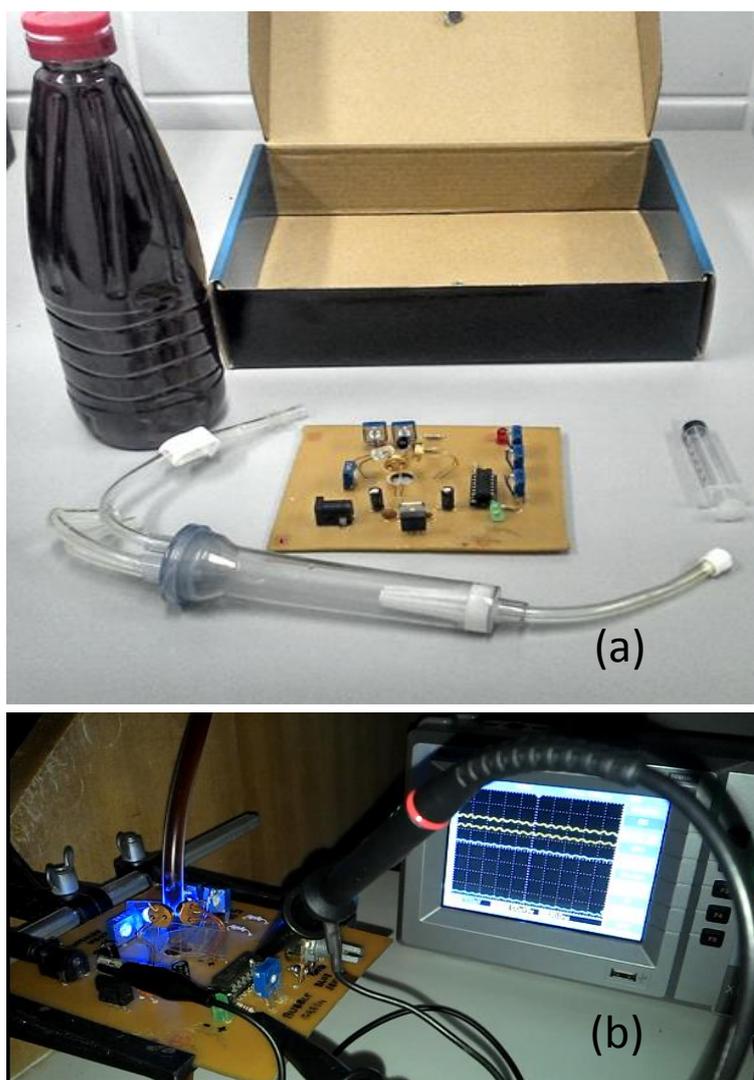


Figura 21. Aparato experimental. (a) Placa desenvolvida, cata-bolhas, vinho tinto, seringa para inserção de bolhas. (b) Osciloscópio.

[Fonte: foto tirada durante os testes]

No circuito venoso contendo vinho, a presença de bolhas de ar foi induzida manualmente por uma seringa de 3ml. Já para a simulação dos coágulos foram utilizadas cascas de uva triturada formando gomos e inseridos manualmente no circuito venoso. Nos testes a placa do protótipo foi protegida da interferência da luminosidade externa sendo acomodada dentro de uma caixa fechada. Foi utilizado um osciloscópio para realizar a visualização dos sinais captados pelos fotodetectores. O aparato experimental pode ser visualizado na Figura 21.

Os materiais utilizados foram alocados de forma que o circuito venoso, composto pelo cata-bolhas e a mangueira onde o líquido circula, ficassem na vertical. Fazendo com que o líquido nele presente pudesse fluir, passando pelos LEDs e fotodetectores, e as bolhas e coágulos que circulassem pudessem ser observados mais facilmente.

5.4 Testes do protótipo

Inicialmente foram medidos os comprimentos de onda dos LEDs azul e infravermelho no sistema preenchido com vinho tinto, assim podemos observar o comportamento das absorbâncias desses feixes de luz. Também foram observados seus comportamentos na presença de bolhas e coágulos.

Para a medição foi utilizado um espectrofotômetro. Ele foi posicionado longitudinalmente a cada um dos feixes separadamente e a medição foi realizada a configuração utilizada é mostrada na figura 22. Os resultados são mostrados nas Figuras 23, 24 e 25.

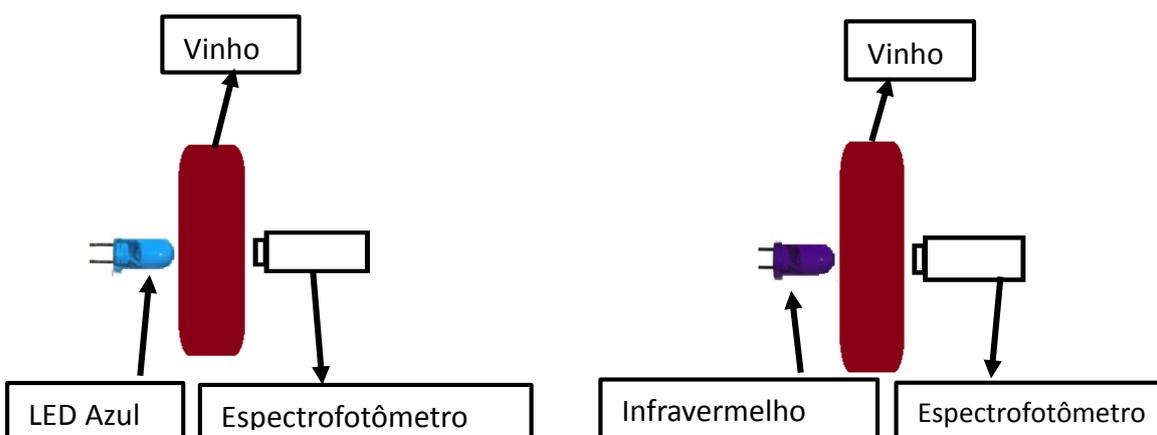


Figura 22. Configuração utilizada nos testes dos feixes de luz.

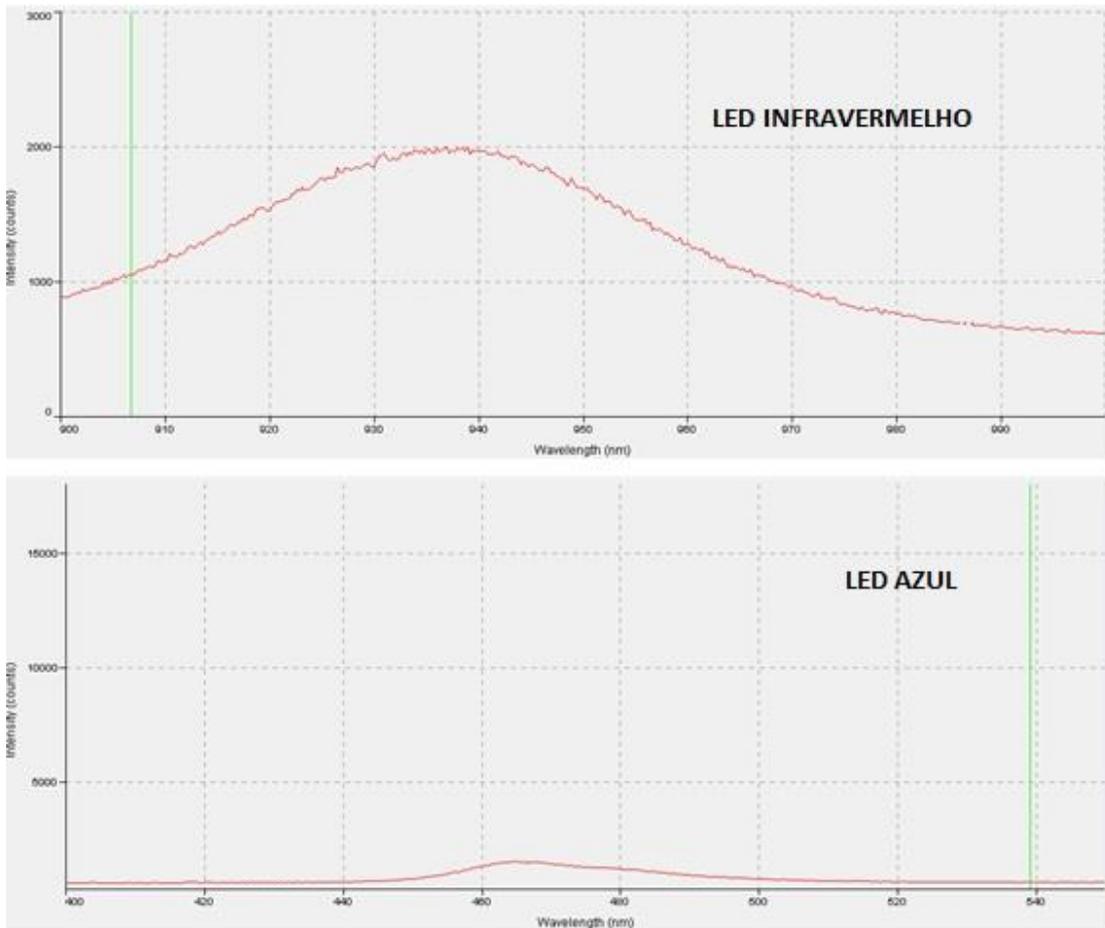


Figura 23. Comprimentos de onda dos LEDs azul e infravermelho num circuito preenchido com vinho tinto.

[Fonte: obtida a partir do espectrofotômetro]

A partir da Figura 23 pode-se notar o quanto a luz azul e infravermelho são absorvidas pelo vinho tinto, e como a luz azul possui uma grande absorbância na presença desse líquido, e enquanto, por outro lado, o infravermelho apresenta uma transmitância maior se comparada com a luz azul.

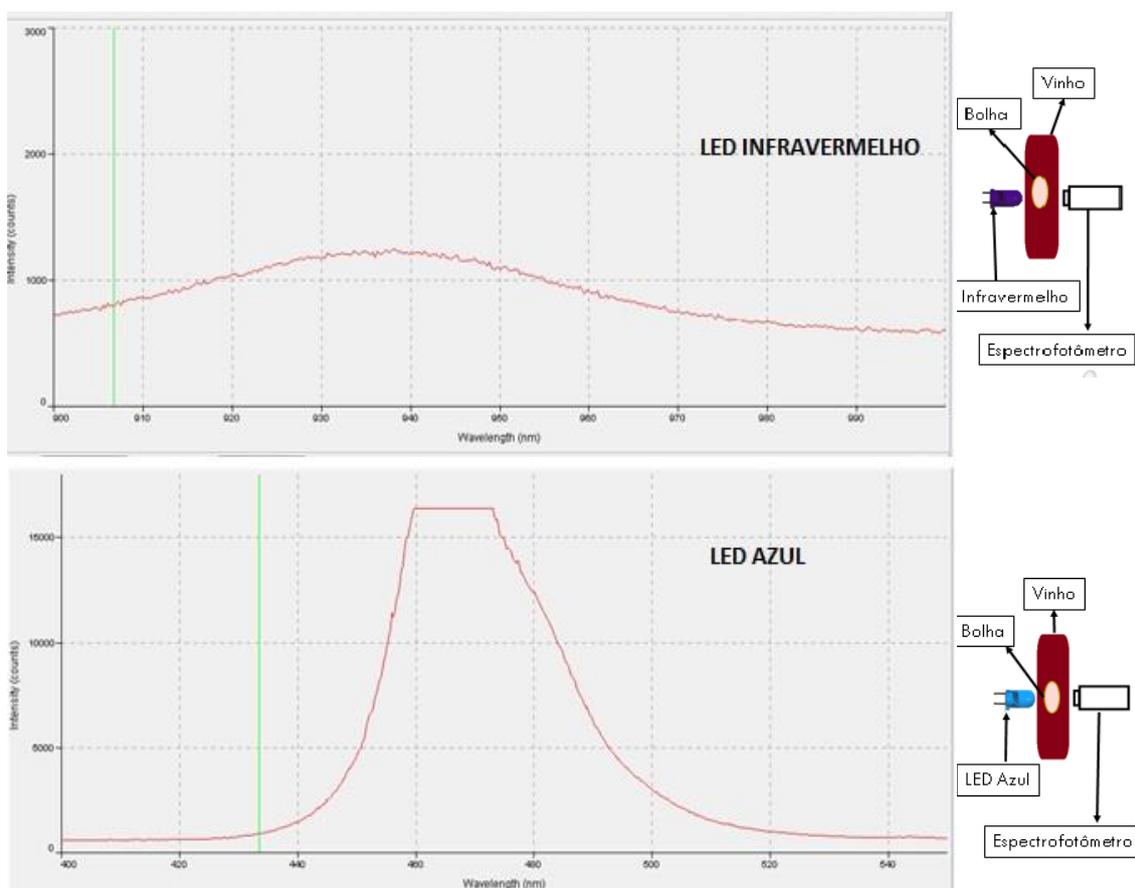


Figura 24. Comprimentos de onda dos LEDs azul e infravermelho num circuito preenchido com vinho tinto com a presença de bolhas de ar.

[Fonte: obtida a partir do espectrofotômetro]

Na figura 24 pode-se observar o momento exato da passagem da bolha de ar no vinho tinto e a alteração sofrida nas absorvâncias dos feixes. O infravermelho permaneceu praticamente inalterado, sofrendo uma leve baixa na transmitância, enquanto a luz azul apresentou um aumento considerável na sua transmitância.

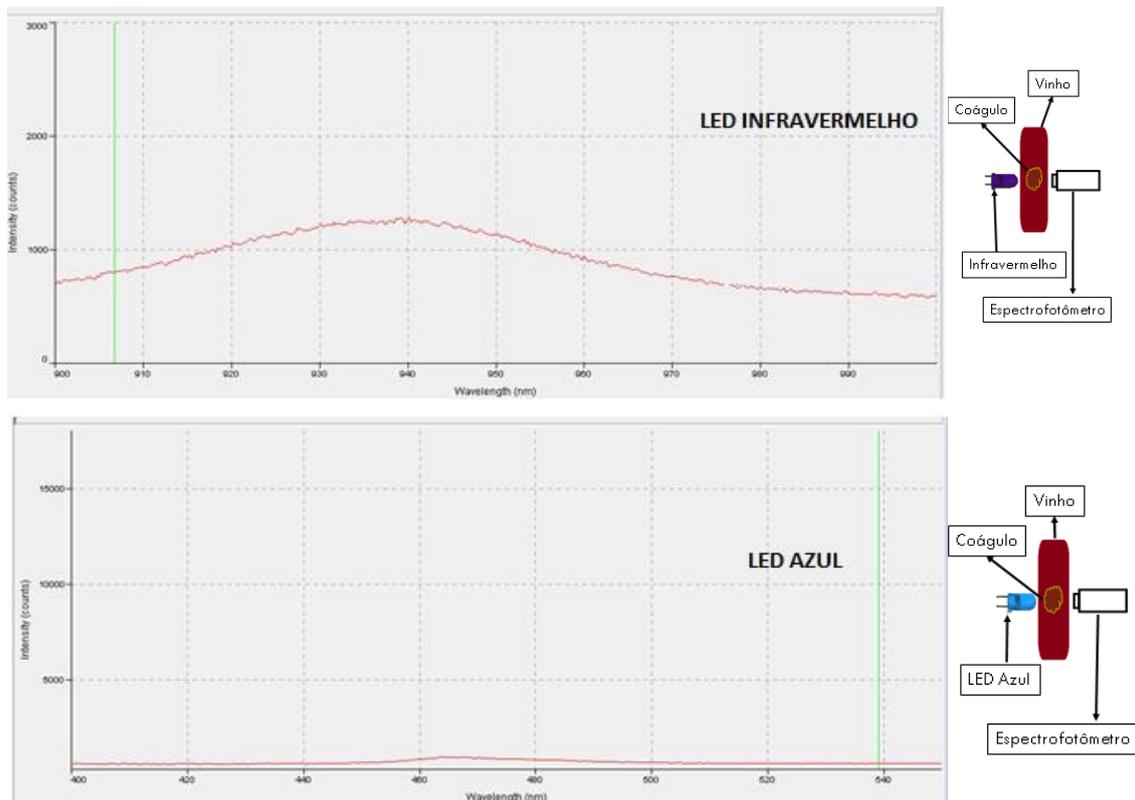


Figura 25. Comprimentos de onda dos LEDs azul e infravermelho num circuito preenchido com vinho tinto na presença de coágulos.

[Fonte: obtida a partir do espectrofotômetro]

Realizando uma comparação com os resultados obtidos na figura 25 com a passagem do coágulo pode ser observado a diminuição da transmitância da luz azul, que já era baixa. O infravermelho sofre também uma absorbância maior em relação ao circuito contendo somente vinho tinto.

Após essas verificações foi testada a capacidade de detecção de bolhas e coágulos (fabricados) pelos fotodetectores presentes no protótipo. O primeiro teste realizado foi o sistema preenchido com vinho tinto na ausência de bolha e/ou coágulos, visando o ajuste dos níveis de base dos sinais. Uma vez ajustados os níveis de base dos fotodetectores assim como os valores dos potenciômetros, foram introduzidas bolhas de ar no sistema. O acionamento dos LEDs ocorreu de forma separada a princípio, pois queria-se observar seus comportamentos individuais. O esquema utilizado é representado na figura 26 onde dos sinais dos sinais estão representados pelas cores azul e amarelo.

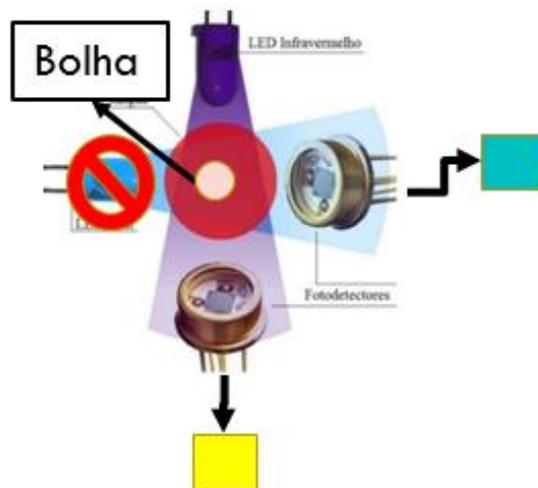


Figura 26. Esquema da realização do primeiro teste.

Como mostra a Figura 27 quando apenas o LED infravermelho estava acionado, a passagem da bolha provocou reflexão e espalhamento da luz. Devido a reflexão nas interfaces vinho-ar-vinho, houve redução na intensidade da luz que atingiu o fotodetector posicionado longitudinalmente ao LED infravermelho. E o espalhamento da luz, provocado pela passagem da bolha, foi detectado pelo fotodetector posicionado perpendicularmente ao LED infravermelho.

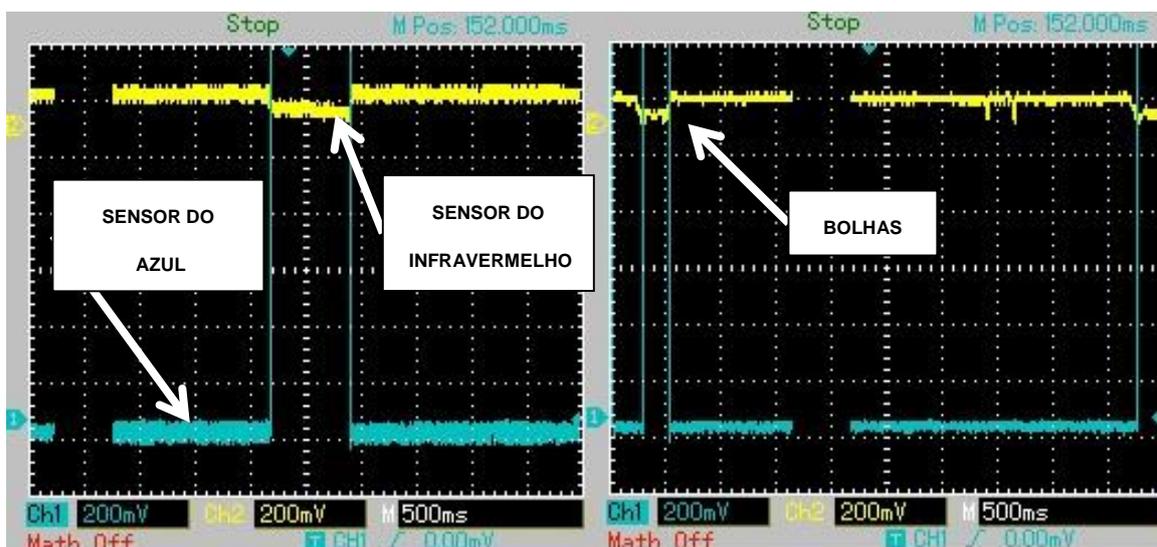


Figura 27. Resultados da detecção de **bolhas** com apenas o LED **infravermelho** acionado.

[Fonte: obtida a partir do osciloscópio]

Quando apenas o LED azul estava acionado como mostra a Figura 28, a passagem da bolha não provocou mudanças significativas na detecção do fotodetector posicionado perpendicularmente a ele. Houve uma redução no espalhamento da luz incidente e uma alta absorção da luz azul pelo vinho. Já a luz transmitida pelo LED azul até o fotodetector localizado longitudinalmente aumentou, pois o trecho de ar possui absorção menor que o vinho. Esse comportamento pode ser verificado na Figura 29.

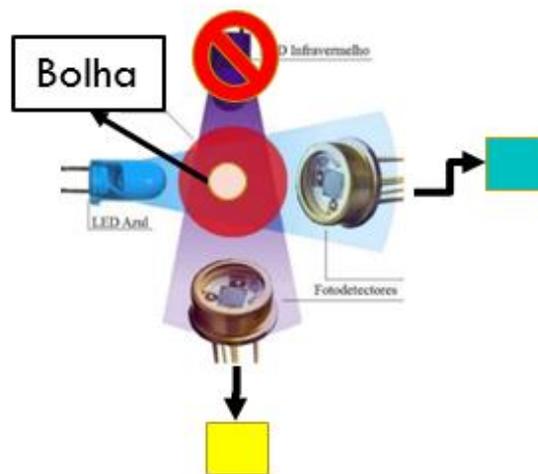


Figura 28. Esquema da realização do segundo teste.

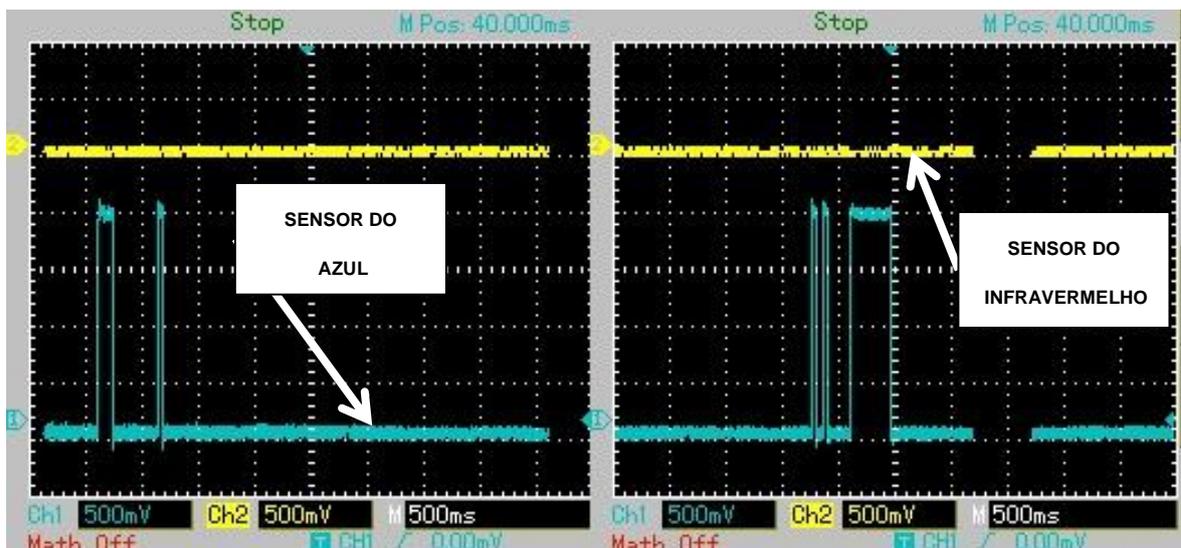


Figura 29. Resultados da detecção de **bolhas** com apenas o LED azul acionado.

[Fonte: obtida a partir do osciloscópio]

A passagem do coágulo foi detectada de forma semelhante pelos fotodetectores, quando apenas o LED infravermelho foi acionado. A Figura 30 mostra o comportamento do sinal. Nesse cenário houve uma redução da intensidade da luz que atingiu o fotodetector longitudinal ao LED infravermelho em decorrência da obstrução de parte do feixe. E houve um aumento da intensidade da luz no fotodetector perpendicular, devido ao espalhamento da luz, provocado pela passagem do coágulo.

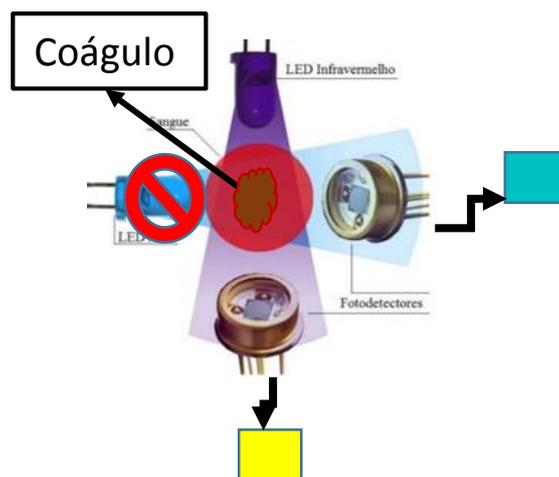


Figura 30. Esquema da realização do terceiro teste.

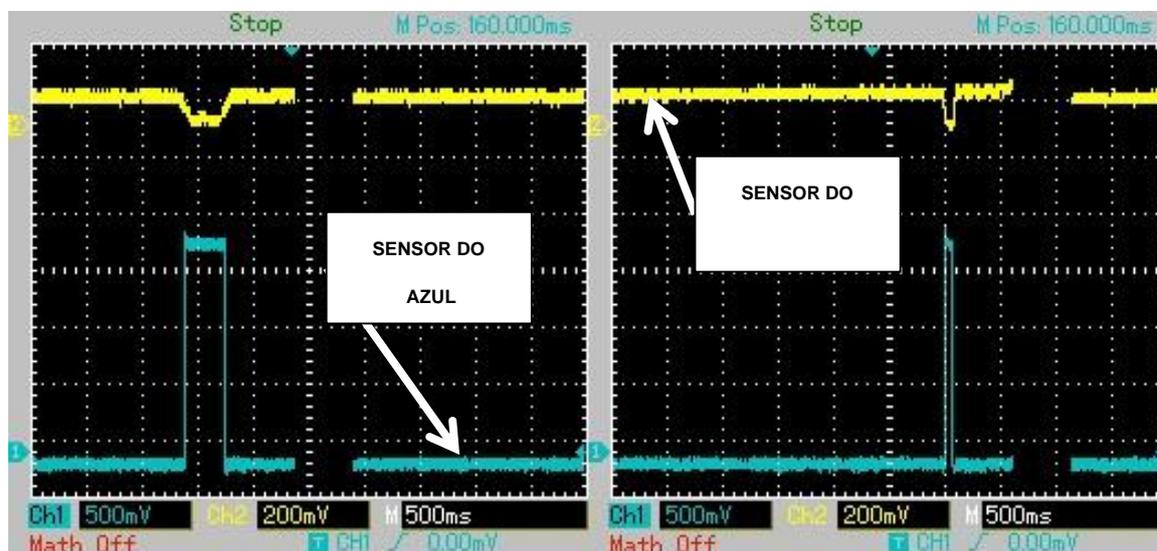


Figura 31. Resultados da detecção de **coágulos** com apenas o LED **infravermelho** acionado.

[Fonte: obtida a partir do osciloscópio]

Com somente o LED azul ativado foi verificada a passagem do coágulo pelo circuito. E devido a alta absorção do vinho tinto para a luz azul, a obstrução por parte do feixe e o espalhamento não provocam alterações nos sinais detectados pelos fotodetectores. Esse cenário pode ser observado na figura 33.

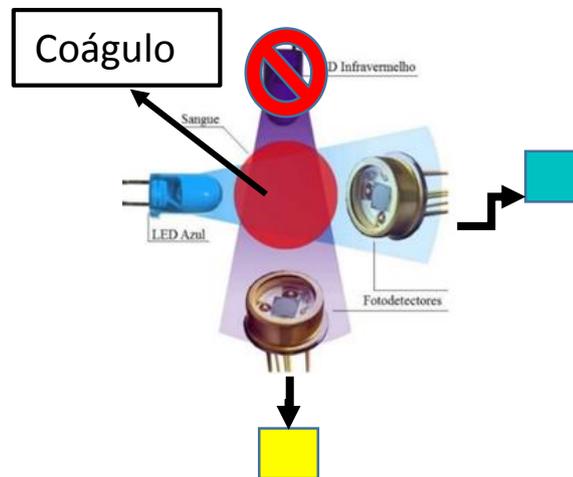


Figura 32. Esquema da realização do quarto teste.

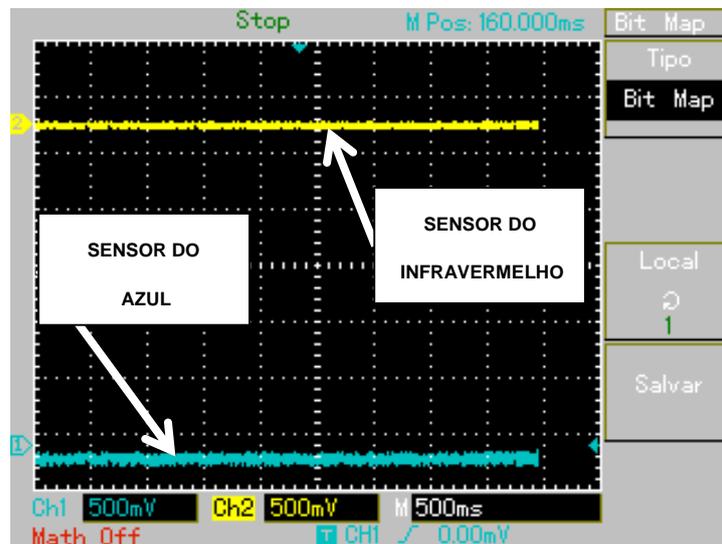


Figura 33. Resultados da detecção de **coágulos** com apenas o LED azul acionado.

[Fonte: obtida a partir do osciloscópio]

Realizando uma comparação entre os resultados obtidos nesses primeiros testes ficou evidente que o circuito eletrônico óptico detecta a presença de elementos estranhos, bolhas ou coágulos, por meio das alterações dos sinais

detectados na faixa do infravermelho. Além disso, foi possível diferenciar o tipo do corpo estranho por meio da análise das alterações dos sinais detectados no sensor localizado longitudinalmente ao LED azul. Porém nesse teste verificou-se que a variação dos sinais não estavam altas o suficiente, o que faria com que a detecção pudesse nos dar falsos resultados caso houvessem ruídos. Nos primeiros testes o sinais de saída dos fotodetectores do infravermelho e do azul estavam, respectivamente em 200 mV e 500 mV, valores considerados baixos. Para resolver isso foram ajustados os valores máximos dos potenciômetros dos fotodetectores. O potenciômetro do fotodetector longitudinal ao LED azul foi alterado de 10 K Ω para 320 K Ω , e o do longitudinal ao LED infravermelho foi de 4 para 100 K Ω .

Após realizar as alterações no circuito elétrico, uma segunda fase de testes foi iniciada. Esses testes foram realizados com os valores de saída dos potenciômetros ajustados para 2 V no fotodetector longitudinal ao LED infravermelho e 1 V no fotodetector longitudinal ao LED azul, esses valores foram setados para quando o circuito venoso estiver preenchido com vinho. Nessa fase os testes foram realizados com o fotodetector localizado longitudinalmente ao LED azul como mostrado na Figura 34 . Os resultados dos testes podem ser verificados nas Figuras 35 , 37, 39 e 41.

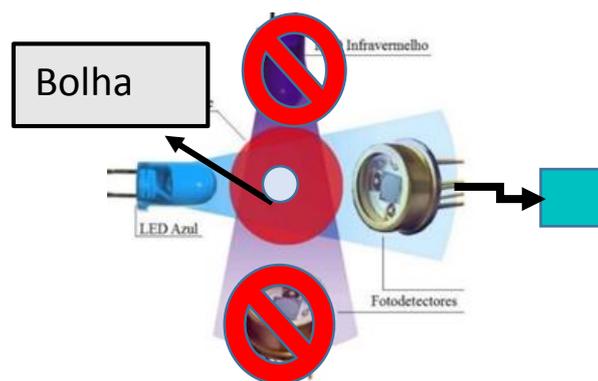


Figura 34. Esquema da realização do quinto teste.

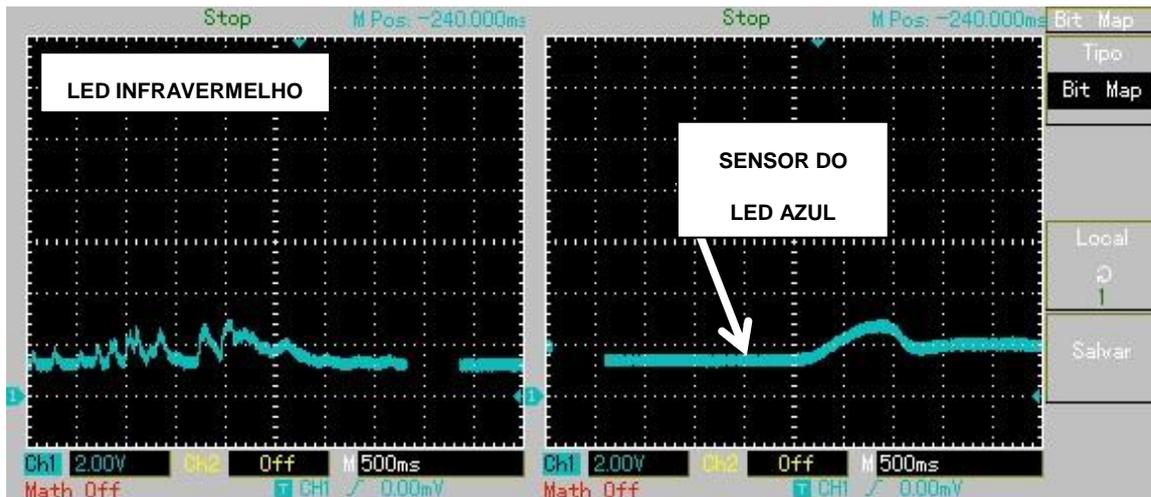


Figura 35. Resultados da detecção de **bolhas** pelo sensor do LED azul com apenas o LED **infravermelho** acionado.

[Fonte: obtida a partir do osciloscópio]

Na Figura 35 pode ser observada a influência do LED infravermelho no fotodetector localizado longitudinalmente ao LED azul. Verifica-se que há uma menor absorbância do infravermelho na presença de bolhas e essa luz é captada pelo fotodetector localizado a 90° do LED infravermelho. Verifica-se também que o sinal de saída do fotodetector tem um pico de 2,5 volts na presença de bolhas.

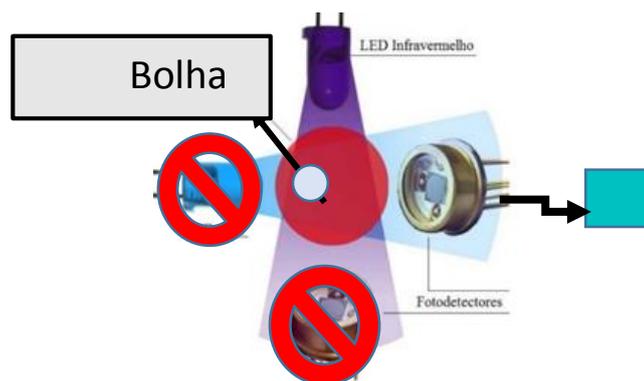


Figura 36. Esquema da realização do sexto teste.

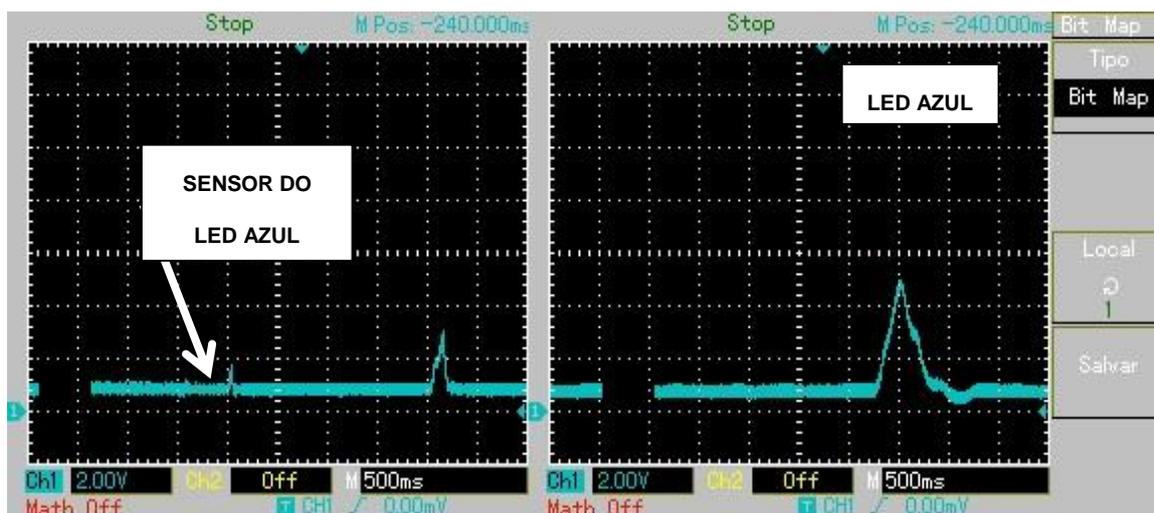


Figura 37. Resultados da detecção de **bolhas** pelo sensor do LED azul com apenas o LED **azul** acionado.

Já na Figura 37 observa-se a influência da luz azul no fotodetector localizado a 180° do LED azul. Verifica-se que ao passar a bolha a absorbância da luz azul emitida, diminui. E o sinal de saída captado pelo fotodetector localizado a 180° do LED azul tem um pico de 2,5V.

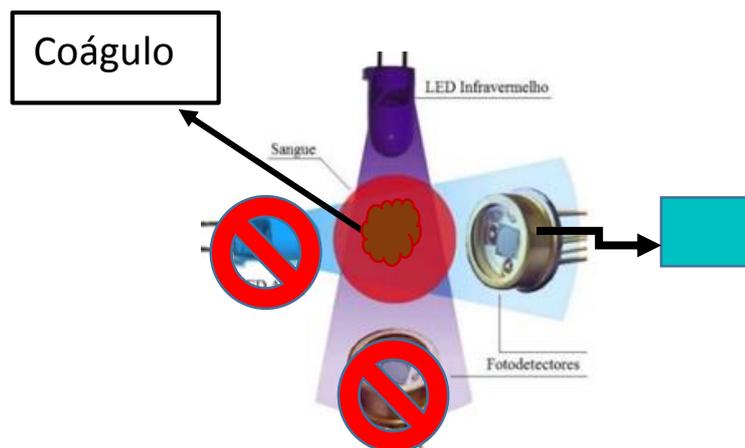


Figura 38. Esquema da realização do sétimo teste.

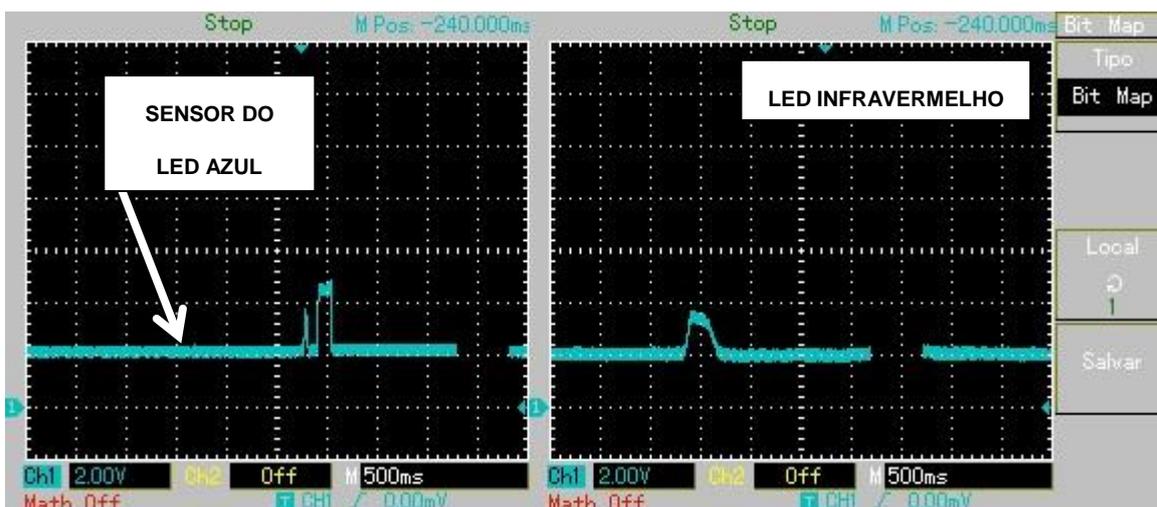


Figura 39. Resultados da detecção de **coágulos** pelo sensor do LED azul com apenas o LED **infravermelho** acionado.

Na Figura 39 pode-se observar a diminuição da absorbância do infravermelho na passagem do coágulo pelo sistema. O sinal de saída do fotodetector do LED azul chega a 4,5V, dependendo do tamanho e velocidade do coágulo.

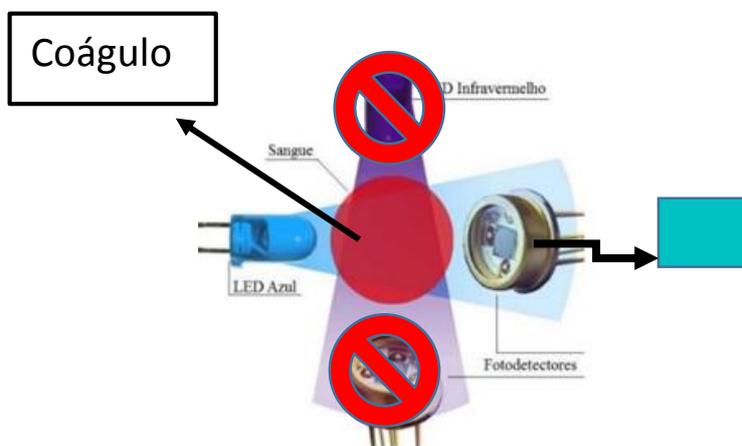


Figura 40. Esquema da realização do oitavo teste.

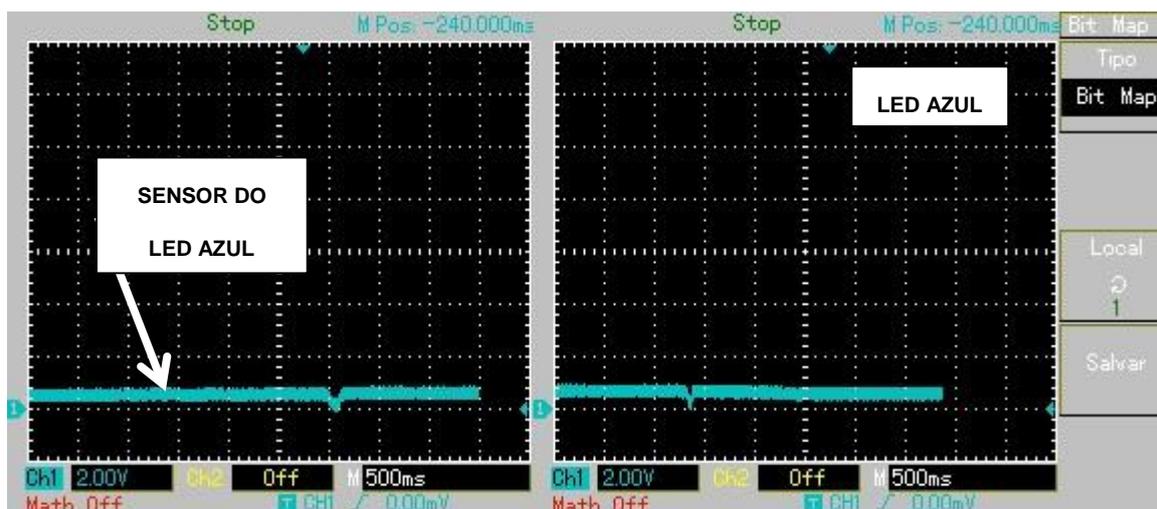


Figura 41. Resultados da detecção de **coágulos** pelo sensor do LED azul com apenas o LED **azul** acionado.

[Fonte: obtida a partir do osciloscópio]

Na Figura 41 pode ser observado o cenário onde há um aumento da absorbância da luz azul quando o coágulo passa pelo sistema. Aqui pode ser verificado a passagem de dois coágulos e a diminuição do sinal de saída do fotodetector localizado a 180° do LED azul.

Após a segunda rodada de testes fica evidente que o circuito eletro-óptico detectou a presença de elementos estranhos, bolhas e coágulos, por meio das alterações dos sinais detectados na faixa do infravermelho e da luz azul. Além disso houve uma diferenciação nos tipos dos corpos estranhos, por meio da análise das alterações dos sinais detectados na absorção do infravermelho. Ocorreu também um aumento na sensibilidade da detecção de bolhas utilizando os feixes de luz azul e infravermelho. E a detecção do coágulo pode ser observada de forma mais clara tanto com o infravermelho quanto com o azul. O que não havia ocorrido nos testes anteriores.

5.5 Melhorias

Após a realização dos testes e a reunião de evidências que constatarem o funcionamento na detecção de bolhas e coágulos, foram verificadas algumas alterações e outras avaliações que poderiam melhorar o funcionamento do

protótipo do circuito de sensores. A primeira delas é a troca do LED azul pelo LED verde, o diodo emissor de luz no feixe de luz verde é mais barato se comparado com o azul e de mais fácil acesso no mercado. Possuindo um comprimento de onda com pico entre 520 a 530nm, como pode ser verificado na figura 32.

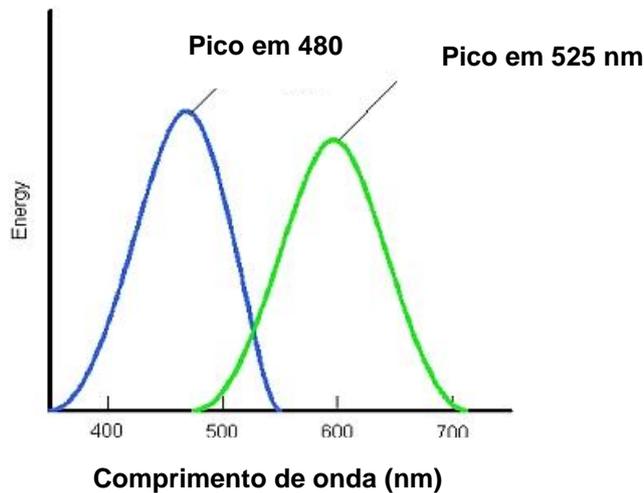


Figura 42. Comparativo entre os comprimentos de onda dos LEDs Azul e Verde.

[Fonte: obtida em <http://www.opsweb.org/?page=FA>]

Outro motivo pela troca do feixe de luz azul pelo verde foi a capacidade de detecção da luz verde pelo fotodetector utilizado. O espectro de absorção deste varia de uma faixa de 350 a 1100nm sendo seu pico de absorção em 980nm. Assim com essa troca esperava-se que houvesse uma resposta melhor do fotodetector para com o feixe de luz verde. Os testes foram realizados e os resultados obtidos estão descritos nas Figuras 44, 46.

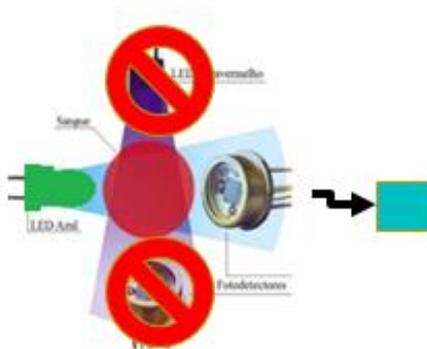


Figura 43. Esquema da realização do nono teste.

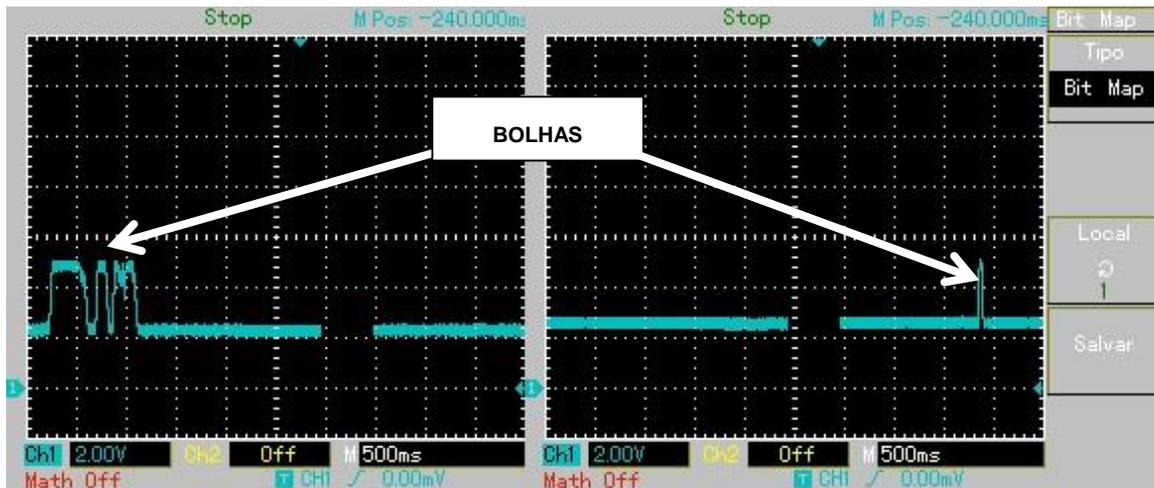


Figura 44. Resultados da detecção de **bolhas** pelo sensor localizado a frente do LED verde com o LED **verde** acionado.

Como pode ser observado na Figura 44, a detecção de bolhas ocorreu de forma muito satisfatória com o LED verde. Além disso o sinal de saída do fotodetector localizado longitudinalmente a ele aumentou significativamente, onde com o canal preenchido com vinho valor é de 2 V e na presença de bolhas tem um pico de até 3 V.

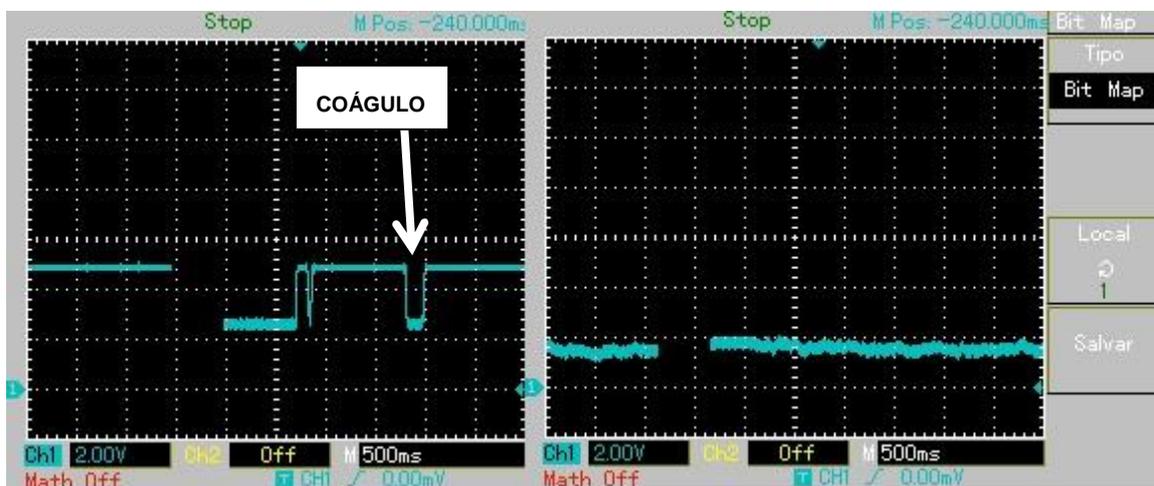


Figura 45. Resultados da detecção de **coágulos** pelo sensor localizado a frente do LED verde com o LED **verde** acionado.

[Fonte: obtida a partir do osciloscópio]

Com a passagem do coágulo pelo circuito venoso contendo vinho a absorbância da luz verde aumenta fazendo com que o sinal de saída do fotodetector diminua. Como pode ser observado na Figura 45.

Com os resultados obtidos pode-se observar que os valores de saída do fotodetector aumentaram consideravelmente, fazendo com que a detecção de bolhas e coágulos fosse realizada de maneira mais fácil. Com a utilização desse feixe de luz, corpos estranhos antes não detectados não passaram despercebidos, aumentando a confiabilidade do sistema. Ocorreu também uma detecção de coágulos de forma ainda mais clara, o que não havia acontecido nas rodadas de testes utilizando o LED azul. Com esses dados prova-se a viabilidade da utilização desse feixe de luz no circuito do prototipo de sensor de bolhas e coágulos.

Após a realização dos testes foi observado a possível relação entre o tamanho das bolhas e coágulos, com o sinal de saída do fotodetector no osciloscópio. Uma rodada de testes foi feita para se confirmar essa relação. Foram gravados vídeos em alta definição do sistema na detecção de bolhas, e foi utilizada uma régua ao lado da mangueira por onde passa o vinho. Ao passar a bolha uma foto era tirada e as medidas eram feitas.

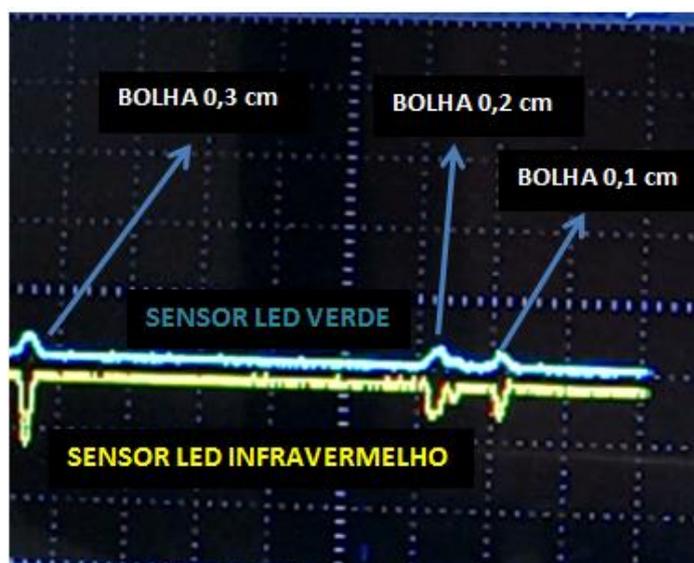


Figura 46. Resultados da detecção de **bolhas** pelo sensores e suas medições.

[Fonte: obtida a partir do osciloscópio]

A Figura 46 mostra um exemplo dos tamanhos de bolhas detectadas. Máquinas de hemodialise presentes hoje no mercado podem detectar microbolhas de até 0,05ml de volume. Nos testes realizados pôde-se observar a detecção de bolhas muito menores porém com recursos disponíveis a medição dessas microbolhas não poderia ser feita.

Na imagem pode se observar os sinais de saída dos dois fotodetectores presentes na máquina e os respectivos tamanhos (aproximados) de bolhas detectadas, mostrando a capacidade de detecção de bolhas bem pequenas. A escala vertical no osciloscópio nesses testes era de 1V e a horizontal era de 200ms.

Trabalhos futuros poderiam realizar um aprimoramento dessas medições, podendo ser realizada uma relação com os sinais de saída dos fotodetectores no osciloscópio, tamanho dos corpos estranhos detectados e a velocidade com que esses corpos passam pelo sensor. Todos esses fatores devem ser levados em consideração para que as medições sejam fieis, além do uso de equipamentos mais apropriados.

6 Considerações Finais

Este trabalho descreveu o desenvolvimento de protótipo de sensor óptico para a detecção de bolhas ar e coágulos em um circuito sanguíneo extracorpóreo, este baseado no que é utilizado nas sessões de hemodiálise.

Os testes realizados em laboratório demonstram a capacidade de detecção de corpos estranhos no sistema, no caso, bolhas de ar e coágulos de forma específica. O que não ocorre hoje na prática da sessão hemodialítica, um diferencial que poderia proporcionar o aumento da segurança durante as sessões de hemodiálise, com essa detecção específica de coágulos, poderia por exemplo, auxiliar na dosagem de anticoagulantes, controlando-a com maior precisão.

Estudos com o protótipo do sensor em sessões de hemodiálise necessitam ser feitos para realizar aprimoramentos e testar de fato sua eficiência e eficácia. Para isso se faz necessária uma carta de anuência da instituição de ensino e a aprovação do comitê de ética em pesquisa (CEP) da Universidade de Pernambuco por meio da plataforma Brasil. Outros fatores associados à sobrevida dos pacientes poderão ser avaliados tendo em vista a implementação de condutas tecnológicas adequadas. Além disso o uso deste protótipo de sensor poderá fazer com que o número de intercorrências ocorridas durante as sessões de hemodiálise diminuam, melhorando o bem estar do paciente durante o tratamento.

Alguns dos trabalhos futuros que podem ser feitos podem levar em consideração o uso de microcontroladores para o controle do acionamento dos LEDs, podendo realizar isso através de um controle dos LEDs de forma pulsada multiplexada no tempo. Outra proposta seria a medição das bolhas e coágulos que são detectados pelo protótipo através dos sinais de saída dos fotodetectores num osciloscópio. Poderiam ser feitas medidas levando em conta três variáveis, tamanho do corpo estranho, a velocidade com que ele passou pelo sistema e o pico do sinal no osciloscópio em volts.

Bibliografia^[s21]

AUTOMATIZE SENSORES, Sensores Ultrassônios Siemens, 2008.

BARBOSA^[s22], D. A.; GUNJI, C. K.; BITTENCOURT, A. R. C.; BELASCO; DICCINI, S.; VATTIMO, F.; VIANA, L. A. C. Co-morbidade e mortalidade de pacientes em início de diálise. Acta Paulista de Enfermagem, São Paulo, v.19, n.3, p.306-3011, 2006.

BARBOSA, L. M. M.; BASTOS, K.; ANDRADE JÚNIOR, M. P. Preditores de qualidade de vida em pacientes com doença renal crônica em hemodiálise. Jornal Brasileiro de Nefrologia, v. 29, n. 4, p.222-229, 2007.

BARBER FE: Scattering from arterial tissues by ultrasonic microprobe. n White D, Brown R, editors: Ultrasound in medicine. NewYork, 1977, Plenum Press, vol 3B, p 1979.

BARROS, E., MANFRO, R. C., THOMÉ, F. S., GONÇALVES, L. F. Nefrologia: rotinas, diagnóstico e tratamento. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed; 2006.

BASTOS, Marcus Gomes e KIRSZTAIN, Gianna Mastroiann i. Doença renal crônica: importância do diagnóstico precoce, encaminhamento imediato e abordagem interdisciplinar estruturada para melhora do desfecho em pacientes ainda não submetidos à diálise. J Bras Nefrol, 2011.

BAXTER, SYSTEM 1000®, Máquina para Hemodiálise Manual de Serviço. Baxter Healthcare Coporation, Divisão Renal, Deerfield, IL. USA. 2001.

BEPPU, H.; KAWAI, K.; SHIMPO, K.; CHIHARA, T.; TAMAI, I.; IDA, C.; UEDA, M.; KUZUYA, H. Studies on the components of Aloe arborescens from Japan - monthly variation and differences due to part and position of the leaf. Biochemical Systematics and Ecology, v. 32, n. 3, p. 783-795, 2004.

BRASIL. Ministério da Saúde. AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. Resolução RDC 154, de 15 de junho de 2004. Estabelece o regulamento técnico para o funcionamento dos serviços de diálise. Diário Oficial da União, Brasília, 17 de junho de 2004. Disponível em <http://www.sbn.org.br/portarias/resolucao154.pdf> Acesso em: 18 de julho de 2014.

CARVALHO, J.G.R. de; MULINARI, R.A.; PACHALY, M.A. et al. Manual do Renal Crônico. Imprensa Universitária. Curitiba, 1992.

CARVALHO, D. M. A., PROTOTIPO DE SENSOR DE BOLHAS E COÁGULOS EM UMA MAQUINA DE HEMODIALISE, Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas, Escola Politécnica de Pernambuco, Universidade de Pernambuco. Agosto de 2014.

CHAPPEL (editor), Optoelectronics Theory And Practice, Texas Instruments, Ltd., Bedford, England, 1976.

DAUGIRDAS, J. T.; STONE, J. V. C.; BOAG, J. T. Hemodialysis Apparatus. In: DAUGIRDAS, J. T.; BLAKE, P. G.; ING, T. S. Handbook of Dialysis. Lippincott Williams e Wilkins, 3rd. Philadelphia, USA: cap. 3, p. 46-66, 2010.

FALCÃO, R. A., ATRIBUIÇÕES DA ENFERMAGEM NAS PRINCIPAIS INTERCORRÊNCIAS DURANTE A SESSÃO DE HEMODIALISE, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2010.

FLORES, R. B. L., Fotodetector basado en un dispositivo pin y un Amplificador de Transimpedancia, Benérica Universidad Autonoma de Puebla, Puebla, Mexico, 2002.

GRAEME, J. G., Photodiode Amplifiers. Boston: McGraw-Hill, 1996

GONÇALVES LF, MANFRO RC, VE-RONESE FV, SAITOVITCH D. Transplante Renal: Aspectos clínicos, rotinas e complicações. In: Barros EJ, Manfro RC, Thomé FS, Gonçalves LF (eds). Nefrologia: Rotinas, Diagnóstico e Tratamento. Artes Médicas, Porto Alegre, 1999 p.475-97.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. Tratado de Fisiologia Médica, 10ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2009.

GRAEME, J. G. Photodiodes Amplifiers – op amp Solutions, USA: Mc Graw-Hill, 1996; 426 p.

KAUTSKY, H.; HIRSCH, A.; *Berichte der Deutschen Chemischen Gesellschaft* 1931, 64, 2677.

Kidney Disease Outcomes Quality Initiative (KDOQI). Clinical Practice Guideline and Clinical Practice Recommendations for anemia in chronic kidney disease: update of hemoglobin target. American Journal Kidney Diseases, v. 50, n. 3, p. 471-477, 2009.

KTTEL, C., Introduction to Solid State Physics, New York, 1996, p 201.

LEVY, K. N.; CLARKIN, J. F.; YEOMANS, F. E., SCOTT, L. N., WASSERMAN, R. H., KERNBERG, O. F. The mechanisms of change in the treatment of borderline personality disorder with transference focused psychotherapy. Journal of Clinical Psychology, v. 62, n. 2, p. 481-501, 2006.

LIMA, A.; BAKKER, J. Espectroscopia no infravermelho próximo para a monitorização da perfusão tecidual. **Revista Brasileira de Terapia Intensiva**, v. 23, n. 3, p. 341-351, 2013.

LIMA, K. M. G.; RAIMUNDO JÚNIOR, I. M.; SILVA, A. M. S.; PIMENTEL, M. F. Sensores ópticos com detecção no infravermelho próximo e médio. **Química Nova**, v. 32, n. 6, p. 1635-1643, 2012.

LÜBBERS, D. W.; Opitz, N.; *Z. Naturforsch.* 1975, 30c, 532.

MANFRO, R. C., CARVALHO G. F., Transplante Renal - Simposio sobre Transplantes, Porto Alegre, 2003.

MANGOLD, K., SHAW, J. A., VOLLMER, M. The physics of near-infrared photography. *European Journal of Physics*, v.34, p.51 – 71, 2013.

MORIYA, Manual de Instruções, Oxímetro de Pulso Portátió Modelo 1000, São Paulo, 2005.

NASCIMENTO, C. D., MARQUES, I. R. Intervenções de enfermagem nas complicações mais freqüentes durante a sessão de hemodiálise: revisão da literatura. *Revista Brasileira de Enfermagem*. 2005;58(6):719-22.

PATON, M. B. Continuous renal replacement therapy. *Nursing*. 2003;33(6):48-50.

Protocolo Clínico e Diretrizes Terapêuticas: Transplantados Renais – Drogas Imunossupressoras. Portaria 221. Diário Oficial da União No 62 – Seção 1, 2 de abril de 2002.

RIELLA, Miguel Carlos. PRINCÍPIOS DE NEFROLOGIA E DISTÚRBIOS HIDROELETROLÍTICOS. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. p.1068.

RUAS, S. M., SILVA, H. A. N., SOUZA, C. R. B., Sistema de Hemodiálise: variáveis importantes para o funcionamento e segurança do paciente. CONNEPI - Congresso Norte e Nordeste de Pesquisa e Inovação, Palmas, 2002.

SILVA, D. M. G. V., VIEIRA, R. M., KOSCHNIK Z., AZEVEDO M., SOUZA S. S., Qualidade de vida de pessoas com insuficiencia Renal Crônica em tratamento hemodialítico. *Revista Brasileira de Enfermagem*, v. 55, n.5, p.562-567, 2002.

SIMÕES, F. C., Estudo da Relação Sinal/Ruído na Aquisição de Dados de Sensores de Alta Impedância, Universidade Estadual de Campinas, São Paulo, 2008.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE NEFROLOGIA. Censo da Sociedade Brasileira de Nefrologia. São Paulo: 2011. Disponível em:<http://www.sbn.org.br/censo/2011/censosbn2011.ppt> Acesso em: 8 de julho de 2014.

SOUZA, S. A. S., AS FAMÍLIAS NO PÓS-TRANSPLANTE RENAL DE CRIANÇAS E ADOLESCENTES VINCULADAS AO SERVIÇO DE TERAPIA RENAL SUBSTITUTIVA DO HOSPITAL DAS CLÍNICAS (HC/UFG): implicações e desafios, Pontifícia Universidade Católica de Goiás. Goiás, 2013.

SOUZA, M. H. L.; ELIAS, D. O. Fundamentos da Circulação Extracorpórea. Centro Editorial Alfa Rio, v. 2, n. 4, p. 441, 1995.

TEXAS ADVANCED OPTOELETRONIC SOLUTIONS INC. TSL12s DATASHEET, 2007.

THOMAZINI, D. ALBUQUERQUE, P U. B., Sensores Industriais – Fundamentos e Aplicações. 5ª ed. São Paulo: Érica, 2005. 222 p.

UYUKLU, M., CANPOLAT, M., MEISELMAN, H. J., BASKURT, O. K. Wavelength selection in measuring red blood cell aggregation based on light transmittance. **Journal of Biomedical Optics**, v.16, n.11, 2011.

WEBSTER, J. G. Medical instrumentation application and design. **John Wiley & Sons**, v. 10, n. 4, p. 110-112, 1998.

XAVIER, A. S., OLIVEIRA, A. K. R., BRASILEIRO, M E., Evolução histórica da hemodiálise e dos acessos vasculares para a assistência ao doente renal crônico. Revista Eletrônica de Enfermagem do Centro de Estudos de Enfermagem e Nutrição, Pontifícia Universidade Católica de Goiás, 2012.

ZANINELLI, A.R. – Estudo e Caracterização de Circuitos de Transimpedância Aplicados a Sensores Ópticos, 2004.