

Protótipo de sensor de coágulos e bolhas com ajuste automático em máquinas de hemodiálise

Arthur Gomes Barros ¹  <https://orcid.org/0000-0002-7500-1249>

Vinicius Sá ¹  <https://orcid.org/0000-0001-8481-9256>

Sérgio Campello Oliveira ¹  <https://orcid.org/0000-0003-1058-1139>

¹ Escola Politécnica de Pernambuco, Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil,

E-mail do autor principal: Arthur Gomes Barros agb@ecomp.poli.br

Resumo

A hemodiálise, um dos principais tratamentos para insuficiência renal, é um processo longo no qual uma máquina realiza a função dos rins em filtrar o sangue de suas impurezas. Sensores ultrassônicos são utilizados para garantir que bolhas de ar não cheguem ao corpo do paciente. A presença de falsos positivos nesses sensores torna desejável o desenvolvimento de uma solução mais segura para evita-los. Este trabalho propõe o desenvolvimento de um circuito com ajuste automático e uso de sensores ópticos capaz de detectar bolhas e coágulos na linha de sangue da máquina e um encapsulamento que facilite o seu acoplamento em máquinas de hemodiálise para testes de prototipação. Os resultados demonstram a viabilidade dessa abordagem, que representa uma potencial oportunidade para melhoria das máquinas de hemodiálise atuais.

Palavras-Chave: Hemodiálise; Sensores; Ópticos; Bolhas; Coágulos;

Abstract

Hemodialysis, one of the main treatments for kidney failure is a long process in which a machine performs the function of the kidneys in filtering the blood of its impurities. Ultrasonic sensors are used to ensure that air bubbles do not reach the patient's body. The presence of false positives in these sensors makes it desirable to develop a safer solution that avoids them. This work proposes circuit development with automatic adjustment and the use of optical sensors to detect bubbles and clots in the blood line of the machine and an encapsulation that facilitates the actual use. The results demonstrate the feasibility of this approach, which represents a potential opportunity for improvement of the current hemodialysis machines.

Key-words: Hemodialysis; Sensors; Optical; Bubbles; Clots;

1 Introdução

As Doenças renais são hoje uma das principais causas de incapacidade e de morte entre pacientes. De acordo com pesquisas realizadas nos Estados Unidos no ano de 2009, estima-se que 26 milhões de adultos do país sofrem de doenças renais crônicas [1]. No Brasil, cerca de 90 mil pessoas dependem da Terapia Renal Substitutiva (TRS) ou hemodiálise, segundo Sociedade Brasileira de Nefrologia, em 2011 [2].

Doenças renais podem ser divididas em dois tipos: insuficiência renal crônica, que consiste na perda progressiva de néfrons e a insuficiência renal aguda, na qual os rins param de funcionar de forma total ou parcial, mas que podem voltar a apresentar o funcionamento normal futuramente [1].

No caso da insuficiência renal crônica, diferentes tipos de tratamentos podem ser empregados, entre eles: a hemodiálise, a dialise peritoneal e o transplante renal [3]; sendo o primeiro o mais comumente utilizado [4].

A hemodiálise é realizada através de uma máquina que simula o funcionamento dos rins, filtrando o sangue e o devolvendo de volta às veias. Dessa forma, para garantia de uma sessão segura e confortável, existem na máquina dois tipos de sensores: sensores ultrassônicos, que são responsáveis por produzir o sinal que determinará a parada do fluxo do sangue caso detectem bolhas na linha de sangue e os sensores ópticos que são utilizados para identificar a presença de sangue no circuito e iniciar a contagem de tempo da sessão [5].

Entretanto, sensores ultrassônicos são susceptíveis a interferências por contaminantes que influenciam a propagação do som, como o talco, presente nas luvas de látex, por exemplo, podendo retornar falsos positivos durante o monitoramento, interrompendo o funcionamento da máquina até inspeção do profissional presente que poderá permitir que a sessão seja reativada. Além disso, não há máquinas comerciais que possuam sensores que detectem coágulos sanguíneos, o que exige que medidas preventivas sejam tomadas independentemente da presença efetiva de coágulos, como uso de anticoagulantes que podem não estar disponíveis e forçando a lavagem do circuito de diálise com mais frequência, tornando mais demorada a sessão [6]. Logo um detector de coágulos ajudaria a evitar lavagens desnecessárias, diminuindo o estresse do processo.

A possibilidade de criar um sensor que consegue captar bolhas e coágulos utilizando um LED verde e sensor já foi demonstrada [5]. Contudo esse protótipo, feito em hardware específico, necessitava de ajuste manual nos potenciômetros que controlavam o brilho do LED e sensibilidade do sensor e, além disso tem disposição do hardware de forma inconveniente para sessão já que a linha de sangue teria que ser instalada antes da sessão ser iniciada, passando no meio do circuito através de uma abertura no PCB, que após uma sessão correria risco de contaminação. Tornando o uso em máquinas de hemodiálise reais impraticável, necessitando assim de uma melhoria futura [5]. Diante disso o presente trabalho objetiva demonstrar a criação de protótipo construído com um LED e um fotodetector com procedimento digital de auto ajuste para máxima sensibilidade à variação da transmitância da luz através do sangue em ambos os eventos, detectar bolhas e coágulos presentes na linha de sangue na máquina de hemodiálise utilizando sensor óptico facilmente encaixável na linha de sangue, sendo uma solução mais segura prática para o tratamento hemodialítico.

2 Insuficiência renal crônica

A insuficiência renal crônica que provém da perda progressiva dos néfrons (unidade responsável pela filtração do sangue e formação da urina) acarreta na diminuição da função geral dos rins. Geralmente, sintomas clínicos não acontecem até a perda de 70 a 75% dos néfrons. Algumas causas para essa doença são: diabetes melito, obesidade, hipertensão, tuberculose, cálculos renais, etc. [1].

Essa doença possui um ciclo vicioso que compromete ainda mais os portadores. O ciclo é caracterizado pela diminuição do número de néfrons, que causa um aumento da pressão e do fluxo nos capilares dos néfrons restantes, que por sua vez são prejudicados por essa sobrecarga, causando assim perda acelerada dessa estrutura filtradora [7].

O tratamento mais comum para essa insuficiência é a hemodiálise, que tem como princípio simular o funcionamento dos rins. O funcionamento se dá por uma máquina que contém pequenos canais por onde o sangue do paciente passa, separados por uma membrana fina que contém no seu outro lado o líquido dialisador, permitindo o fluxo de substâncias indesejadas por difusão. Circuito do rim artificial está ilustrado na Figura 1.

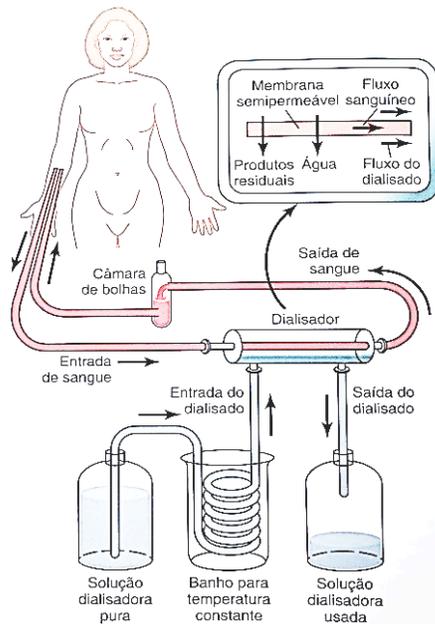


Figura 1: Simplificação do circuito de uma máquina de hemodiálise. Fonte: Guyton & Hall, 2011.

A câmara de bolhas, presente na Figura 1, tem o objetivo de ser um mecanismo de segurança para que bolhas possam flutuar no sangue e não continuar no fluxo que leva o sangue de volta a veia do paciente. Como segurança adicional existe o sensor ultrassônico que detecta bolhas posicionado após a câmara de bolhas.

3 Sensores

Sensor é um dispositivo capaz de receber um estímulo externo e relacionar a uma grandeza que precisa ser medida. Isso significa que luz, calor, movimento pode, com um sensor apropriado ser relacionado a grandezas como luminosidade, temperatura, velocidade, etc. Um sinal elétrico então é gerado e, normalmente com auxílio de um circuito de interface transforma-se o sinal em um que possa ser interpretado mais facilmente [8].

Sensores podem ser de natureza analógica em que o valor de saída pode assumir qualquer valor no seu intervalo de operação ou digital no qual os valores são limitados a zero ou um. Dessa forma os sensores analógicos têm aplicações mais amplas e conseguem representar bem grandezas físicas, já os digitais são aplicados em detecção de movimento, entre outros [8].

3.1 Sensores ultrassônicos

Os sensores ultrassônicos têm funcionamento baseado na emissão de onda sonora e captação do eco refletido do objeto em que incidir o som, calculando o tempo entre esses acontecimentos. Então periodicamente emitem sons e a resposta de eco recebida é convertida em sinal elétrico [9]. A frequência do som é fator importante para definir o tamanho de objetos no qual o sensor será sensível, no qual, altas frequências permitem detecção de objetos menores [10].

A natureza do objeto que as ondas sonoras atingem também influenciam a detecção. Materiais como borracha, espuma absorvem as ondas e dificultam a detecção.

Na máquina de hemodiálise o sensor encontra-se após o cata-bolhas, posição que permitirá parar o fluxo do sangue caso uma bolha seja detectada. Garantindo segurança no processo, como visto na Figura 2.

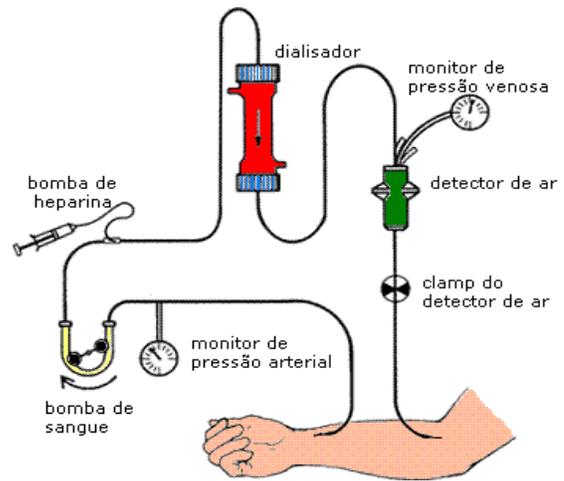


Figura 2: Máquina de hemodiálise com sensor ultrassônico. Fonte:

<https://pt.wikipedia.org/wiki/Hemodi%C3%A1lise#/media/File:Hemo01.gif>

3.2 Sensores ópticos

Os sensores ópticos são dispositivos capazes de transformar estímulos luminosos em elétricos, emitindo esse sinal elétrico proporcional a

intensidade da luz recebida, normalmente acompanhados por circuito que receberá o sinal puro e o transforma em sinal que possa ser interpretado pelo dispositivo que utilizará o sensor [8].

Alguns tipos de combinação de emissor/receptor em sensores ópticos existem: por retro reflexão, em que a luz é emitida em uma superfície refletora e quando um objeto passa pelo sensor ele interrompe a reflexão; por transmissão, em que o emissor e o receptor são alinhados de forma que o emissor fique de frente para o receptor e quando um objeto passa ele interrompe a luz do emissor, demonstrado na Figura 3.

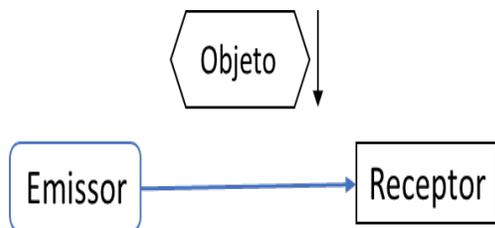


Figura 3: Arranjo de emissor/receptor por transmissão. Fonte: Autoria própria.

4 Desenvolvimento

O projeto desenvolveu-se tendo como base utilizar sensor óptico e ter ajuste automático. Com esse objetivo, foram utilizados um LED verde de alto brilho e um circuito integrado foto-conversor TSL257 que é composto por um fotodiodo combinado com um amplificador operacional que proporciona o sinal proporcional à intensidade da luz no fotodiodo [14]. Para se conseguir o ajuste automático foi necessário o uso de um microcontrolador programado para tal função. Foi utilizado o Arduino Mini Pro [11], uma placa de desenvolvimento baseada no microcontrolador da ATmega, o ATmega328, que traz funcionalidades importantes para o protótipo, como um conversor A/D de 10bits e uma taxa de conversão de 15k SPS (15 mil samples por segundo) e timer com PWM (*pulse width modulation*).

O Arduino é uma plataforma de eletrônica de código aberto com objetivo de desenvolver hardware e software de fácil uso. Para alcançar tal objetivo existem placas Arduino, hardware com diversas funções já embutidas, que contêm microcontroladores capazes de realizar diversas tarefas como interrupções, processamento de sinal, etc. Para completar o suporte à plataforma, o software é facilitado com uma linguagem de

programação própria, o *Arduino programming language*, que simplifica o uso de linguagem de programação para microcontroladores, tirando a barreira comum de se programar em C, que é de mais baixo nível de abstração [11]. A facilidade no desenvolvimento e custo baixo foram fatores que definiram o uso dessa plataforma para o desenvolvimento desse projeto.

A conversão analógico-digital ou A/D, caracteriza-se pela conversão ou representação de um sinal analógico contínuo no tempo em um sinal amostrado discreto no tempo. Por ser discreto, precisa-se adotar um valor de bits que serão usados na representação do sinal [12]. Isso significa que a precisão do sinal amostrado depende da quantidade de bits usadas para representação do mesmo. Outro fator importante, dentre outros, nos conversores A/D é a taxa de amostragem que deve ser estudada para se adequar a aplicação desejada [13]. Neste protótipo foram utilizados 10 bits de resolução para o ADC, e 15k SPS de frequência de leitura, que garante que qualquer perturbação no sinal feita por bolha ou coágulo, no fluxo da corrente sanguínea do paciente seja captado pelo sistema.

Microcontroladores, como os presentes nos arduinos, possuem módulos ADC para ter a habilidade de utilizar sinais analógicos nas suas implementações. Utilizando esse recurso se analisará a saída de tensão emitida pelo fotodiodo. Variações na leitura poderão ser interpretadas como bolhas ou coágulos. Bolhas aumentam a transmitância da luz, e coágulos a diminuem.

O circuito controla o nível de tensão da saída do sensor óptico ao controlar o nível de intensidade do LED através de um sinal PWM gerado pelo microcontrolador que é filtrado por um filtro RC, que torna o sinal que chega ao LED um sinal de tensão proporcional ao *duty cycle* (fração do período em que o sistema está ativo) do PWM. Ao se ajustar a saída do sensor para 2,5V, existirá margem para variação para mais e para menos desse valor, indicando um nível maior ou menor de luz atingindo o sensor, que nesse sistema será interpretado como bolhas (que permitem mais luz passar) ou coágulos (que permitem menos luz passar) na linha de sangue. Uma tela de LCD foi utilizada para demonstrar de forma amigável para o usuário o que está acontecendo, como mostrar que uma bolha passou ou até mesmo mensagens de erro. A Figura 4 demonstra o diagrama de blocos do protótipo.

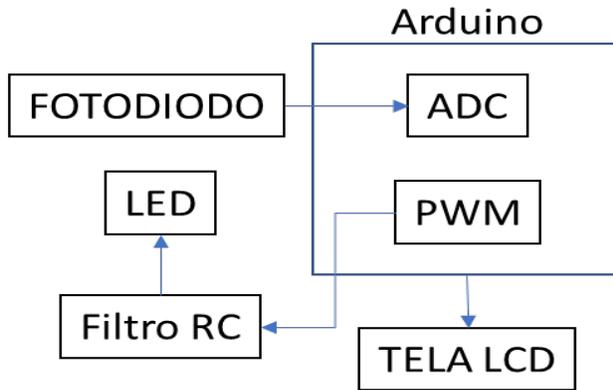


Figura 4: Diagrama de blocos do hardware do sensor de bolhas e coágulos. Fonte: Autoria própria.

Com objetivo de ter uma simulação próxima à real foi utilizado vinho tinto na linha de sangue, já que suas características ópticas se aproximam às do sangue [15]. Assim o circuito feito era composto de linha de sangue preenchida com vinho, objetos pequenos para simularem um coágulo e uma seringa que produziria as bolhas de ar de diversos tamanhos.

O circuito elétrico foi desenhado e simulado no Proteus [17], software para design e simulação de circuitos. Nele foram definidos valores e ligações necessárias, demonstrado na Figura 4.

Após a simulação funcionar como esperado o *layout* foi desenhado no Eagle [17], software para desenhos de PCBs, e é mostrado na Figura 6. Após isso, foi feito o processo manual de impressão de circuito. O desenho da Figura 6 é impresso e transferido para placa de fenolite através de uma prensa térmica. As marcações são fixadas e pode-se assim corroer as partes desprotegidas em ácido, deixando somente o desenho intacto.

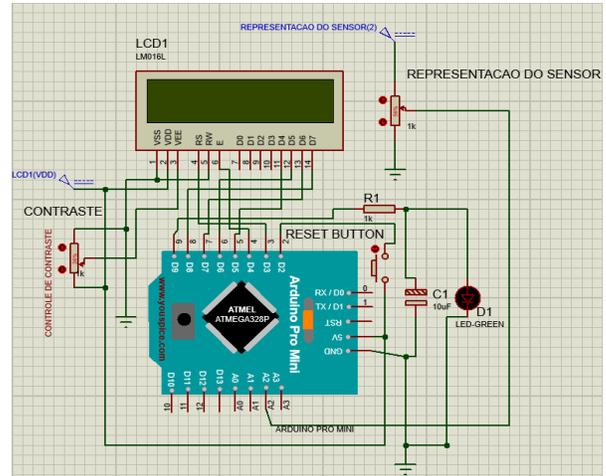


Figura 4: Esquema elétrico modelado no Proteus. Fonte: Autoria própria.

Para combater o ruído existente na leitura do sinal a leitura simples do sinal foi substituída por uma leitura que corresponde à média do sinal atual com a média anterior. Isso diminui a influência de picos esporádicos e muito rápidos, suavizando o sinal percebido pela aplicação. Para garantir que o ajuste também tenha na sua média a tensão desejada, na verificação da tensão para validar se o sinal desejado está próximo de 2,5 volts foi feita essa média por 100 ciclos e analisado o valor final.

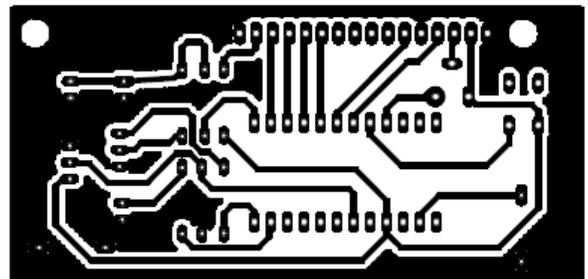


Figura 6: Desenho do PCB para impressão na folha de fenolite desenhado no Eagle. Fonte: Autoria própria.

O circuito foi montado como é mostrado na Figura 7.



Figura 7: Protótipo montado. Fonte: Autoria própria.

A qualidade da alimentação do circuito é fator essencial para o funcionamento adequado, principalmente pela minimização de falsos positivos. Isso se dá pela necessidade do sinal lido no sensor se manter constante e só variar na presença de bolhas ou coágulos. Uma alimentação ruidosa ou que tenha uma variação na tensão por longos períodos pode fazer que o valor lido ao final do ajuste automático esteja defasado, já que a tensão do sistema como um todo foi alterada.

4.1 Encapsulamento

O encapsulamento, tanto da placa do circuito como dos sensores, foi concebido através da necessidade de o projeto ser otimizado, garantindo eficácia e qualidade dos resultados e do projeto em si, respectivamente. Foi desenvolvido um esboço de como seria o compartimento que se fixasse à mangueira da máquina de hemodiálise para que fosse realizado a leitura dos dados através do sensor acoplado à peça, associado a um outro compartimento que nele pudessem ser gravadas as leituras recebidas dos sensores e exibidas via LCD. O projeto foi simulado em software *CAD 3D - SOLIDWORKS*. O suporte conta com uma caixa de dimensões 100mm x 80mm x 60mm que dá suporte à placa do circuito e a um visor LCD. Ligado a ele, temos uma chapa de MDF, ilustrado na Figura 8, com contatos metálicos, que se acopla atrás da mangueira da máquina de hemodiálise. Essa chapa serve de suporte para o módulo que realizará a leitura dos coágulos e bolhas, onde estão fixos o LED e o fotodetector, ambas são fixadas através de ímãs, como mostra a Figura 9.

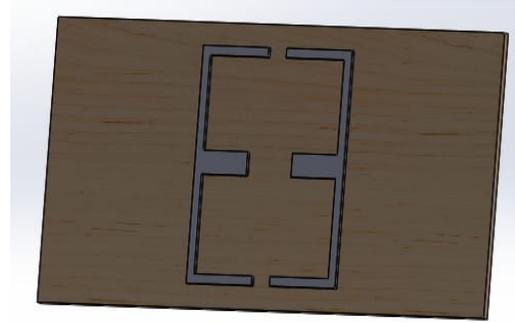


Figura 8: Suporte para encaixe de módulo com sensor e LED. Fonte: Autoria própria.

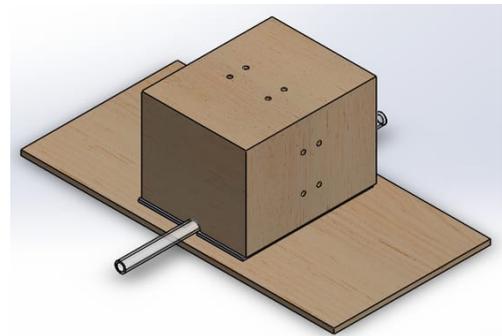


Figura 9: Módulo com sensor e LED acoplado à linha de sangue. Fonte: Autoria própria.

Todas as informações produzidas pelo fotodetector são enviadas para a caixa que contém o circuito microcontrolado que envia dados para o visor LCD, como mostrado na Figura 10. A escolha do MDF se deu como uma maneira de tornar o projeto barato e uma solução para seu fácil manuseio, permitindo utilizar em outras máquinas para realização dos testes e análises de seus resultados.



Figura 10: Módulo com circuito. Fonte: Autoria própria.

4.2 Ajuste automático

O ajuste automático se dá por meio do aumento da intensidade do LED de forma incremental até que o sensor apresente 2,5volts (+/-10%) na sua saída. Por se ter o controle do PWM e o filtro RC, o aumento do duty cycle ocasiona o aumento da tensão que chega ao LED, variando assim sua intensidade. A Figura 11 mostra o sinal de PWM assim como o sinal filtrado.

O tubo do circuito deve estar preenchido de vinho para o ajuste automático obtenha o valor necessário para levar em consideração e a partir dele saber se a variação é representativa de um evento de passagem de bolha ou coágulo.

No momento inicial espera-se que o sensor esteja sem detectar luz, deve estar isolado da iluminação externa para que somente o LED o excite. Após o teste de obstrução o ajuste automático começa e retorna o valor base de tensão que será adotado para que se observe as variações que irão acontecer durante o funcionamento do sistema.

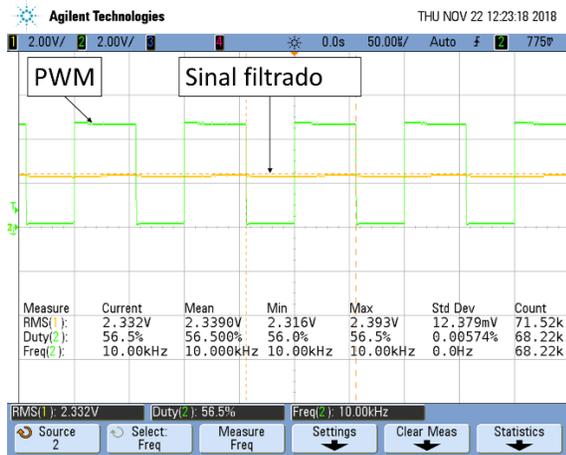


Figura 11: Saída do osciloscópio com sinal PWM e sinal filtrado. Escala de 2 volts e 50 µs. Fonte: Autoria própria.

A implementação, feita em Arduino desse processo é representada no fluxograma da Figura 12.

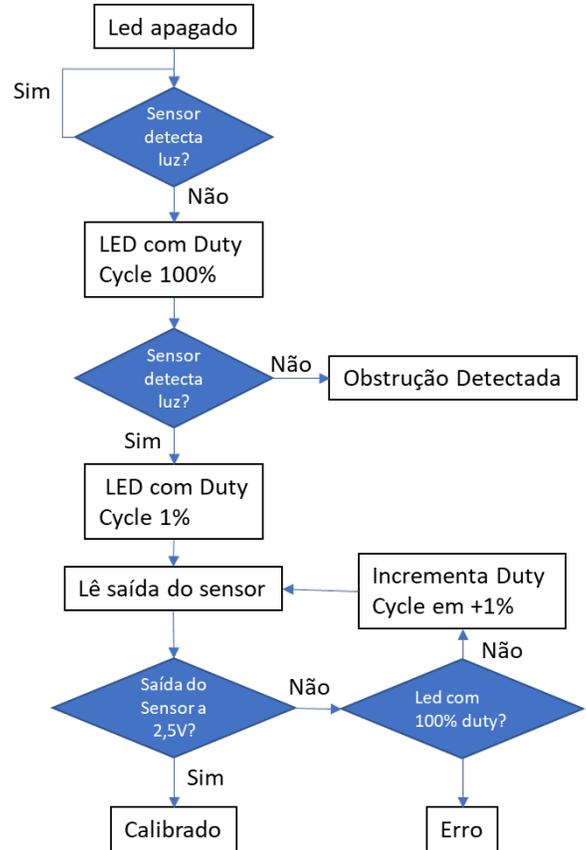


Figura 12: Fluxograma do ajuste automático. Fonte: Autoria própria.

O ajuste automático foi realizado no protótipo com vinho tinto na linha de sangue e com o sensor e LED isolados da iluminação do ambiente e de frente um para o outro, com somente a linha de sangue os separando, e sem presença de bolhas ou coágulos.

Na saída do sensor foi conectado o osciloscópio. Assim, pode ser observado o aumento da tensão na saída do sensor, mostrando o efeito do aumento da intensidade do LED. O sinal se estabiliza em 2,35V, dentro da tolerância de 10% adotada. A tensão do LED para excitar o sensor é de 2,33V, que é o valor demonstrado na Figura 13.



Figura 13: Tensão de saída do sensor durante o ajuste automático. Escala de 1 volt e 400 ms. Fonte: Autoria própria.

5 Resultados

O protótipo foi colocado com a saída do sensor ligada a um osciloscópio para análise do sinal gerado. Dessa análise conseguiu-se perceber que o sensor é sensível suficiente para ter uma variação significativa na sua tensão ao haver mudanças no meio que o separa do LED. Isso é demonstrado na Figura 14.

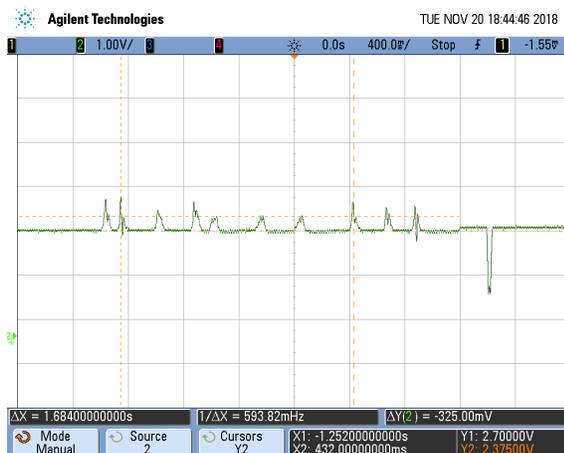


Figura 14: Leitura da saída sensor em média após bolhas e após objeto pequeno que simula coágulo. Escala de 1 volt e 400 ms. Fonte: Autoria própria.

Com essa informação e com o que foi observado de ruído, foi definido o valor para sensibilidade do sensor. Valores que causassem uma perturbação no sinal maiores que esse limiar são considerados

bolhas ou coágulos. E valores de perturbação menores que esse limiar são vistos como ruído e ignorados. O menor valor de perturbação capaz de produzir (menores bolhas que se conseguiu produzir manualmente com uma seringa) e captar mantendo estabilidade na interpretação do sinal, foi 350 mV, dessa forma, esse foi o valor escolhido para ser fixado no código.

Assim, os testes foram feitos com o vinho preenchendo a linha de sangue. O ajuste automático foi executado e conseguiu ajustar a saída do sensor para 2,5 volts (+/-10%). Dessa forma o sistema está pronto para ter variações produzidas para observar sua capacidade de detecção.

Com uma seringa conectada no injetor lateral da linha de sangue foram produzidas bolhas de diversos tamanhos que foram detectadas ao passarem pelo arranjo sensor-LED, observado na Figura 15. De forma análoga foram injetados na linha de sangue pequenos objetos, para simular coágulos, que foram detectados demonstrando a eficácia do protótipo em detectar sua passagem. A detecção aconteceu em ambos os cenários, o que mostram a viabilidade do protótipo.

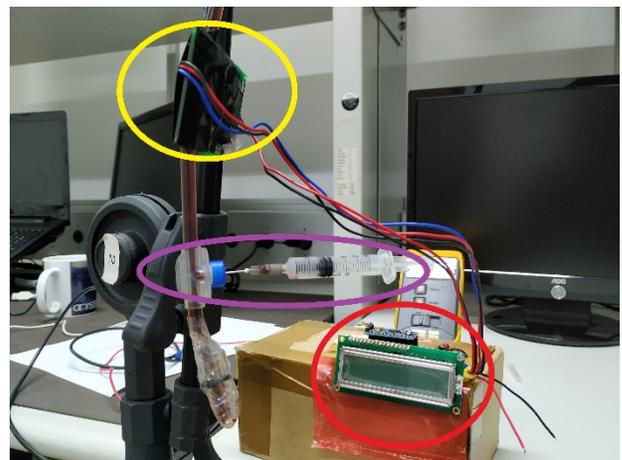


Figura 15: Protótipo de sensor. Em amarelo sensor e LED alinhados com linha de sangue e protegidos de iluminação externa. Em roxo, a seringa conectada no injetor lateral e em vermelho, o circuito impresso e LCD. Fonte: Autoria própria.

6 Conclusões

A hemodiálise é um problema que afeta milhões de pessoas no mundo e é o tratamento mais comum para insuficiência renal. O uso de sensores é essencial para garantir a segurança do procedimento e bem-estar do paciente.

O protótipo desenvolvido neste trabalho conseguiu demonstrar uma outra abordagem possível com intuito de aumentar segurança contra embolia gasosa nas sessões dialíticas e deve ser mais explorada. O sistema microprocessado traz a vantagem de uma implementação simples e eficiente do ajuste automático, auxiliado com o encapsulamento que protege o arranjo sensor-LED da luz externa e que torna esse protótipo em algo mais viável para uso.

Os resultados demonstram a viabilidade da aplicação de sensores ópticos para detecção de bolhas e coágulos em circuito sanguíneo. Logo, seu emprego na prática tem o potencial de trazer benefícios a sessão de hemodiálise garantindo segurança no processo e conforto aos pacientes que sofrerão com menos interrupções durante o processo.

Referências

- [1] GUYTON & HALL. **Tratado de Fisiologia Médica**. 12a Ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. p. 303-432
- [2] SOCIEDADE BRASILEIRA NEFROLOGIA. São Paulo: Censo da Sociedade Brasileira de Nefrologia, 2011.
- [3] MATOS, E. F., LOPES, E. **Modalidades de hemodiálise ambulatorial: breve revisão**. Campins, 2009. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/ape/v22nspe1/25.pdf>>
- [4] DAUGIRDAS, J.T., STONE, J.V.C., BOAG, J.T. **Hemodialysis Apparatus**. In: Daugirdas JT, Blake PG, Ing TS. Handbook of Dialysis. Lippincott Williams e Wilkins, 3rd. Philadelphia, USA: cap. 3, p. 46-66, 2010.
- [5] CARVALHO, D. M. A; ALVES, J. K. M; CASSIA-MOURA, R; OLIVEIRA, S. C. **Protótipo de sensor de bolhas e de coágulos: um sistema para uso em hemodiálise**. 2014
- [6] GRACÉS, E. O; VICTORINO, J. A; VERONESE, F. V; **Anticoagulação em terapias contínuas de substituição renal**. São Paulo, set 2007. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0104-42302007000500023>
- [7] QUIROGAA, B..C; RODRÍGUEZ-PALOMARES, J.R.; ARRIBAA, B Y G. DE;. **Insuficiência renal crônica**. 2015. Disponível em: <<https://www.doccity.com/es/insuficiencia-renal-cronica-3/693823/>>. Acesso em 22 nov. 2018.
- [8] THOMAZINI, D. ALBUQUERQUE, P U. B., **Sensores Industriais – Fundamentos e Aplicações**.4ª ed. São Paulo: Érica, 2005. 16 p.
- [9] **Automatize Sensores**. Disponível em <<http://www.automatizesensores.com.br/ultrasonicos.html>>. Acesso em: 05 dez. 2018.
- [10] BRAGA, N. C. **Como funcionam os sensores ultrassônicos**. Disponível em: <<http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/como-funciona/5273-art691>>. Acesso em 20 nov, 2018.
- [11] **What is Arduino?** Disponível em: <[#>](https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction) Acesso em 20 nov, 2018.
- [12] BRAGA, N. C. **Como funcionam os Conversores A/D**. Disponível em <<http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/como-funciona/1508-conversores-ad>> Acesso em 20 nov, 2018.
- [13] PUHLMANN, H. F. W. **Trazendo o mundo real para dentro do processador - Conversor A/D**. Disponível em: <<https://www.embarcados.com.br/conversor-a-d/>>. Acesso em 20 nov, 2018.
- [14] **TSL257 HIGH-SENSITIVITY LIGHT-TO-VOLTAGE CONVERTER**. Disponível em:

<<http://www.farnell.com/datasheets/301933.pdf>
>. Acesso em: 05 dez. 2018.

[15] 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.

[16] Proteus Design Suite. Disponível em <<https://www.labcenter.com/>>. Acesso em: 05 dez. 2018.

[17] Eagle PCB desing. Disponível em <<https://www.autodesk.com/products/eagle/overview>>. Acesso em: 05 dez. 2018.

MONOGRAFIA DE FINAL DE CURSO

Avaliação Final (para o presidente da banca)*

No dia 19 de dezembro de 2018, às 16:00 horas, reuniu-se para deliberar a defesa da monografia de conclusão de curso do discente **ARTHUR GOMES BARROS**, orientado pelo professor **Sérgio Campello Oliveira**, sob título **Protótipo de sensor de coágulos e bolhas com calibração automática em máquinas de hemodiálise**, a banca composta pelos professores:

José Paulo G. de Oliveira
Sérgio Campello Oliveira

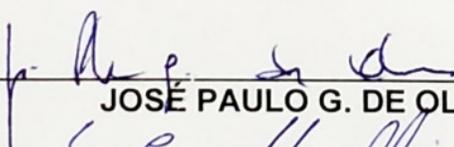
Após a apresentação da monografia e discussão entre os membros da Banca, a mesma foi considerada:

Aprovada Aprovada com Restrições* Reprovada

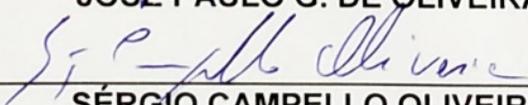
e foi-lhe atribuída nota: 10,0 (PEZ)

*(Obrigatório o preenchimento do campo abaixo com comentários para o autor)

O discente terá 07 dias para entrega da versão final da monografia a contar da data deste documento.



JOSÉ PAULO G. DE OLIVEIRA



SÉRGIO CAMPELLO OLIVEIRA

