



Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC
Campus Universitário de Florianópolis
Curso de Engenharia Eletrônica
Disciplina EEL7125 - Instrumentação Biomédica
Prof. Jefferson Luiz Brum Marques

Projeto Final

Análise da Respiração de Pacientes Pós-COVID-19

Alunos:	Gabriel Pereira Fernandes	Mat.: 14101335
	Giovani de Medeiros Junior	Mat.: 15204337
	Guilherme Yuji Aoki	Mat.: 15204942
	Gustavo Simas da Silva	Mat.: 16101076

Florianópolis, 7 de dezembro de 2020

1 Introdução

Utilizando dos conhecimentos obtidos durante o curso e analisando a atual situação do mundo com a pandemia do COVID-19, iremos desenvolver um projeto que possa analisar a respiração dos pacientes pós desenvolvido a doença.

Primeiramente mostraremos a motivação desse projeto, seguido do diagrama de blocos e por fim o desenvolvimentos dos circuitos que analisarão as ondas PPG, ECG e a frequência respiratória. Para isso, nos baseamos em circuitos e sinais registrados em formato .txt e .pwl.

Utilizamos da ferramenta TINA para produzir e analisar as formas de ondas.

2 Motivação

Dada a recente pandemia do novo coronavírus, a COVID-19, e conhecendo as possíveis sequelas que a doença deixa no sistema respiratório de quem portou a doença [1], visamos desenvolver um projeto capaz de obter, armazenar e guardar informações sobre o fluxo respiratório do paciente por meios não-invasivos e indiretos. Para tanto, foi escolhido um sensor de frequência cardíaca e de saturação de oxigênio.

Um meio encontrado pelo grupo para obter esses dados foi nos basearmos no sensor *MAX30100* que é um sensor que monitora a frequência cardíaca e a saturação de O_2 no sangue.

3 Diagrama de Blocos

O primeiro passo para desenvolver o projeto é fornecer um diagrama de blocos que mostre as principais etapas.

Isso pode ser observado na Figura 1

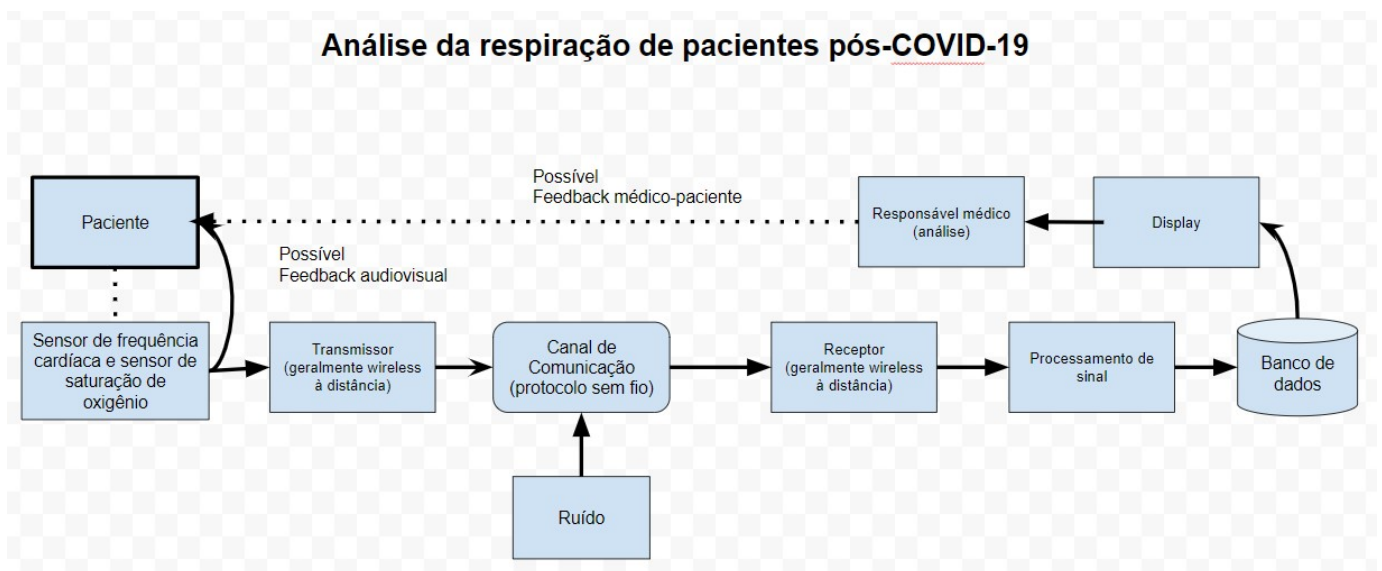


Figura 1: Diagrama de Blocos Desenvolvido

Como pode ser observado, após o sinal for obtido do paciente e transmitido para um dispositivo, deve-se desenvolver um receptor para que o ruído inserido seja minimizado e, assim, o sinal possa vir a ser processado.

Todos os dados obtidos no decorrer do tempo serão armazenados em um banco de dados que poderá ser acessado e analisado pelo responsável, nesse caso, o médico.

4 Desenvolvimento

Para o primeiro bloco de desenvolvimento, foram utilizados tratamentos analógicos de sinais biológicos relevantes para a verificação de estado respiratório do paciente, como ECG (eletrocardiografia), PPG (fotopletismografia) e respiração.

É efetuado o processamento analógico com filtragem específica de acordo com frequência de cada sinal, tão como amplificação adequada para ampliar a faixa dinâmica. Em bloco de processamento digital, se realiza a conversão A/D, com Arduino (microcontrolador ATMEGA328), por exemplo, registrando os sinais em memória não-volátil (banco de dados).

Finalmente, em blocos últimos, há a apresentação gráfica dos sinais por meio de display ou interface/dashboard de maneira a se facilitar visualização tanto dos sinais quanto de alertas associados.

4.1 Frequência Respiratória

O sinal de respiração é, em prática, obtido a partir de um sensor de impedância variável posicionado no tórax do paciente, muitos atletas utilizam sensores deste tipo para o monitoramento cardíaco e respiratório durante suas atividades físicas, esses sensores são basicamente um "strain gauge" que varia a impedância conforme a variação ou deformação mecânica, o circuito pode ser alimentado a bateria ou pode ter uma conexão direta por um fio que alimenta o circuito e extrai os resultados.

A Figura 2 apresenta um exemplo de sinal de respiração, com indicação de seus componentes principais, como volume corrente, assim como seus artefatos característicos, tais quais hiperventilação e suspiro profundo.

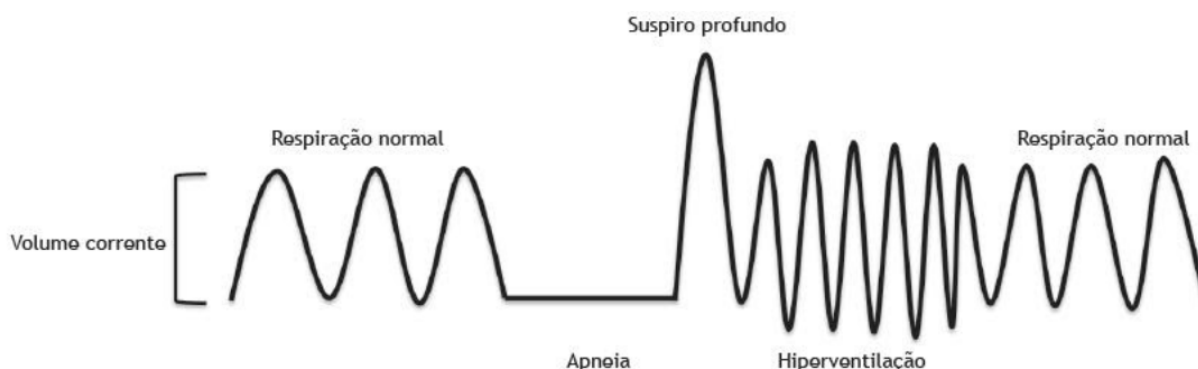


Figura 2: Exemplo de um sinal de Respiração

4.2 Fotopletismografia

O sinal de fotopletismografia é usado, principalmente na detecção das alterações no volume sanguíneo. A fotopletismografia utiliza-se do princípio pletismográfico para detectar mudanças no volume de sangue, em particular por meios óticos.

Para medição de um PPG geralmente um sensor colocado na ponta do dedo do paciente. Esse sensor é composto por um fotoemissor de luz infravermelha é ligado a um fotorreceptor, usando-se como meio de propagação da luz o segmento corporal onde se deseja registrar o sinal pletismográfico.

O sinal pulsátil do volume de sangue (onda de pulso) é detectado pelo fototransistor como uma modulação do sinal original da onda portadora.[2] A Figura 3 apresenta um exemplo de sinal de PPG.

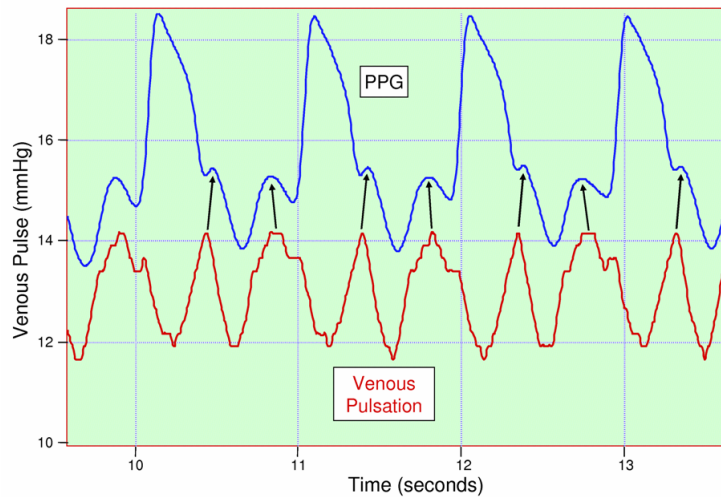


Figura 3: Exemplo de um sinal PPG

4.3 Eletrocardiografia

O sinal do ECG visa analisar a saúde cardiovascular do paciente, registrando as atividades elétricas do coração.

Para obter os sinais do ECG, deve-se colocar eletrodos na parede torácica anterior (região frontal do peito), nos punhos e tornozelos, e aplica-se um gel sobre esses dispositivos para diminuir a impedância da pele do paciente e facilitar a medição.

Por esse sinal, podemos observar a onda PQRST, no qual mostra o comportamento elétrico dos átrios e ventrículos e assim, detectar as anomalias cardíacas do paciente. Essa onda pode ser observada na Figura 4

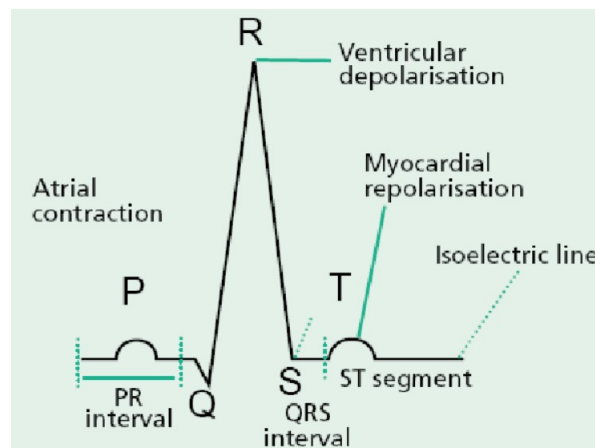


Figura 4: Exemplo de um sinal ECG

5 Projeto

Para o desenvolvimento do circuito, o sinal obtido deve passar por filtros para retirar ruídos e interferências indesejadas. Isso será comentado logo posteriormente.

Após o filtro, devemos amplificar os sinais para que possamos analisar, visto que os sinais biológicos obtidos possuem uma amplitude muito pequena.

5.1 Filtros Ativos

Os filtros utilizados para o condicionamento dos sinais do ECG, PPG e respiração foram projetados de forma a eliminar possíveis ruídos e/ou interferências no sinal obtido pelo sensor [4]. Estes filtros ativos são projetados utilizando amplificadores operacionais, para isolar os estágios eletricamente de forma a evitar reflexões.

Neste filtro o sinal é também amplificado, deixando-o com amplitude suficiente para serem capturados pelo ADC do processador.

Para desenvolver os filtros foi utilizado a ferramenta online Filter Design Tool, fornecida pela Texas Instruments.

5.1.1 Filtros Ativos para PPG

Para este caso, projetamos um filtro capaz de levar a amplitude do sinal do PPG, usualmente com 20uV de amplitude e 4Hz de frequência, para uma amplitude de 600mV. Este filtro ativo projetado é um Butterworth passa-baixas de quarta ordem, com frequência de corte em 2Hz. O ampop utilizado é o LF351 [6], amplificador operacional a JFET com ampla largura de banda.

O circuito utilizado pode ser observado na Figura 5

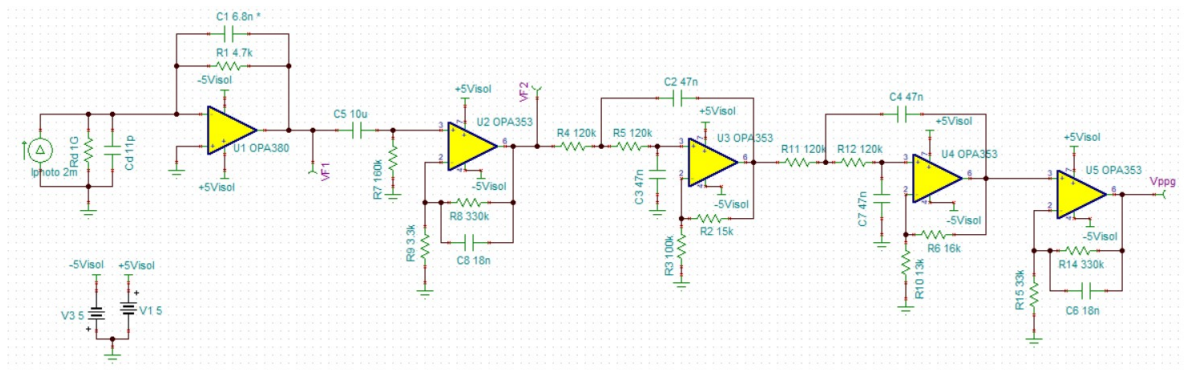


Figura 5: Circuito Utilizado para processamento de sinal PPG

Os resultado obtidos podem ser observados na Figura 6.

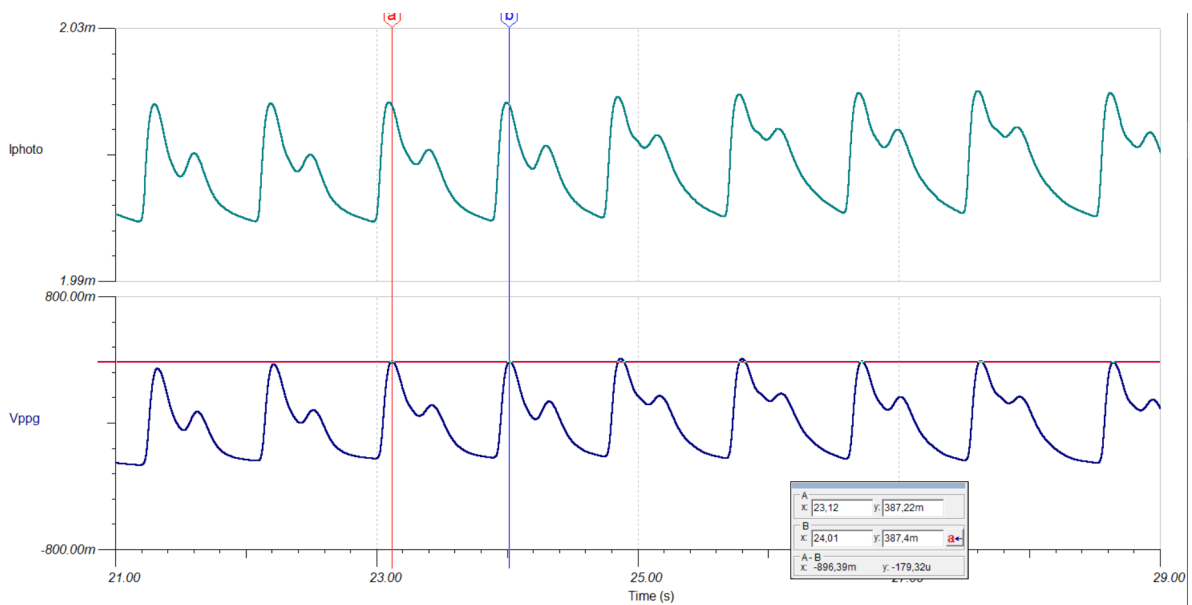


Figura 6: Sinal de PPG filtrado e amplificado

A amplitude (pico-a-pico) do sinal de saída obtido foi de 607,84mV, o que representa um ganho de, aproximadamente, 90dB (32600 V/V).

5.1.2 Filtros Ativos para ECG

Como o sinal oriundo do eletrocardiograma possui frequência de até 250 Hz e 4 mV, se fez necessário um projeto de um filtro ativo com ganho de cerca de 1200 V/V. O circuito utilizado para processamento de sinal ECG pode ser visto na Figura 7 .

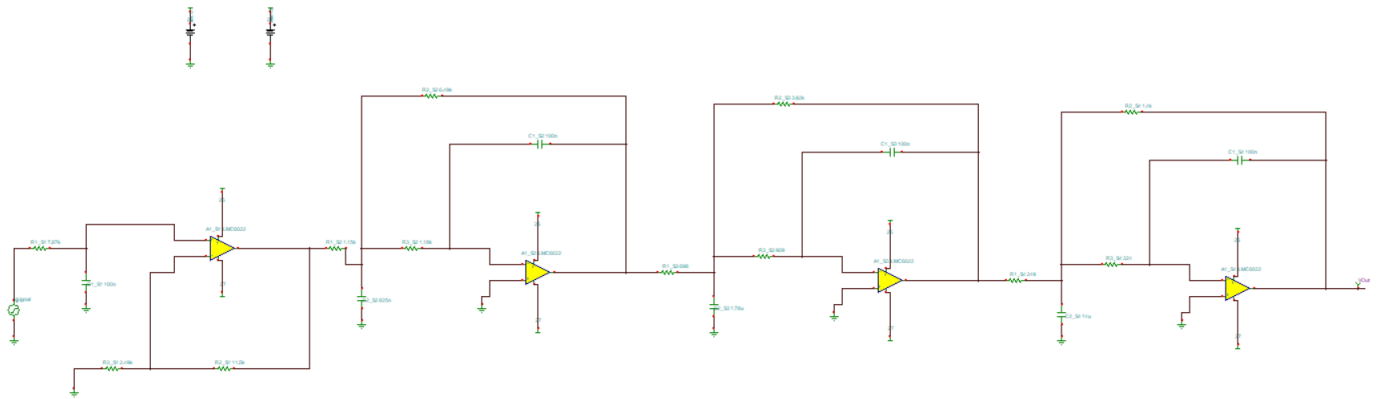


Figura 7: Circuito Utilizado para processamento de sinal ECG

O sinal resultante após processamento analógico do filtro é apresentado na Figura 8.

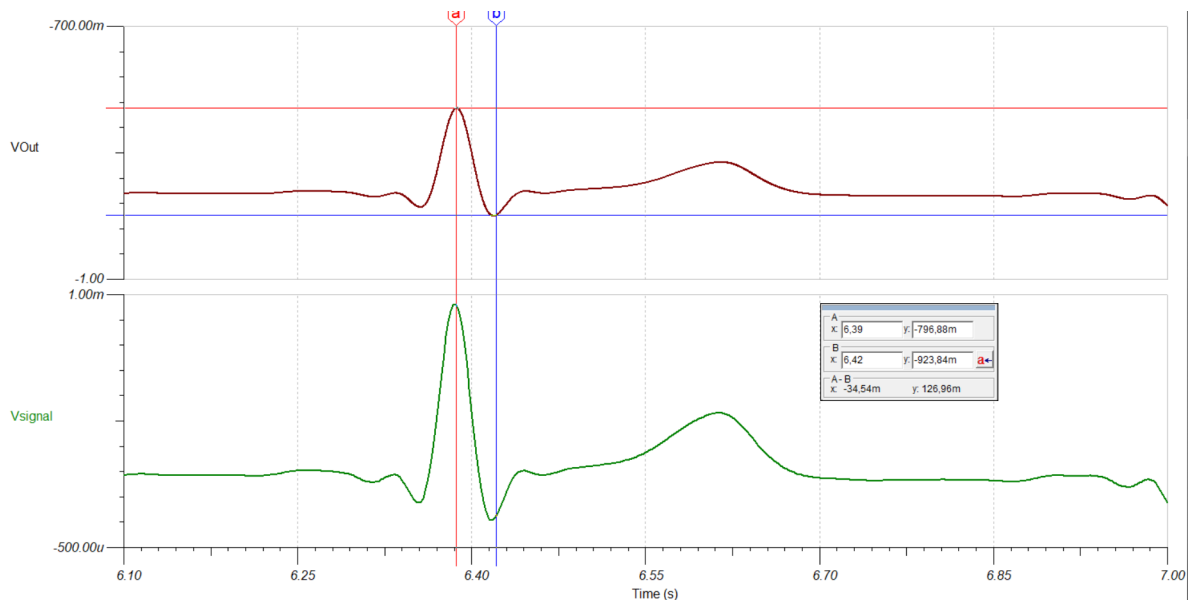


Figura 8: Sinal de ECG filtrado e amplificado

5.2 Filtros Ativos para o sinal de Respiração

Já para o sinal de respiração, a frequência inferior à 0.1 Hz e a amplitude de cerca de 300uV. Com um filtro ativo passa-baixas Butterworth de 6ª ordem com frequência de corte em 2Hz e ganho de 1000 V/V, pudemos implementar este bloco. O circuito projetado pode ser visto na Figura 9:

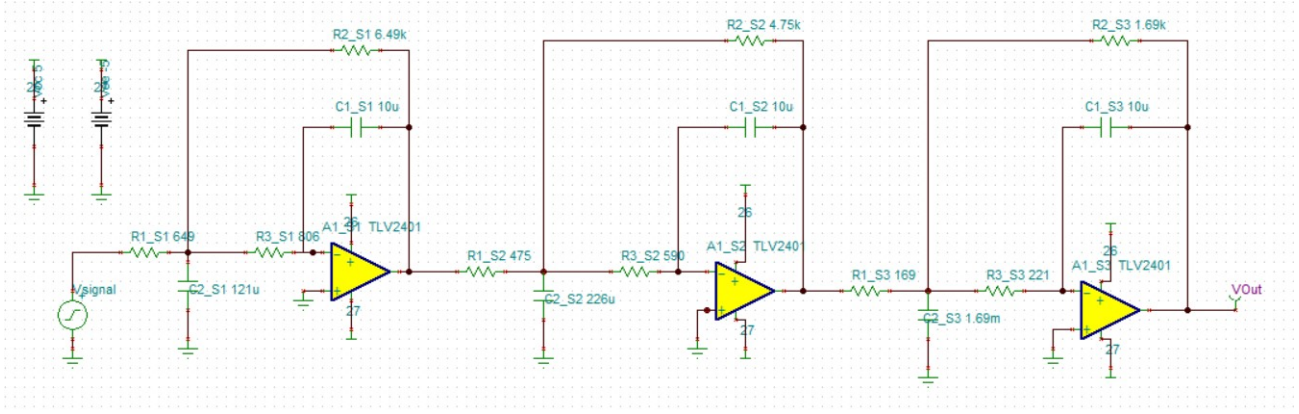


Figura 9: Circuito Utilizado para processamento de sinal Respiração

A Figura 10 apresenta o sinal de respiração filtrado e amplificado.

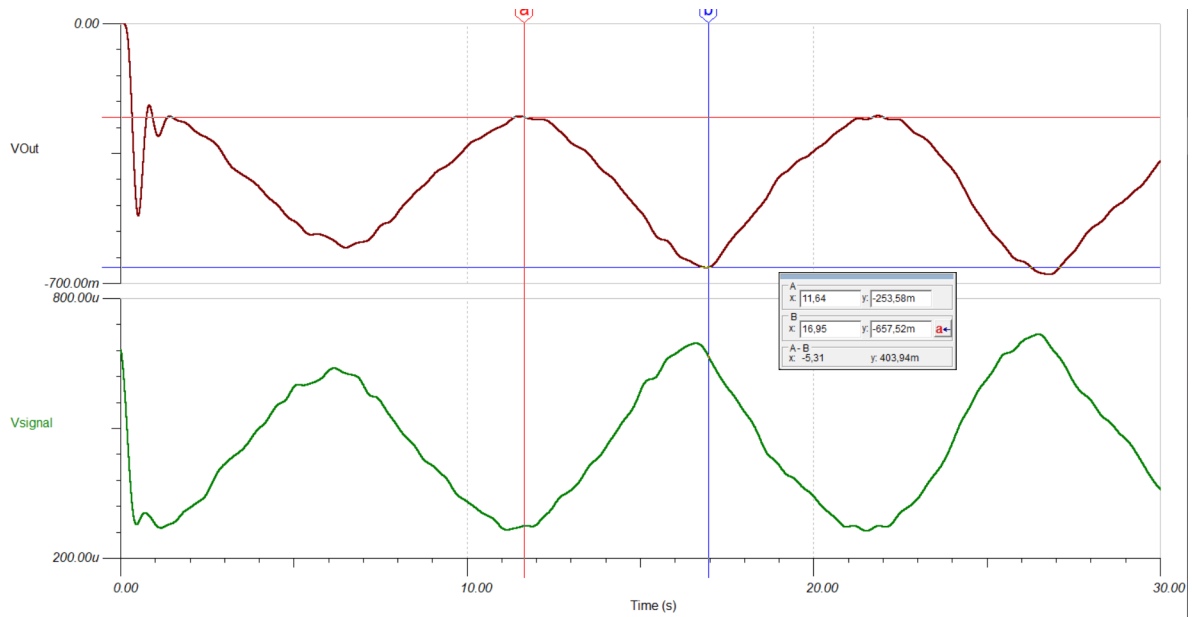


Figura 10: Sinal de Respiração filtrado e amplificado

Com a verificação de amplitudes pico-a-pico, calcula-se ganho aproximado de 60dB (1009 V/V) e uma defasagem no sinal em torno de 180° .

6 Processamento Digital

A parte do sistema para processamento digital apresenta conversor analógico-digital (A/D), com seus respectivos processos de amostragem, quantização e codificação. Observa-se que a taxa de amostragem deve ser adequada de acordo com o espectro de frequência dos sinais, ou seja, ao menos o dobro do valor de frequência do maior componente harmônico, respeitando a taxa de Nyquist-Shannon [5]; valores um pouco maiores do que o limite podem ser utilizados para evitar, com maior segurança, a sobreposição espectral/aliasing. A Figura 11 apresenta um circuito exemplo para o bloco de processamento digital, contendo um conversor A/D externo ligado aos pinos digitais do Arduino, tão como fonte de alimentação contínua.

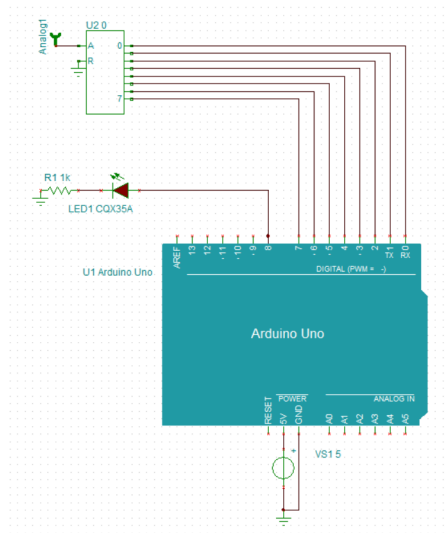


Figura 11: Circuito de processamento digital com Arduino

O LED é utilizado como elemento de aviso caso alguns alertas sejam configurados por código, já que há indisponibilidade de componentes apropriados para apresentação desta informação no software, como um display.

Verifica-se, em termos construtivos, alternativamente o próprio Arduino possui conversores A/D (10 bits) internos, com taxa de amostragem configurável. Sendo assim, o conversor externo de 8 bits, o qual é, a princípio, utilizado para digitalização de apenas 1 sinal, poderia ser substituído ao se ligar as saídas analógicas filtradas e amplificadas dos sinais processados nas entradas analógicas do Arduino.

Observa-se que o software TINA suporta Arduino apenas em sua versão 11 ou superior, possuindo limitações que impedem um manuseio complexo e avançado quanto a processamento digital de sinais. Dessa forma, a integração e progresso entre os blocos projetados do sistema foi impossibilitado. De toda forma, outros softwares especializados de simulação em circuitos eletrônicos, como ISIS Proteus Professional, apresentam ferramentas semelhantes para o projetista, incluindo recursos apropriados tanto para processamento analógico quanto digital.

7 Considerações Finais

Com este projeto a nossa equipe percebeu o quanto aprendemos com esta disciplina, aprendemos por exemplo como utilizar amplificadores operacionais de forma prática, como obter, processar e tratar dados de sinais fisiológicos.

Em relação a trabalhos futuros, observa-se que é possível a obtenção de maior variedade de sinais ECG, PPG e respiração, de modo a se conseguir comparação mais acurada (casos saudáveis, casos não-saudáveis). Isto somado à análise de outros sinais biológicos para verificação de sequelas do COVID-19, como sequelas neurológicas [3]. Além disso, a implementação de uma interface mais interativa com o usuário que permita ele ficar sabendo de seu estado de saúde, integrada a um banco de dados que armazene informações de pacientes antigos para comparações ou até mesmo um aplicativo para dispositivos móveis em que o paciente pode visualizar seus dados fisiológicos. Um exemplo de interface integrada pode ser visualizado na Figura 12

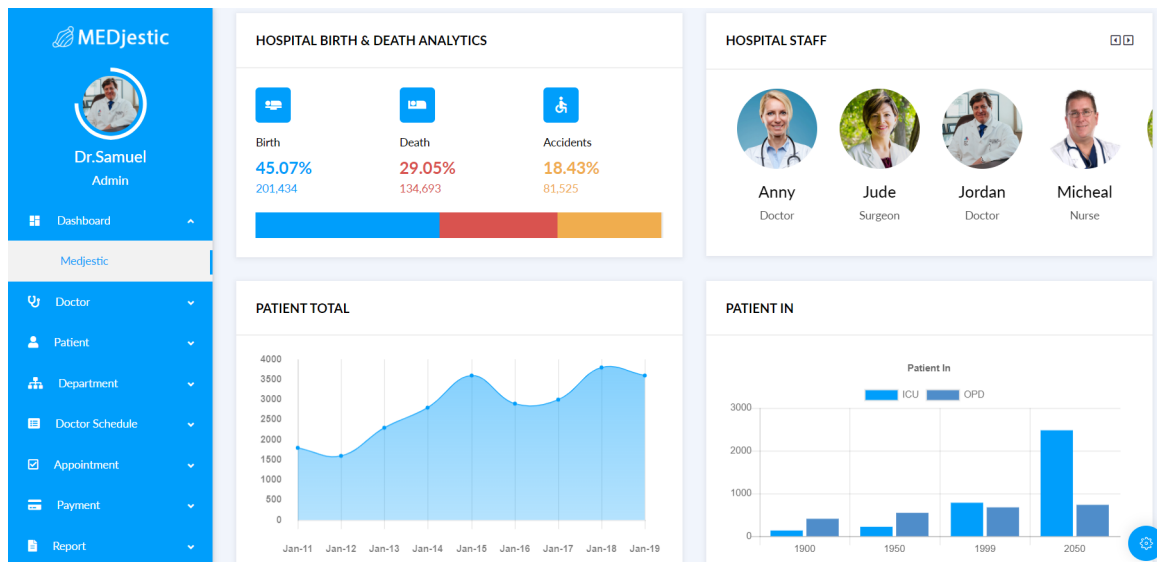


Figura 12: Exemplo de dashboard biomédica

Uma outra verificação futura seria com relação a não-idealidades, como variação de componentes, todo componente tem uma certa tolerância relativa ao seu valor nominal e, consequentemente, um projeto deve ser robusto a essas variações, também precisa ser robusto a ruídos e variações de temperatura.

Referências

- [1] Team CDC COVID e Response Team. “Severe Outcomes Among Patients with Coronavirus Disease 2019 (COVID-19)-United States, February 12-March 16, 2020.” Em: *MMWR Morb Mortal Wkly Rep* 69.12 (2020), pp. 343–346.
- [2] M. P. Dal Pont e J. L. B. Marques. “Reflective Photoplethysmography Acquisition Platform With Monitoring Modules and Noninvasive Blood Pressure Calculation”. Em: *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 69.8 (2020), pp. 5649–5657. DOI: 10.1109/TIM.2019.2963508.
- [3] Brian Fiani et al. “A contemporary review of neurological sequelae of COVID-19”. Em: *Frontiers in Neurology* 11 (2020), p. 640.
- [4] Sidnei Noceti Filho. *Filtros seletores de sinais*. Universidade Federal de Santa Catarina, 1998.
- [5] C. E. Shannon. “Communication in the Presence of Noise”. Em: *Proceedings of the IRE* 37.1 (1949), pp. 10–21. DOI: 10.1109/JRPROC.1949.232969.
- [6] *Wide bandwidth single JFET operational amplifiers*. LF351. Rev. 2. ST Semiconductors. Abr. de 2008.