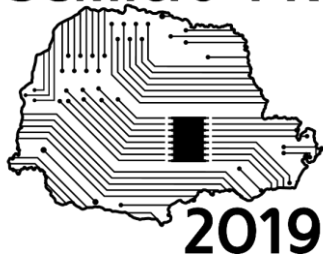


SeMicro-PR



Sistema de *Biofeedback* Através do Monitoramento da Atividade Respiratória

Gabriel dos S. Haveroth¹, Luciane T. Favero², Robson Y. Fujioka³, Marcos Vinicio H. Rambo⁴
Universidade Federal do Paraná, Curitiba (PR), Brasil
haverothgabriel@gmail.com

Neste trabalho é apresentado o protótipo de um sistema eletrônico vestível de biofeedback, capaz de analisar a respiração de um ser humano. Este sistema poderá servir como uma ferramenta para pacientes que sofrem de crise de ansiedade, síndrome do pânico, depressão e entre outros distúrbios. O processo foi feito através do uso de um transdutor de deformação posicionado no abdômen de um indivíduo, utilizando-se de um circuito de condicionamento de sinal para tratar os sinais provenientes deste transdutor. Estes sinais são enviados a um dispositivo externo, por meio de uma comunicação sem fio Wi-Fi. Neste dispositivo externo, aplicaram-se técnicas de processamento digital de sinais para processar e quantificar a atividade respiratória, retornando as informações ao usuário através de uma interface gráfica.

I. INTRODUÇÃO

A respiração humana pode transmitir várias informações de processos fisiológicos ou psicológicos de um indivíduo. Neste trabalho será apresentado o desenvolvimento de um sistema de *biofeedback*, que poderá servir como uma ferramenta para pacientes que sofrem de crise de ansiedade, síndrome do pânico, depressão, estresse, entre outros distúrbios [1][2]. As informações geradas por este sistema são retornadas ao seu usuário, ou seja, ao próprio paciente com distúrbios, para que, em conjunto com profissionais da área de medicina e psicologia, possa treinar e obter a habilidade de autocorreção fisiológica [3][4].

O protótipo a ser desenvolvido é constituído de um dispositivo vestível e de um aplicativo em computador. O primeiro usa um transdutor de deformação posicionado no abdômen do indivíduo, cuja informação é condicionada, convertida para digital e transmitida via comunicação de dados sem-fio *Wi-Fi*, para o computador. Neste último, o sinal é processado novamente, quantificando a atividade respiratória e retornando as informações ao usuário através de uma interface gráfica.

II. MONITORAMENTO DA ATIVIDADE RESPIRATÓRIA

As técnicas para monitoramento da atividade respiratória podem ser divididas em técnicas diretas e indiretas. Algumas das técnicas diretas são através da espirometria, pneumografia e transdutores resistivos. Já nas indiretas, a grandeza fisiológica da respiração é retirada da medição de outros fenômenos fisiológicos, como da eletrocardiografia ou da fotopletismografia [5].

O presente trabalho emprega a técnica de transdutores resistivos. Eles são utilizados para medir a atividade respiratória através da variação da sua resistência em função da deformação provocada pelos movimentos cardiorrespiratórios [6][7].

A. *O Biofeedback baseado no monitoramento da atividade respiratória aplicado no tratamento de transtornos*

O sistema de *biofeedback*, feito através de equipamentos eletrônicos, apresenta ao indivíduo suas próprias informações de processos fisiológicos de forma momentânea e precisa. A consciência desses processos, como a respiração, faz com que os indivíduos melhorem o controle sobre eles, melhorando sua qualidade de vida [4].

O tratamento de um indivíduo com a utilização de *biofeedback* possui vantagem por ser uma técnica não invasiva e sem efeitos colaterais. O tratamento com esse sistema pode ajudar em casos de ansiedade, síndrome do pânico, depressão, problemas musculares, insônia e no gerenciamento de estresse [1].

III. DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE BIOFEEDBACK

A. *Desenvolvimento do cinto transdutor vestível*

O cinto transdutor vestível para o monitoramento da respiração é constituído de um transdutor elástico (extensômetro), de circuitos de condicionamento de sinal e de comunicação de dados. O posicionamento deste equipamento deve ser feito no abdômen de um indivíduo

possibilitando a medição dos movimentos provocados pela atividade respiratória.

A Figura 1 apresenta o protótipo do cinto, com todos seus componentes necessários, em um indivíduo. A alimentação deste equipamento é feita através de baterias do tipo LiPo.

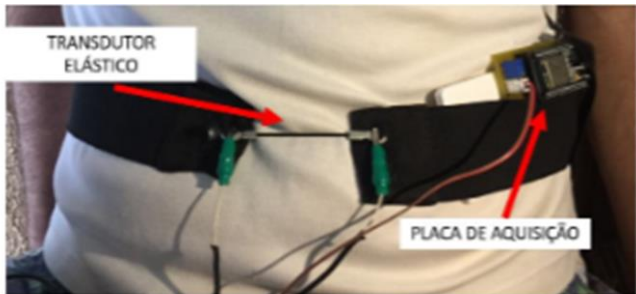


Fig. 1. Posicionamento da cinta com o sistema de aquisição

O circuito de condicionamento, que recebe o sinal gerado pelo transdutor, é composto por uma ponte de Wheatstone (Figura 2), para aumentar a sensibilidade da medição da variação da resistência do extensômetro, e converter essa variação em tensão. Utilizou-se um elastômetro do fabricante Images INC, o qual possui uma resistência nominal de 690Ω . Foram utilizados dois resistores de 680Ω com precisão de 1% e um trimpot de $1 \text{ k}\Omega$, este último em posição cruzada em relação ao elastômetro, para calibrar a ponte de Wheatstone. A variação da tensão de saída da ponte é amplificada com um amplificador de instrumentação, INA128, ajustado com um ganho de 2 V/V [8].

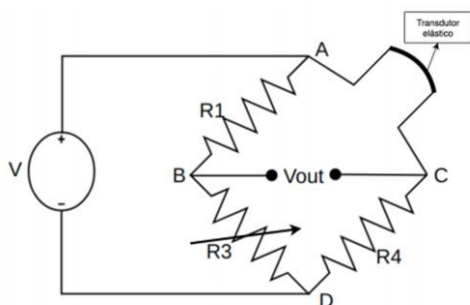


Fig. 2. Ponte de Wheatstone com o sensor e o trimpot

O amplificador de instrumentação funciona como um pré-amplificador diferencial com o principal objetivo de eliminar o ruído de modo comum. A saída deste é conectada a outro amplificador operacional *rail-to-rail*, LM6142, para melhor aproveitamento da excursão do sinal dentro da baixa tensão de alimentação, evitando assim distorções pela saturação do amplificador. O amplificador foi projetado na configuração não inversora com ganho ajustável. Sua saída passa por um filtro passa-baixas *anti-aliasing* de segunda ordem, topologia Sallen Key e frequência de corte de aproximadamente 10 Hz . Este filtro é indispensável para evitar a sobreposição espectral proveniente de ruídos de alta frequência, incluindo o da rede elétrica, permitindo a preparação do sinal para amostragem digital [9].

O sinal filtrado é convertido de analógico para digital pelo módulo ESP32, com uma frequência de amostragem de 50 Hz e transmitido por *Wi-Fi* para o aplicativo do computador. A baixa frequência de amostragem é aplicada pois esta respeita o critério de Nyquist dado o filtro analógico, notando-se que a atividade respiratória possui frequências menores que 1 Hz para adultos, mesmo em situações de estresse, fadiga e pânico [10].

O diagrama em blocos completo deste sistema é ilustrado na Figura 3, que apresenta desde a parte de aquisição dos dados através do transdutor até o processamento pelo aplicativo do computador.

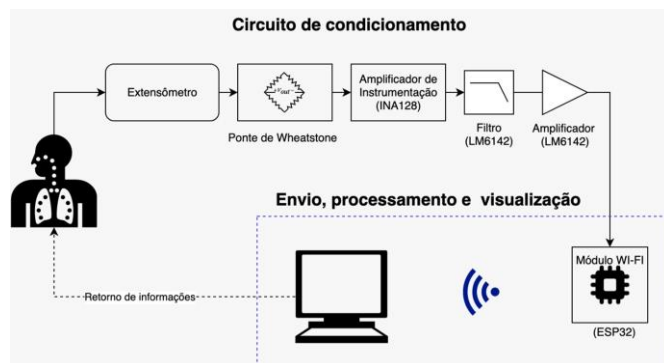


Fig. 3. Diagrama de blocos do sistema

B. Elementos de Software e processamento

Dentro do contexto de elementos de software desenvolvidos, evidencia-se as etapas de leitura e também envio de dados realizadas pelo módulo ESP32 a um microcomputador através da comunicação sem-fio *Wi-Fi*.

O sinal recebido é filtrado através da implementação de um filtro digital. O filtro digital foi projetado considerando-se a taxa de 60 respirações por minuto, que equivale a 1 Hz . Considerando-se a frequência de amostragem de 50 hz obtém-se uma frequência de corte discreta de $0,04\pi$ rad/amostra, onde aplicou-se um filtro tipo *IIR* (*Infinite Impulse Response*) de resposta *Butterworth* com estes parâmetros. A resposta em frequência do filtro pode ser observada na Figura 4

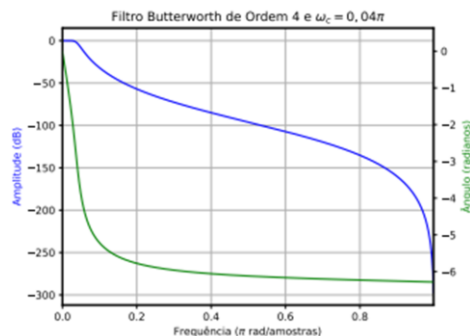


Fig. 4. Resposta em frequência do filtro projetado (amplitude e fase)

No *software* desenvolvido, o cálculo de taxa respiratória é realizado a cada ocorrência de um número fixo de amostras. Assim, durante a execução do *software*, quando se chega ao número de amostras estabelecido,

encontra-se o índice da ocorrência de picos e então calcula-se a diferença consecutiva entre os elementos horizontais (número de ocorrências), tal como descrito por Jeyhani [10]. Multiplica-se este vetor pelo período de amostragem (20 ms) e realiza-se a média. O inverso do valor obtido multiplicado por 60 é então considerada a taxa respiratória estimada.

O *software* do microcomputador foi desenvolvido através da linguagem Python 3, utilizando-se a biblioteca *PyQt4* para criação da interface gráfica que disponibiliza as informações em tempo real ao usuário e a *PlotLy* para geração de um relatório em HTML ao final da utilização do sistema.

Na Figura 5, apresenta-se o diagrama de blocos funcional do desenvolvimento do *software*, desde a parte da passagem do sinal pelo filtro digital até a visualização do sinal pelo usuário.

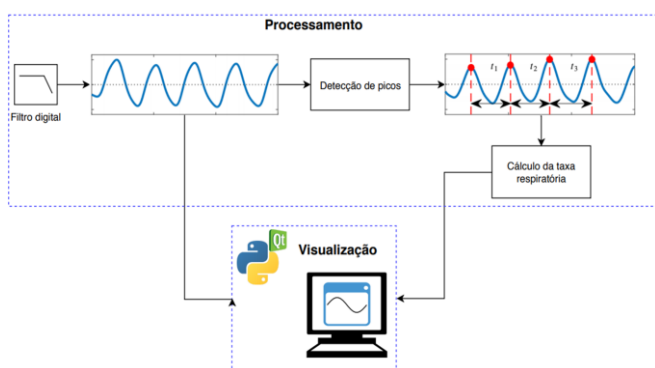


Fig 5. Diagramas de blocos do software do computador

IV. RESULTADOS

Para testar o sistema, realizou-se a aquisição e envio do sinal durante a atividade respiratória. Os sinais foram enviados para o *software* do microcomputador. Os dados recebidos foram analisados, evidenciando-se as características do sinal que foi processado e que é utilizado como *biofeedback* no sistema. Observando-se primeiramente os sinais recebidos de forma bruta (sem processamento) e depois os sinais após a filtragem e também o resultado da detecção de taxas respiratórias a partir dos dados processados.

Neste sentido, como primeira análise, tem-se a atividade respiratória monitorada durante o intervalo de tempo de 40 s (2000 amostras). O sinal recebido sem a filtragem digital, dados brutos, tornou evidente a necessidade da filtragem após a amostragem da saída do circuito de aquisição.

Como o sinal recebido possui o valor inteiro que vai de 0 a 4095 (conversor analógico digital de 12 bits), normalizou-se o sinal por 4095 para melhor visualização.

Após o recebimento dos dados brutos, estes são filtrados através do filtro passa baixa que foi projetado para filtrar frequências que não estão relacionadas à atividade respiratória. Observa-se na Figura 6 o sinal filtrado, preprocessando o sinal para utilização na

interface gráfica e também para o cálculo da taxa respiratória.

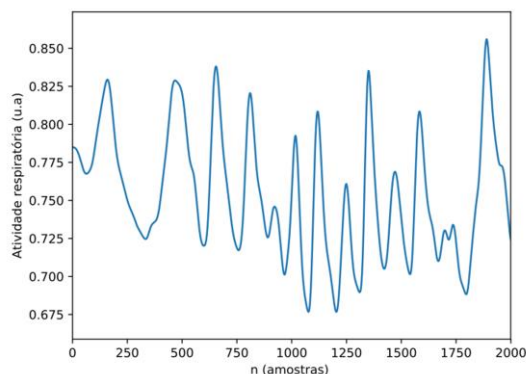


Fig 6. Sinal respiratório recebido (dados filtrados)

Para evidenciar o cálculo da taxa respiratória através do sistema de aquisição, foram analisadas 4800 amostras recebidas (96s), obtendo-se os valores de taxas respiratórias a cada 1200 amostras (24s). A Figura 7 apresenta o gráfico de amostras com o detector de picos implementado por Negri [11].

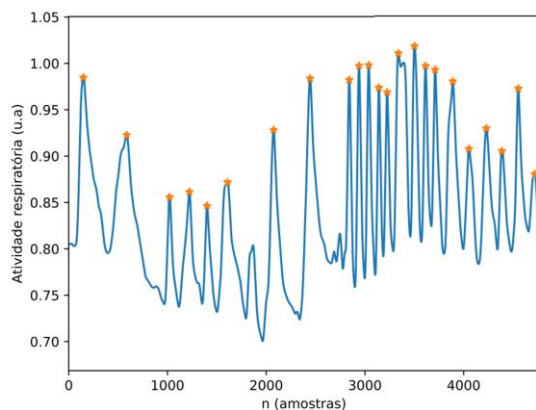


Fig 7. Sinal respiratório com detecção de picos

A sequência de taxas encontradas foram 6,87, 14,07, 19,85 e 18,99 (em respirações por minuto), o que é coerente, pois acompanha o aumento e diminuição da distância temporal entre picos. A Figura 8 apresenta o gráfico das taxas respiratórias encontradas em relação às amostras analisadas.

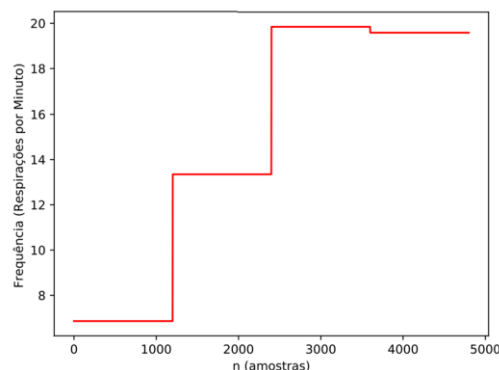


Fig 8. Taxa respiratória em relação ao número de amostras analisadas

Evidenciando-se o funcionamento do protótipo do sistema de *biofeedback*, apresenta-se a interface gráfica interativa na Figura 9. Observa-se o gráfico da taxa respiratória do usuário, que é formado em tempo real, e uma barra que acompanha a amplitude recebida pelo sinal.

Ao finalizar o software um relatório com informações da respiração do indivíduo é gerado. Um exemplo deste relatório pode ser visto na Figura 10, observa-se a informação da taxa respiratória.



Fig 9. Interface gráfica interativa

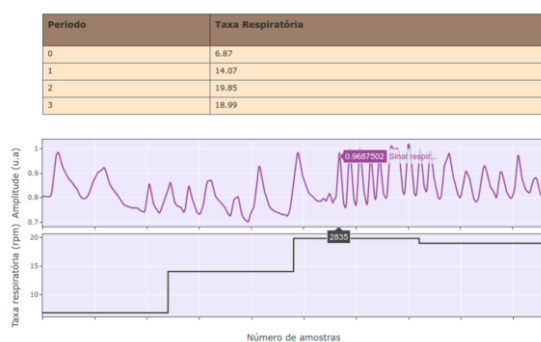


Fig 10. Exemplo de relatório

V. CONCLUSÃO

Após o levantamento qualitativo das características do transdutor, tornou-se evidente quais os aspectos e valores de amplificação seriam necessários para condicionar o sinal proveniente do sensor durante a atividade respiratória. A partir destes testes, estabeleceram-se os blocos funcionais do circuito de aquisição. O circuito obtido mostrou uma responsividade adequada em relação ao monitoramento da atividade respiratória através da movimentação abdominal, tornando-se possível realizar as etapas de transmissão, processamento e visualização dos dados.

No âmbito do processamento dos dados do circuito de aquisição, foi projetado um filtro IIR *Butterworth*. Desta maneira, realizou-se a filtragem e adequação do sinal respiratório para visualização e cálculo da taxa respiratória. Nesta etapa, obteve-se resultados coerentes, verificando-se que o sinal tornou-se livre de oscilações indesejadas ao monitoramento respiratório.

Em conjunto com a filtragem, realizou-se o desenvolvimento do algoritmo de cálculo de taxas respiratórias. Implementou-se a abordagem por detecção de picos, onde os resultados mostraram-se satisfatórios. A análise dos testes apresentou que quanto maior a ocorrência de picos em uma janela de amostras analisadas, maior é a taxa respiratória encontrada.

Dado a realização dos testes, o sistema mostra-se intuitivo e lúdico, proporcionando um *biofeedback* visual que poderá ser empregado em treinamentos realizados em clínicas de psicologia e também reabilitação.

Após as etapas realizadas, foi possível realizar o monitoramento da atividade respiratória através de testes em um dos participantes do projeto. A partir da análise dos gráficos gerados pelo sistema e através da observação do comportamento deste, tornou-se evidente a possibilidade da utilização do sistema como uma ferramenta de *biofeedback*.

REFERÊNCIAS

- [1] CHAVES, J. Biofeedback: A terapia do século 21. [S.l.], 2017. Disponível em: <<http://www.cerebromente.org.br/n04/tecnologia/biofeed.htm>>. Acesso em: 08/09/2017.
- [2] SILVA, J. D. de A. O emprego do biofeedback como estratégia de manejo do estresse e da ansiedade em atletas: um ensaio clínico. Revista Brasileira de Terapia Comportamental e Cognitiva, Associação Brasileira de Psicoterapia e Medicina Comportamental, 1999.
- [3] FREY, J. et al. Breeze: Sharing biofeedback through wearable technologies. eprintarXiv:1802.04995, 2018.
- [4] ZHU, Q.; KONG, X. long; XIE, Y. ying. The influence of biofeedback on respiratory. ICSAI, Beijing Jiaotong University, 2012.
- [5] CHARLTON, P. H.; VILLARROEL, M.; SALGUIERO, F. Waveform analysis to estimate respiratory rate. In: Secondary Analysis of Electronic Health Records. [S.l.]: Springer, 2016. p. 377–390.
- [6] GARGIULO, G. D.; O'LOUGHLIN, A.; BREEN, P. P. Electro-resistive bands for non-invasive cardiac and respiration monitoring, a feasibility study. Physiological measurement, IOP Publishing, v. 36, n. 2, p. N35, 2015.
- [7] ROBERTO, M.; GENNARO, G.; GINA, P. A. A new system for continuous monitoring of breathing and kinetic activity. Journal of Sensors, Hindawi Publishing Corporation, v. 2010, 2010.
- [8] INA12x Precision, Low Power Instrumentation Amplifiers (Rev. C). [S.l.], 2015. Disponível em: . Acesso em: 08/09/2017.
- [9] TEXAS, I. LM6142/LM6144 17 MHz Rail-to-Rail Input-Output Operational Amplifiers. [S.l.], 2013. Disponível em: . Acesso em: 09/09/2018.
- [10] JEYHANI, V. et al. Comparison of simple algorithms for estimating respiration rate from electrical impedance pneumography signals in wearable devices. Springer Berlin Heidelberg, v. 7, p. 21–31, 2017. ISSN 2190-7188.
- [11] NEGRI, L. H. PeakUtils 1.3.0 documentation. [S.l.], 2018. Disponível em: <<https://peakutils.readthedocs.io/en/latest/reference.html#module-peakutils.peak>>. Acesso em: 08/09/2018.