

## SISTEMA DE MONITORAMENTO DOS NÍVEIS DE PRESSÃO SONORA PARA AVALIAÇÃO DO RUÍDO EM SETORES DE UNIDADES HOSPITALARES

M. A. F. Feitosa \*, G. O. Cavalcanti \*, M. A. V. Correia Jr. \*\*, A. M. X. Silva \* e J. M. Dantas\*

\*UPE - Universidade de Pernambuco, Recife, Brasil

\*\*UPE - Universidade de Pernambuco, Petrolina, Brasil

e-mail: marcelio@poli.br

**Resumo:** O presente trabalho descreve a construção de um sistema que realiza o monitoramento do nível de pressão sonora num ambiente, armazena os dados em uma memória e indica, por meio de um sinal luminoso, quando é ultrapassado o limite para o conforto acústico do ambiente, valores estes estabelecidos pela ABNT. O sistema deverá ser utilizado em salas de cirurgia, Unidades de Tratamento Intensivo e em unidades de saúde em geral. Esses ambientes, após a instalação do sistema, passarão a ser monitorados e será observado se ocorrerão mudanças comportamentais significativas, relacionadas aos profissionais de saúde saberem dessa monitoração. Assim, espera-se que a instalação do sistema contribua para a diminuição dos ruídos causadores de distração em atividades tão críticas como uma cirurgia.

**Palavras-chave:** Pressão sonora, Acústica, Arduino, Ruído em unidades de tratamento.

**Abstract:** *This paper describes a system that monitors the sound pressure level in an environment, stores this information in a memory card and indicates, by a light signal when the limit for the acoustic comfort is exceeded, according to ABNT. The system should be used in operating rooms, intensive care units and health units and it is expected that, after a time, has become a change in attitude of health professionals in order to reduce noises that causes distractions in such critical activities as surgery.*

**Keywords:** *Sound pressure, Acoustic, Arduino, Noise in care units.*

### Introdução

O silêncio dentro das salas de cirurgia ou em Unidades de Tratamento Intensivo (UTI) contribui para o bom andamento dos procedimentos. O excesso de barulho pode afetar negativamente tanto os profissionais de saúde quanto os pacientes. O profissional poderá ter sua atenção desviada ocasionando erros (que em algumas situações podem ser fatais, como durante uma cirurgia ou na troca de alguma medicação). Os ruídos causadores de distração podem ser muito rápidos, como a queda de um equipamento, ou duradouros, como um ar-condicionado barulhento. Esses, em geral, não são suficientes para causar danos à saúde (e questões

relativas a ruídos que possam gerar tais danos são estudadas em normas específicas), mas podem causar desconforto acústico. O paciente, em cirurgia onde a anestesia é apenas localizada, ou que deveria estar em recuperação, pode ficar irritado e agitado, o que atrapalharia seu restabelecimento.

O desenvolvimento tecnológico trouxe muitos benefícios para a sociedade, mas fez emergir alguns problemas como o ruído, uma fonte poluidora invisível que alcançou o ambiente hospitalar. De modo geral, o centro cirúrgico é um dos locais mais afetados pelo ruído e pode contribuir para o desenvolvimento de distúrbios comportamentais relacionados ao estresse [1].

Segundo Pereira [2], os ruídos na sala de cirurgia podem atingir níveis elevados. Em um centro de trauma nível I dos estados Unidos da América observou-se um pico de 130dB, ruído equivalente a uma turbina de avião. Os ruídos variaram entre 40dB e 130dB. A média dos ruídos na sala de cirurgia do trauma atingiu o nível de 85 dB [2]. Até ruídos de curta duração, com essa intensidade, podem causar distração. Entretanto, é compreensível que o limite de conforto acústico seja quebrado em situações emergenciais, onde o paciente está em risco de morte.

Em diversas outras situações o excesso de ruídos no ambiente pode ser prejudicial, podendo provocar erros fatais. Um estudo realizado por pesquisadores da Universidade de Clemson, da Carolina do Sul, EUA, analisou mais de 1000 acidentes na aviação comercial durante um período de 13 anos. O estudo identificou que cerca de 70% desses acidentes estão relacionados de alguma maneira a falhas da equipe de voo, sendo várias delas motivadas por interrupções e distrações [3].

Os fatores humanos devem ser considerados no campo da medicina, como são na aviação. Estresse, fadiga, distrações, interrupções, problemas pessoais, interpretação de comunicação, erro de julgamento e falta de atenção aos detalhes são alguns exemplos desses fatores que influenciam na ocorrência de erros [4],[5] e [6].

A Norma NBR 10152 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) [7] está relacionada aos níveis de ruído para conforto acústico. A pressão sonora de interesse do presente trabalho não trata dos níveis que podem acarretar problemas de saúde (estabelecidos em norma específica), mas dos níveis que não devem ser ultrapassados para que o ruído ambiente não cause

estresse nem desconforto. De acordo com a norma, os níveis indicados para Centros Cirúrgicos, não devem ultrapassar 35 a 45 dBA.

Dessa forma, foi realizado o projeto e construção de um sistema capaz de medir e armazenar, pelo período superior a 30 dias, o nível de pressão sonora em ambientes hospitalares. Além disso, o sistema apresenta uma sinalização luminosa para indicar aos profissionais que o ruído está acima do limite aceitável. Esse limite pode ser configurado facilmente no sistema e o valor a ser adotado será análise de estudos posteriores.

## Materiais e métodos

O sistema desenvolvido realiza a medição do nível de pressão sonora de forma indireta, avaliando a potência sonora captada por um microfone (ou vários distribuídos pelo ambiente). O sinal elétrico captado está diretamente relacionado à pressão sonora de acordo com a curva de captação do microfone. Assim, a pressão sonora em decibéis ( $N$ ) é calculada por,

$$N(dB) = 10 \log \left( \frac{P_{Média}}{P_{Ref}} \right) \quad (1)$$

na qual,  $P_{Ref}$  é um valor de referência de potência determinado na calibração do sistema e  $P_{Média}$  é a potência média do sinal elétrico gerado pelo microfone determinada por,

$$P_{Média} = \frac{1}{T} \int_0^T \frac{V_{in}^2(t)}{R} dt \quad (2)$$

sendo  $R$  a resistência do circuito e  $V_{in}(t)$  é a tensão produzida pelo microfone. Expressando a  $P_{Ref}$  na forma da Equação (2) tem-se,

$$P_{Ref} = \frac{1}{T} \int_0^T \frac{V_{ref}^2(t)}{R} dt \quad (3)$$

e substituindo (2) e (3) em (1) tem-se,

$$N(dB) = 10 \log \left( \frac{\int_0^T V_{in}^2(t) dt}{\int_0^T V_{ref}^2(t) dt} \right) \quad (4)$$

A expressão no denominador da Equação (4) é o valor de referência, constante, determinado na calibração do sistema. Como os sons são dinâmicos é comum utilizar no decibelímetro tempos de integração (calculada numericamente) que variam de 125ms a 1s. O sistema desenvolvido realiza a integração apresentada no numerador da Equação (4) no período  $T = 1s$ .

Estudos serão realizados para determinar os locais onde o nível de pressão sonora deve ser medido de

forma a ser mais fiel ao ruído sentido pelos profissionais de saúde. Nesses estudos será levado em consideração que salas de UTI e Centros Cirúrgicos geralmente não possuem tratamento acústico. Após isso, decidir-se-á o tipo de microfone mais adequado, se um direcional (a ser utilizado num canto da sala) ou um omnidirecional, caso os estudos indiquem que ele deve ficar localizado mais próximo à equipe, em um pedestal ou até pendurado a partir do teto.

A Figura 1 ilustra o diagrama do sistema montado. O microfone transforma a pressão sonora em sinal elétrico que é então amplificado, pois a saída desse transdutor varia entre 10 e 80 mV, para os níveis de pressão que se deseja medir. Para simular o comportamento do ouvido humano aplica-se um filtro (Filtro A) [8], descrito mais adiante, que atenua as baixas frequências e dessa forma as medições em decibel passam a ser apresentadas como dBA. O sinal de saída do filtro é retificado e só então enviado à plataforma de desenvolvimento Arduino, conforme ilustrado na Figura 1. A retificação é necessária pois os conversores analógico-digitais da plataforma Arduino só aceitam níveis positivos de tensão. O Arduino é a unidade de processamento responsável pelos cálculos de conversão dos níveis de tensão para a resposta desejada em decibéis. Também cabe a ele o armazenamento dos dados medidos no cartão SD e o acendimento da lâmpada sinalizadora quando o nível de pressão sonora no ambiente estiver acima do nível de conforto sonoro estabelecido pela norma NBR 10152 [7].

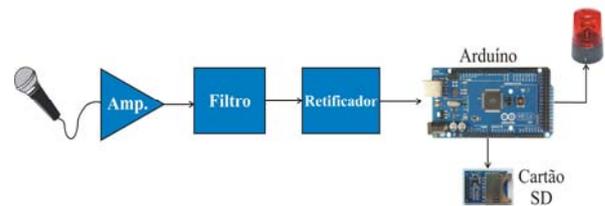


Figura 1: Diagrama ilustrativo do sistema.

Os dados referentes ao nível de pressão sonora são armazenados na memória do sistema a intervalos regulares de tempo. Assim, após coletados, os dados serão transferidos para um computador, podendo gerar gráficos e realizar-se uma análise mais completa.

No Arduino, um firmware é o responsável pela conversão do sinal elétrico proveniente do filtro em um sinal digital, através do conversor AD nele presente. Foi adotada uma taxa de amostragem que gera mais de 6500 medidas por segundo para o cálculo da integral apresentada no numerador da Equação (4). A Figura 2 apresenta o fluxograma do código implementado na plataforma Arduino. Após as medições, a integral é calculada de forma numérica aproximada, pela soma de áreas infinitesimais, de acordo com

$$\int_0^T V_{in}^2(t) dt = \Delta T \cdot \sum_{i=1}^N \frac{(V_{in}^2(t_{i-1}) + V_{in}^2(t_i))}{2}, \quad (5)$$

onde,

- $V_m^2(t_i)$  é o quadrado do valor da tensão de entrada medida no instante de tempo  $t_i$  ;  
 $\Delta T$  é o intervalo entre duas medições e representa a resolução no cálculo da área e  
 $N$  é o número de amostras obtidas por segundo pelo sistema.

Com a conclusão da integração, o sistema utiliza o valor de referência determinado na calibração, para calcular o nível de pressão sonora em dBA. Conforme ilustrado no fluxograma da Figura 2, as etapas seguintes são: o armazenamento do valor no cartão de memória SD e a verificação do nível de pressão sonora. Caso o nível esteja acima do valor pré-definido o sistema acende uma lâmpada, caso contrário, a lâmpada fica apagada. Os testes com o sistema ocorrerão em duas etapas. Durante um período, o sistema será instalado sem ser informado à equipe médica o seu objetivo e ele apenas medirá os níveis sonoros, sem sinalização. Na próxima etapa a equipe será informada do objetivo do sistema e que ele sinalizará através de uma indicação luminosa quando o nível de ruído for elevado.

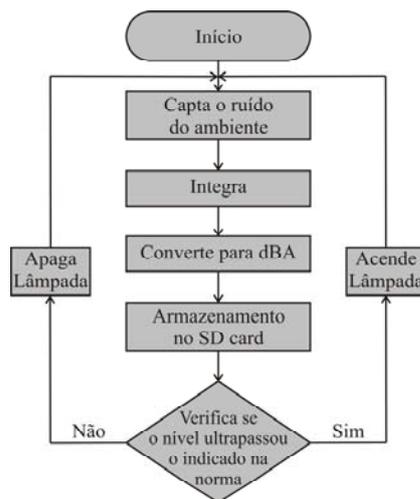


Figura 2: Fluxograma do código implementado no Arduino.

Outras formas de saída podem ser utilizadas para chamar atenção dos profissionais de saúde tais como a utilização de painéis eletrônicos onde mensagens aparecerão indicando o nível de ruído ambiente.

## Resultados

O amplificador, o filtro e o retificador de precisão foram montados em uma placa de protoboard e o sistema foi calibrado utilizando o calibrador do decibelímetro modelo DL-4200 da Icel, disponível no laboratório. O calibrador possui certificado de calibração, dentro do prazo de validade, emitido por laboratório qualificado como exigido pela norma ANSI S1.40-1984. O sistema desenvolvido e o decibelímetro

padrão foram colocados simultaneamente, no mesmo ambiente, para monitoração do nível de pressão sonora. Nesse experimento a diferença entre as leituras foi de aproximadamente 3 dBA. Porém, o equipamento ainda estava montado em uma placa de protoboard, onde até os terminais dos componentes funcionam como pequenas antenas, tornando-o mais susceptível a ruídos elétricos. Acreditamos que esse seja um dos motivos para a diferença entre os resultados. A montagem em uma placa de circuito impresso deverá reduzir esse efeito indesejado. Além disso, o experimento foi realizado em uma sala sem tratamento acústico. Dessa forma, reflexões nas paredes e objetos interferem no nível de pressão sonora apresentado em cada equipamento. Os dois microfones, apesar de próximos, não ocupam o mesmo lugar. Essa diferença de poucos milímetros entre a posição dos dois microfones também pode ter sido fonte de erro e será objeto de estudos.

A Figura 3 apresenta o circuito amplificador da entrada do sistema e o filtro utilizado [8]. Os seres humanos não escutam todas as frequências de modo linear, com a mesma intensidade. O filtro utilizado aproxima o sistema da sensação auditiva humana, desenfazando baixas frequências [9]. O amplificador atua como circuito de calibração, no qual, através do ajuste de um potenciômetro, pode-se ajustar o ganho dado pelo filtro, de forma a calibrar o equipamento com base em uma fonte sonora calibrada. Ou seja, através do ganho configura-se o valor máximo de pressão que pode ser colocada na entrada do sistema sem provocar a saturação no amplificador.

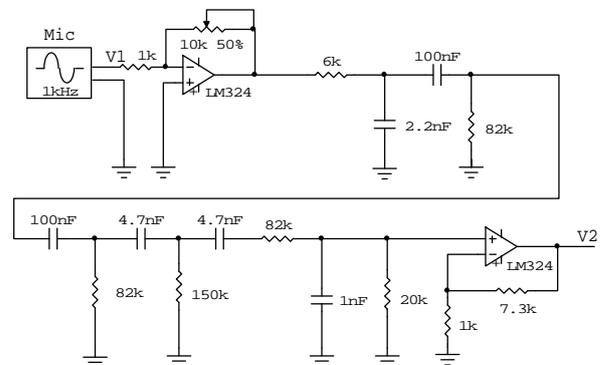


Figura 3: Amplificador de calibração e filtro ponderado que aproxima o sistema da sensação auditiva humana.

A Figura 4a apresenta a resposta em frequência do filtro de ponderação, traçada utilizando-se o software MathCad®, de acordo com equação descrita na norma ANSI S1.42-2001 [10] para filtros de ponderação tipo A. Observa-se, na Figura 4b, que de fato o filtro desenvolvido apresenta comportamento similar ao descrito na norma. Esse filtro foi simulado, utilizando-se o software CircuitMaker®, na faixa de frequências captadas pelo ouvido humano (20Hz a 20kHz) [11].

O circuito de retificação utilizado [11], apresentado na Figura 5, é necessário, pois o conversor Analógico-Digital da plataforma Arduino só aceita como entrada

tensões positivas. A retificação de onda completa, realizada por um circuito retificador de precisão, não afeta a medição em decibéis pois, nas fórmulas ali envolvidas, as tensões são elevadas ao quadrado, o que leva ao mesmo resultado tanto para tensões negativas como para as positivas obtidas após a retificação.

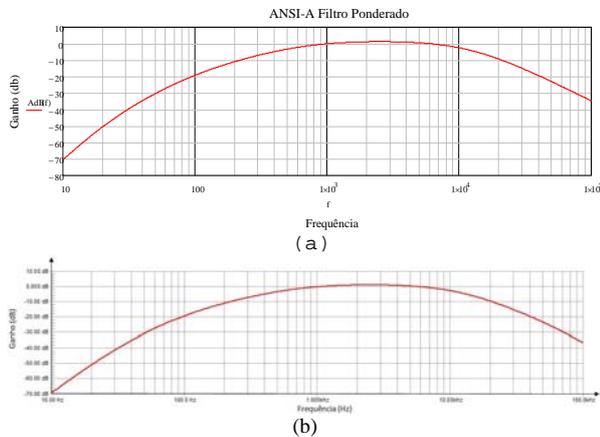


Figura 4: (a) Resposta em frequência do filtro de ponderação dBA, traçada de acordo com a equação da norma ANSI [10], (b) Resposta em frequência simulada, do filtro montado, na faixa audível.

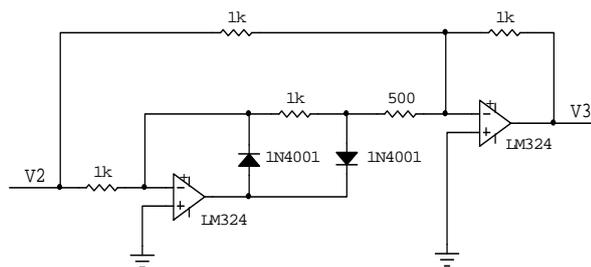


Figura 5: Circuito retificador de precisão [11].

Nos testes realizados o sistema funcionou como esperado. Sempre que a intensidade sonora, próximo aos microfones (do equipamento desenvolvido e do decibelímetro comercial), ultrapassava o valor estabelecido a lâmpada acendia por um tempo mínimo de 5s. Isso ocorria mesmo que a fonte do ruído fosse silenciada nesse período e permanecia acesa caso o ruído permanecesse elevado. Esse tempo foi estabelecido para que o acendimento da lâmpada possa ser notado pela equipe de saúde, mas pode ser ajustado posteriormente. O próximo passo será a confecção do sistema em uma placa de circuito impresso. Após isso os experimentos comparativos com o decibelímetro comercial serão novamente realizados. Espera-se obter erros menores, da ordem de  $\pm 1$  dBA, para só então iniciar-se os experimentos em campo, dentro de unidades hospitalares.

## Discussão

O sistema desenvolvido, e a metodologia adotada, destacam-se por sua simplicidade, pois foi baseado

numa plataforma Arduino, ao invés do uso de um decibelímetro comercial, já que se desejava fornecer um feedback visual e instantâneo para todos os profissionais de saúde no ambiente, do ruído que eles estão produzindo. De posse das informações obtidas e armazenadas pelo sistema, será realizada uma análise comparativa e uma avaliação da mudança comportamental. Assim, poderá ser observado se houve ou não uma reeducação na postura dos profissionais de saúde, devido aos avisos emitidos pelo sistema.

## Conclusão

Foi desenvolvido um sistema de medição do nível de pressão sonora com filtro de ponderação tipo A, capaz de medir e armazenar os dados referentes aos ruídos em unidades de tratamento, por um período superior a 30 dias e dar uma realimentação aos profissionais de saúde por meio de uma lâmpada sinalizadora, toda vez que o nível de ruídos ultrapassar o estabelecido em norma. Espera-se com isso uma reeducação comportamental e a diminuição do número de falhas humanas devido à desatenção nos ambientes de trabalho.

## Referências

- [1] Batista, E. B., Oliveira, N. A., Maciel, R.A.L.F, Sant'anna, A.L.G.G., Oliveira, L.C, "Avaliação dos níveis de pressão sonora no centro cirúrgico de um hospital público do Vale do Paraíba", Anais do X Encontro Latino Americano de Pós-Graduação – Universidade do Vale do Paraíba, 2011.
- [2] Pereira, B. M. T., Pereira, A. M. T., Correia, C. S., Marttos, A. C., Fiorelli, R. K. A., Fraga, G. P. "Interrupções e distrações na sala de cirurgia do trauma: entendendo a ameaça do erro humano", Rev. Col. Bras. Cir., 38(5): 292-298, 2011.
- [3] Shappell S, Detwiler C, Holcomb K, Hackworth C, Boquet A, Wiegmann DA. "Human error and commercial aviation accidents: an analysis using the human factors analysis and classification system." Hum Factors, 49(2):227-42., 2007.
- [4] Lopes, S. G.; "Avaliação dos níveis de pressão sonora em salas de operação de um centro cirúrgico geral", Programa de Pós Graduação em Bioengenharia da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, 2005.
- [5] Carvalho, W.B., Pedreira, M. L. G., Aguiar, M.A. "Noise level in a pediatric intensive care unit". J. Pediatr. v.81, n.3, p. 495-8, 2005.
- [6] Cordeiro, R. et al. "Exposição ao ruído ocupacional como fator de risco para acidentes do trabalho". Saúde Pública, vol. 39, n. 3, SP - jun. 2005.
- [7] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR 10.152. "Avaliação do ruído para o conforto acústico". Rio de Janeiro: ABNT, 5 p. Dez. 1987.
- [8] Beis, Uwe. "Weighting Filter Set". Disponível em: <http://www.beis.de/index.html>. Acessado em: 20 julho 2014.
- [9] Bistafa, S. R. "Acústica Aplicada ao Controle do Ruído". 1.ed Edgard Blücher, Ltda., 368p, 2006.
- [10] AMERICAN NATIONAL STANDARD. ANSI S1.42-2001. "Design Response of Weighting Networks for Acoustical Measurements". 2001.
- [11] Pertence Junior, A. "Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos". 7ª Edição, ArtMed, 2012.