



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE OURO PRETO
ESCOLA DE MINAS
COLEGIADO DO CURSO DE ENGENHARIA
DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO – CEC AU**



Rodolfo Rocha Vieira Leocádio

**Educação Médica: Instrumentação de Manequim para Realização
de Práticas de Ressuscitação Cardiopulmonar em Adultos**

**Monografia de Graduação em Engenharia de Controle e
Automação**

Ouro Preto - 2021

Rodolfo Rocha Vieira Leocádio

**Educação Médica: Instrumentação de Manequim para Realização
de Práticas de Ressuscitação Cardiopulmonar em Adultos**

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia de Controle e Automação da Universidade Federal de Ouro Preto como parte dos requisitos para a obtenção do Grau de Engenheiro de Controle e Automação.

Orientador: Prof. Alan Kardek Rêgo Segundo
Coorientador: Prof^a. Cibelle Ferreira Louzada

Ouro Preto
Escola de Minas – UFOP
Fevereiro/2021

SISBIN - SISTEMA DE BIBLIOTECAS E INFORMAÇÃO

L576e Leocádio, Rodolfo Rocha Vieira .

Educação médica [manuscrito]: instrumentação de manequim para realização de práticas de ressuscitação cardiopulmonar em adultos. / Rodolfo Rocha Vieira Leocádio. - 2021.

90 f.: il.: color., tab..

Orientador: Prof. Dr. Alan Kardek Rêgo Segundo.

Coorientadora: Profa. Ma. Cibelle Ferreira Louzada.

Monografia (Bacharelado). Universidade Federal de Ouro Preto. Escola de Minas. Graduação em Engenharia de Controle e Automação .

1. Emergências médicas. 2. Ressuscitação cardiopulmonar (Primeiros socorros) . 3. Didática - Instrumentos e aparelhos médicos. 4. Espirometria - Testes de função respiratória. I. Louzada, Cibelle Ferreira. II. Segundo, Alan Kardek Rêgo. III. Universidade Federal de Ouro Preto. IV. Título.

CDU 681.5

Bibliotecário(a) Responsável: Maristela Sanches Lima Mesquita - CRB-1716



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE OURO PRETO
REITORIA
ESCOLA DE MINAS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA CONTROLE E AUTOMACAO



FOLHA DE APROVAÇÃO

Rodolfo Rocha Vieira Leocádio

Educação Médica: Instrumentação de Manequim para Realização de Práticas de Ressuscitação Cardiopulmonar em Adultos

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia de Controle e Automação da Universidade Federal de Ouro Preto como requisito parcial para obtenção do título de Engenheiro de Controle e Automação

Aprovada em 11 de fevereiro de 2021

Membros da banca

D.Sc. - Alan Kardek Rêgo Segundo - Orientador (Universidade Federal de Ouro Preto)
M.Sc. - Cibelle Ferreira Louzada - (Universidade Federal de Ouro Preto)
D.Sc. - Gustavo Pessin - (Instituto Tecnológico Vale)

Alan Kardek Rêgo Segundo, orientador do trabalho, aprovou a versão final e autorizou seu depósito na Biblioteca Digital de Trabalhos de Conclusão de Curso da UFOP em 08/03/2021



Documento assinado eletronicamente por **Alan Kardek Rego Segundo, PROFESSOR DE MAGISTERIO SUPERIOR**, em 08/03/2021, às 11:23, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site http://sei.ufop.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **0134989** e o código CRC **2B58D89C**.

AGRADECIMENTOS

O desenvolvimento deste trabalho só foi possível graças à cooperação de várias pessoas e instituições.

Ao Prof. Dr. Alan Kardek Rêgo Segundo, professor orientador, agradeço sua orientação e paciência.

AProf^a. Me. Cibelle Ferreira Louzada, professora orientadora, agradeço a sua participação, orientação e contribuição em ciências médicas.

A Prof^a. Dr. Olívia Maria de Paula Alves Bezerra, agradeço em especial por disponibilizar o espirômetro e a infraestrutura do Laboratório de Saúde Coletiva.

Agradeço também a Universidade Federal de Ouro Preto (UFOP), ao Laboratório de Práticas Simuladas (LAPS), ao Laboratório de Controle e Automação Multiusuário (LABCAM) e a todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

RESUMO

A realização de aulas práticas de urgências e emergências nas escolas de medicina é imprescindível à formação dos discentes. A ressuscitação cardiopulmonar é um procedimento recorrente na atuação médica e constitui-se de manobras realizadas na tentativa de reanimar uma vítima de parada cardíaca e/ou respiratória. A ressuscitação cardiopulmonar tem por finalidade fazer com que o coração e o pulmão voltem às suas funções basais, mantendo a oxigenação do cérebro. Com o avanço tecnológico proporcionado por áreas distintas, foi possível desenvolver simuladores para o treinamento de manobras de ressuscitação cardiopulmonar em manequins, prática que seria impossível de ser realizada sem risco ao paciente. Gerar feedback adequado desse treinamento é um recurso metodológico diretamente ligado à didática dos cursos de medicina e traz melhoria contínua dos profissionais dispostos à atuar na área de saúde. Este trabalho propôs-se a elaborar uma ferramenta didática para que os professores desenvolvam processos educacionais e treinamentos de ressuscitação cardiopulmonar, desempenhando situações do cotidiano em cenários simulados. Com o auxílio de manequins, já produzidos por diversas empresas, as manobras praticadas pelos profissionais de saúde foram transformadas em sinais elétricos, por meio da instrumentação do manequim. Para isso, utilizou-se um sensor para palpação do pulso carotídeo, posição das mãos, profundidade de compressão, estado da via aérea e volume de insuflação. Os três primeiros geram informações sobre as compressões torácicas e os demais, das ventilações de resgate. A plataforma Arduino foi utilizada por apresentar bom desempenho e facilidade de manuseio, com a função de interpretar os sinais elétricos gerados pelos sensores e transformá-los em dados digitais para o Visual Studio – ambiente de desenvolvimento utilizado na implementação do software da ferramenta didática. A sua principal função foi avaliar o desempenho do usuário nas manobras de ressuscitação cardiopulmonar por meio de feedback gerado a partir dos dados digitais. A instrumentação do manequim por meio dos sensores, a interface com a plataforma Arduino utilizando um escalonador de tempo real multitarefa para sistemas embarcados e o software desenvolvido alcançaram resultados que permitiram implementar a ferramenta didática para ser utilizada em treinamentos de ressuscitação cardiopulmonar. Os sensores atenderam aos requisitos, tanto em relação aos parâmetros medidos, quanto no tempo de resposta. As manobras ventilatórias foram baseadas em modelos espirométricos, o que se mostrou promissor em realismo das simulações e possibilidades de debriefing. Os requisitos de tempo real foram estabelecidos de acordo com as exigências da aplicação, tornando-se possível implementar um sistema de tempo real com

extrema confiabilidade e segurança. O software permite aos usuários realizar manobras e ao mesmo tempo corrigi-las, se necessário, uma vez que o sistema apresenta as informações num intervalo de tempo suficientemente pequeno.

Palavras-chave: Urgências e Emergências, Ressuscitação Cardiopulmonar, Simuladores, Ferramenta Didática, Modelos Espirométricos.

ABSTRACT

The realization of practical classes of urgencies and emergencies in medical schools is essential to the training of students. Cardiopulmonary resuscitation is a recurrent procedure in medical practice. Consists of the maneuvers performed in an attempt to resuscitate a victim of cardiac arrest, respiratory arrest, or both. Cardiopulmonary resuscitation aims to return the heart and lungs to their basal functions. Basal functions maintain oxygenation of the brain. Technological advancement of different science areas provided developed simulators for training Cardiopulmonary resuscitation on mannequins. It is impossible to perform that practice would be without risk to the patient. Generate adequate feedback on this training is a methodological resource directly linked to the teaching in medical courses and brings continuous improvement to professionals willing to work in the health area. This work aimed to implement a tool for teachers to develop educational processes and training, performing everyday situations in simulated scenarios. With the help of mannequins, already produced by several companies, the maneuvers practiced by health professionals were transformed into electrical signals, through the instrumentation of mannequin. For this, a sensor for palpation of the carotid pulse, hands position, depth of compression, airway status, and volume of insufflation used. The first three generate information on chest compressions and the others, on rescue breaths. The Arduino platform is used due to its performance and facility of handling, with the function of interpreting the electrical signals generated by the sensors and transforming them into digital data for Visual Studio - a development environment used in the implementation of the software. Its main function is to evaluate the user's performance in maneuvers through feedback generated from digital data. The instrumentation of the mannequin using sensors, the interface with the Arduino platform using a multitasking real-time scheduler for embedded systems, and the developed software achieved results that allowed the implementation of the didactic tool. The sensors met the requirements, both concerning the measured parameters and in the response time. Ventilatory maneuvers are based on spirometric models, with results promising to possibilities of debriefings and realism of the simulations. The real-time requirements were established according to the requisites of the application, making it possible to implement a real-time system with extreme reliability and security. The software allows users to perform maneuvers, and at the same time, correct them, if necessary since, the system presents the information in a sufficiently short time.

Keywords: Urgencies and Emergencies, Cardiopulmonary Resuscitation, Simulators, Tool for Teachers, Spirometric Models.

Sumário

1 - INTRODUÇÃO	15
1.1 - Objetivos	16
1.1.1 - Geral.....	16
1.1.2 - Específicos	16
1.2 - Contribuições	17
1.3 - Estrutura do trabalho	20
2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	21
2.1 - Manobras da RCP	21
2.2 - Equipamentos Laerdal.....	23
2.3 - Trabalhos relacionados.....	25
2.4 - Aplicações	29
3 - METODOLOGIA	31
3.1 - Descrição do manequim.....	31
3.1.1 - Sensor de palpação de pulso.....	32
3.1.2 - Sensor de estado da via aérea.....	33
3.1.3 - Sensor de posição das mãos	34
3.1.4 - Sensor de profundidade de compressão	35
3.1.4.1 - Calibração do sensor profundidade de compressão	36
3.1.5 - Sensor volume de insuflação.....	37
3.1.5.1 - Calibração para o sensor volume de insuflação	42
3.1.5.2 - Ensaios espirométricos.....	43
3.1.5.3 - Feedback espirométrico nas manobras de ventilação durante o treinamento de RCP45	
3.1.6 - Sistema Embarcado	47
3.1.7 - Sistemas de tempo real.....	47
3.2 - Software	48
4 - RESULTADO E DISCUSSÃO	49
4.1 - Instrumentação do manequim	49
4.2 - Sensor profundidade de compressão.....	50
4.3 - Sensor volume de insuflação.....	52
4.3.1 - Calibração e Validação.....	52
4.3.2 - Ensaios espirométricos.....	53
4.3.2.1 - Feedback espirométrico nas manobras de ventilação durante o treinamento de RCP58	
4.4 - Tempo real.....	59
4.5 - Arduino	61
4.6 - Software	65

5 - CONCLUSÕES.....	69
6 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	71
7 - ANEXOS.....	84
7.1 - Anexo A – Características máximas, elétricas e magnéticas do A1106EUA-T	84
7.2 - Anexo B – Características elétricas do HC-SR04.....	85
7.3 - Anexo C – Características do sensor de volume de insuflação.....	85
7.4 - Anexo D – Fator de compressibilidade para o ar.....	85
8 - APÊNDICES	86
8.1 - Apêndice A – Informações do sensor de profundidade de compressão.....	86
8.2 - Apêndice B – Código do software	86

Lista de figuras

Figura 2.1 – Esquema da PCR extra-hospitalar.....	21
Figura 2.2 – Esquema da PCR intra-hospitalar.	22
Figura 2.3 – SS do RASG.....	24
Figura 2.4 – SS do RASR.....	24
Figura 2.5 – SS do RAWSR.	25
Figura 3.1 – Rota de desenvolvimento e implementação do trabalho.....	31
Figura 3.2 – Sensor de palpação de pulso.	33
Figura 3.3 – Sensor de estado da via aérea.....	33
Figura 3.4 – Sensor de efeito Hall.	34
Figura 3.5 – Sensor posição das mãos.....	35
Figura 3.6 – Sensor de profundidade de compressão.	35
Figura 3.7 – Sensor de fluxo YF-S201.....	40
Figura 3.8 – Gráfico de volume em função do tempo gerado pelo espirômetro Koko.	44
Figura 3.9 – Componentes para calibrar o espirômetro: (a) Seringa de calibração; (b) Espirômetro de fluxo Koko modelo 313105.	45
Figura 3.10 – Rota aérea dentro do manequim.....	46
Figura 4.1 – Circuito do manequim.....	50
Figura 4.2 – Resultado da calibração estática do sensor HC-SR04.....	51
Figura 4.3 – Curva de erro do sensor YF-S201.....	53
Figura 4.4 – Resultado da validação do sensor YF-S201 com ar: (a) 300 ml; (b) 450 ml; (c) 600 ml;(d) 750 ml; (e) 900 ml;(f) 1050 ml; (g) 1200 ml;(h) 1350 ml; (i) 1500 ml;(j) 1650 ml; e (k) 1800 ml.	54
Figura 4.5 – Deadline do sistema.	60
Figura 4.6 – Exemplo de ocorrência de uma interrupção.....	61
Figura 4.7 – Tela inicial do software e aba Ensino-Compressões.....	66
Figura 4.8 – Aba Ensino-Ventilações e Treinamento-Compressões.....	67
Figura 4.9 – Aba Treinamento-Ventilações e Treinamento-Compressões/Ventilações.....	67
Figura 4.10 – Aba Simulação.	68

Lista de tabelas

Tabela 3.1 – Relação entre o comprimento do embolo e o volume fornecido pela seringa.	42
Tabela 4.1 – Medidas do sensor da Laerdal® e com o HC-SR04.	52
Tabela 4.2 – Medidas após a calibração.	53
Tabela 4.3 – R^2 dos ajustes não lineares.	55
Tabela 4.4 – Parâmetros de convergência do ajuste não linear aplicado aos resultados.	56
Tabela 4.5 – Comparação entre os resultados espirométricos do Koko e o sensor desenvolvido neste trabalho.	57
Tabela 4.6 – Medidas simultâneas dos sensores Laerdal® e YF-S201.	58
Tabela 7.1 – Características máximas absolutas.	84
Tabela 7.2 – Características elétricas operacionais.	84
Tabela 7.3 – Características magnéticas operacionais.	84
Tabela 7.4 – Características elétricas.	85
Tabela 7.5 – Características do sensor para medir vazão de água.	85
Tabela 7.6 – Valores experimentais para o fator de compressibilidade do ar.	85
Tabela 8.1 – Dados da calibração estática.	86

Abreviações

AHA – American Heart Association

ARTE – Escalonador de Tempo Real e Multitarefa

BTZ – Boltzmann's

CEP – Comitê de Ética em Pesquisa

CVF – Capacidade Vital Forçada

DEA – Desfibrilador Externo Automático

DECPA – Departamento de Clínicas Pediátricas e do Adulto

ECSA-5 – 5th International Electronic Conference on Sensors and Applications 2018

EMED – Escola de Medicina

FEF_{20-75%} – Fluxo Expiratório Forçado médio

LA – Langmuir EXT 1

LABCAM – Laboratório de Controle e Automação Multiusuário

LAPS – Laboratório de Práticas Simuladas

LG – Logistic

LM – Levenberg Marquardt

ML – Modified Langevin

ODR – Orthogonal Distance Regression

PCR – Parada Cardiorrespiratória

RCP – Ressuscitação Cardiopulmonar

RTOS - Sistema Operacional de Tempo Real

SAMU – Serviço de Atendimento Móvel de Urgência

SAV – Suporte Avançado de Vida

SBA – Sociedade Brasileira de Automática

SBAI – Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente

SBV – Suporte Básico de Vida

UFOP – Universidade Federal de Ouro Preto

USART – Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter

VEF_t – Volume Expiratório Forçado

1 - INTRODUÇÃO

O curso de Medicina da Universidade Federal de Ouro Preto (UFOP) tem seu projeto pedagógico fundamentado em diretrizes curriculares nacionais, estabelecidas em 2001 pelo Ministério da Educação, e nas diretrizes do Programa Nacional de Reorientação da Formação Profissional em Saúde (Pró-Saúde), preconizado em 2005 pelos Ministérios da Saúde e da Educação (BRASIL, 2018). O projeto pedagógico propõe uma formação integrada aos serviços públicos de saúde com o propósito de buscar respostas para as necessidades concretas da população brasileira, na produção de conhecimento e na assistência à saúde. O curso pode ser dividido nas seguintes áreas de atuação: (i) Clínica Médica; (ii) Cirurgia; (iii) Medicina de Urgência; (iv) Saúde da Mulher; (v) Saúde da Criança e do Adolescente; (vi) Saúde do Adulto e do Idoso; (vii) Saúde do Trabalhador; e (viii) Saúde Mental e Saúde Coletiva.

Recursos diversos são utilizados para tal formação, como cadáveres no estudo de anatomia humana, tecidos e órgãos humanos para o estudo de patologias e anatomia patológica, suínos para o estudo de técnicas operatórias, humanos vivos para o estudo de cardiometabolismo e estudos populacionais, animais diversos juntamente com humanos para o estudo de zoonoses, dentre outros.

Os estudos citados anteriormente não trazem prejuízo aos seres humanos utilizados como recurso metodológico. Mas quando se trata de urgências e emergências médicas isso não se aplica, uma vez que envolvem risco iminente de morte.

Há pouco tempo, práticas relacionadas a urgências e emergências eram ensinadas apenas no contexto hospitalar, durante o internato, no qual dificilmente o aluno atuava de maneira efetiva e, portanto, não eram realizados treinamentos. O cenário brasileiro foi modificado a partir de 2001, quando as diretrizes curriculares nacionais obrigaram a realização de tais práticas nas escolas de medicina do país. Com o avanço tecnológico proporcionado por áreas distintas como automação, mecânica, materiais etc., foi possível desenvolver simuladores que funcionam como seres humanos em estado grave, em risco iminente de morte ou já falecidos, o que proporciona ao estudante de medicina o treinamento de habilidades anteriormente impossível de ser realizado sem risco ao paciente.

A Ressuscitação Cardiopulmonar (RCP) é um procedimento recorrente na atuação médica e constitui-se de manobras realizadas na tentativa de reanimar uma vítima de Parada Cardiorrespiratória (PCR). A RCP tem como finalidade fazer com que o coração e pulmão voltem as suas funções basais, mantendo a oxigenação do cérebro (AHA, 2015).

Automatizar o ensino dos procedimentos de RCP nas escolas de medicina pode trazer melhoria contínua da qualidade dos profissionais ingressantes no mercado de trabalho. O treinamento prático em diversos cenários ajuda a realizar os procedimentos de forma correta sem que estes sejam ineficazes ou prejudiquem a vítima. As simulações de casos aleatórios vão incorporar experiência profissional aos diversos alunos e profissionais da área (AHA, 2015).

No presente trabalho foi realizada a instrumentação de um manequim para RCP e o desenvolvimento de um software que gera feedback das manobras realizadas. Utilizando-se sensores já disponibilizados no manequim, foi possível gerar informações sobre estado da via aérea (aberta ou fechada), palpação de pulso carotídeo (palpação correta ou não) e posição das mãos (posição correta ou errada no entorno durante as compressões). Utilizando-se os sensores ultrassônico HC-SR04 e de vazão YF-S201 foi possível gerar informações sobre a profundidade das compressões e sobre a quantidade de ar introduzida no pulmão durante as ventilações juntamente com feedback espirométrico, respectivamente. Os sinais dos sensores foram interpretados por uma placa Arduino, que os codificou e enviou ao software da ferramenta didática; este, por sua vez, apresentou as informações na forma de feedback em tempo real aos usuários.

1.1 - Objetivos

1.1.1 - Geral

Realizar a instrumentação de manequins adultos para RCP e implementar um software apto a oferecer recurso didático para o ensino, treinamento, simulação e avaliação das manobras realizadas em escolas de medicina, cursos de primeiros socorros e áreas afins.

1.1.2 - Específicos

- I. Utilizar teoria de erros na aquisição de sinais por meio de sensores.
- II. Realizar implementações utilizando sistemas de tempo real para sistemas embarcados.
- III. Modelar o princípio de funcionamento do sensor de vazão utilizando mecânica dos fluidos.
- IV. Comparar resultados do sensor de vazão com um espirometro comercial.
- V. Introduzir conceitos espirométricos na avaliação das ventilações de resgate.

- VI. Gerar feedback da RCP, de forma que o usuário corrija as manobras ao mesmo tempo em que as realiza.
- VII. Implementar um software baseado em metodologias ativas de simulação da RCP.
- VIII. Introduzir no software métodos didáticos para ensinar, praticar e avaliar as manobras da RCP.

1.2 - Contribuições

As maiores contribuições deste trabalho foram:

- Implantação de uma linha de pesquisa

A linha de pesquisa “Automação de simuladores com alta fidelidade para práticas de Suporte Básico de Vida (SBV)” foi implantada no Departamento de Clínicas Pediátricas e do Adulto (DECPA) da Escola de Medicina (EMED) da Universidade Federal de Ouro Preto (UFOP) com o objetivo de dar continuidade a esse trabalho. A interdisciplinaridade englobando Engenharia, Ciências Exatas e da Terra e Ciências da Vida justifica sua implantação. Desta forma, utilizar conceitos de engenharia e ciências exatas e da terra para implementar e automatizar tais simuladores, em conjunto com conceitos de ciências da vida, traz aperfeiçoamento contínuo aos profissionais de saúde e de forma indireta, ajuda a salvar vidas.

- Adaptação de um sensor de baixo custo para uso em espirometria

A proposta de adaptar um sensor comercial de baixo custo e incorporá-lo em manequins utilizados em treinamentos de RCP trouxe a vantagem de realizar a medida direta da quantidade de ar fornecido aos pulmões durante as ventilações de resgate. Modelos matemáticos, calibração e validação do sensor, juntamente com metrologia, inferência estatística e técnicas espirométricas foram utilizadas como base para aquisição de conhecimento científico do sistema.

- Introdução de conceitos espirométricos no feedback das ventilações de resgate

O sistema mede diretamente a variável de interesse (volume de ar) e faz referência a técnicas espirométricas na elaboração do seu modelo. Isso melhora o realismo de manequins durante o treinamento de RCP, porque estima, em tempo real, não apenas o volume de ar que entra nos pulmões, mas também a Capacidade Vital Forçada (CVF), Volume Expiratório Forçado (VEF_t) e o Fluxo Expiratório Forçado médio ($FEF_{20-75\%}$).

Para avaliar a viabilidade da introdução de conceitos espirométricos no feedback das ventilações de resgate o projeto “Validação de simulador para feedback espirométrico em tempo real em manobras respiratórias durante a ressuscitação cardiopulmonar” foi desenvolvido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Federal de Ouro Preto (UFOP), sob o parecer 3.612.514 e CAAE 17132919.8.0000.5150. A proposta é realizar a validação prospectiva do simulador com feedback espirométrico em tempo real de manobras ventilatórias enfatizando o Debriefing.

- Tempo real

A proposta do sistema de tempo real é gerenciar recursos de forma que ações praticadas em manequins sejam apresentadas em um intervalo de tempo com duração suficiente para realizar e corrigir as manobras, simultaneamente. O sistema embarcado foi baseado na plataforma Arduino, que codifica as ações realizadas no manequim Ressusci Anne® por meio de um Escalonador de Tempo Real e Multitarefa (ARTE) para executar o deadline proposto para a aplicação.

- Software

O Visual Studio é utilizado para desenvolver um software baseado em metodologia de ensino da RCP, que decodifica e apresenta as informações do sistema embarcado. Para isso, as respostas dos sensores são representadas de forma gráfica, de forma que uma pessoa observa seu desempenho enquanto realiza a manobra de RCP.

- Metodologias ativas aplicadas a simulações

O discente no centro de sua formação é a abordagem principal do projeto pedagógico do curso de Medicina (BRASIL, 2018), pois auxiliam e complementam a aula expositiva, fornecendo oportunidades de participação interativa e possibilitando a prática de procedimentos impossíveis de serem realizados no mundo real. A metodologia do sistema supervisorio utiliza o método experimental juntamente com metodologias ativas de simulação, elevando o patamar do nível de ensino, no que diz respeito a interação do discente com as disciplinas.

Como resultado desta monografia, os seguintes trabalhos foram publicados:

- Artigo no ECSA-5

A 5th International Electronic Conference on Sensors and Applications 2018 (ISSN 2504-3900) foi realizada de forma online de 15 a 30 de novembro de 2018, e a publicação pode ser acessada em <https://www.mdpi.com/2504-3900/4/1/39>. O escopo da ECSA-5 propõe contribuições referentes a quatro áreas temáticas: sensores químicos e biossensores, sensores físicos, redes de sensores e aplicações; em quatro sessões específicas: cidades inteligentes, sistemas e estruturas de sensores inteligentes, tecnologias e estrutura de monitoramento em saúde e redes de sensores e sensores vestíveis.

O trabalho intitulado “Sensor for measuring the volume of air supplied to the lungs of adult mannequins in ventilation maneuvers during cardiopulmonary resuscitation”, elaborado por Rodolfo Rocha Vieira Leocádio, Alan Kardek Rêgo Segundo e Cibelle Ferreira Louzada é uma aplicação de tecnologias e estrutura de monitoramento em saúde.

- Artigo na Sensors

A Sensors (ISSN 1424-8220; CODEN: SENSC9) é a principal revista internacional de acesso aberto, revisada por pares, sobre ciência e tecnologia de sensores. Sensors possui um fator de impacto de 3.031 e é publicado online, semestralmente pelo MDPI. O escopo do periódico abrange sensores químicos, físicos, inteligentes, remotos, ópticos, eletrônicos, biomédicos, vestíveis, biossensores, nanossensores, materiais de sensores, redes de sensores, estado da arte em tecnologias de sensores, diagnóstico de falhas & sensores, internet das coisas, comunicações e uma categoria geral.

O trabalho “A sensor for spirometric feedback in ventilation maneuvers during cardiopulmonary resuscitation training”, foi elaborado por Rodolfo Rocha Vieira Leocádio, Alan Kardek Rêgo Segundo e Cibelle Ferreira Louzada e pode ser acessado em <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/23/5095/htm>.

- Artigo no SBAI

O Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente (SBAI; ISSN: 2358-4483) é o principal evento científico em automação inteligente na América Latina, sendo patrocinado pela Sociedade Brasileira de Automática (SBA). O 14º SBAI ocorreu entre 27 e 30 de outubro de 2019 contendo 28 eixos temáticos em seu escopo: aplicações na indústria, processamento de imagens inteligente, sistemas multi-agentes inteligentes, redes neurais artificiais, otimização em sistemas de controle e automação, sistemas de controle em rede, sistemas adaptativos e de

aprendizagem, smart grids, aprendizagem de máquinas, robótica, sistemas nebulosos, sistemas embarcados, sistemas evolutivos, reconhecimento de padrões, planejamento, raciocínio e tomada de decisão inteligente, redes de sensores sem fio, redes industriais, sistemas biométricos inteligentes, educação em tópicos relacionados, controle de processos, aplicações de sistemas inteligentes em automação, sistemas elétricos e sistemas de manufatura, sistemas de manufatura, sistemas e eventos discretos, computação flexível, visão computacional, controle inteligente, teoria de controle e identificação de sistemas.

O trabalho “Sistema de tempo real aplicado a simuladores de ressuscitação cardiopulmonar”, da categoria sistemas embarcados, foi elaborado por Rodolfo Rocha Vieira Leocádio, Alan Kardek Rêgo Segundo e Cibelle Ferreira Louzada e pode ser acessado em <https://proceedings.science/sbai-2019/papers/sistema-de-tempo-real-aplicado-a-simuladores-de-ressuscitacao-cardiopulmonar>.

1.3 - Estrutura do trabalho

No capítulo 2 é apresentada uma revisão bibliográfica sobre as diretrizes básicas acerca dos procedimentos para uma correta realização de RCP, alguns manequins comercializados para esta finalidade e o que tem sido desenvolvido por diversos pesquisadores ao longo dos anos, além de suas aplicações.

A metodologia para execução do trabalho é descrita no capítulo 3. Os sensores utilizados na instrumentação do manequim são descritos, bem como sua modelagem, calibração e validação. Conceitos de espirometria também são apresentados conforme publicado em Leocádio et al. (2018) e Leocádio et al. (2019a). Por fim, a plataforma Arduino, o Visual Studio e conceitos de sistemas de tempo real são apresentados conforme publicado em Leocádio et al. (2019b).

No capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos. Já no capítulo 5 os resultados são discutidos. Finalmente, no capítulo 6, são apresentadas as conclusões deste trabalho e as perspectivas para trabalhos futuros. Anexos e apêndices relevantes para compor este trabalho estão disponibilizados nos capítulos 7 e 8, respectivamente.

2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Aqui é apresentada a descrição das manobras realizadas durante a RCP de acordo com as diretrizes da American Heart Association – AHA (2015); dos equipamentos que já foram desenvolvidos para esta finalidade pela empresa Laerdal, especializada em simuladores; e de trabalhos que foram e/ou estão sendo desenvolvidos por pesquisadores.

2.1 - Manobras da RCP

O atendimento de todos os pacientes após uma PCR converge para o hospital. Pacientes que tem uma PCR extra-hospitalar dependem da assistência da comunidade. Os socorristas leigos precisam reconhecer a PCR, pedir ajuda, iniciar a RCP e aplicar o Desfibrilador Externo Automático (DEA) até que a equipe de Serviço de Atendimento Móvel de Urgência (SAMU) chegue ao local e assuma os cuidados, para em seguida transportar o paciente para um pronto-socorro, onde ocorrerá a continuidade do tratamento. Um esquema deste processo é ilustrado na Figura 2.1.



Figura 2.1 – Esquema da PCR extra-hospitalar.

Fonte: Adaptada de AHA (2015).

Por outro lado, os pacientes que tem uma PCR intra-hospitalar dependem de um sistema de monitorização adequado para evitar a evolução de um quadro para a PCR. Ao ocorrer uma PCR os pacientes dependem da interação harmoniosa dos vários departamentos e serviços da instituição e de um time multidisciplinar de profissionais, que inclua médicos, enfermeiros, fisioterapeutas, entre outros. Um esquema deste processo é ilustrado na Figura 2.2.



Figura 2.2 – Esquema da PCR intra-hospitalar.
Fonte: Adaptada de AHA (2015).

De acordo com a AHA (2015) e AHA (2018), os principais elementos de Suporte Básico de Vida (SBV) aplicados a adultos, que são os mesmos aplicados a adolescentes, são organizados nos seguintes passos:

- i. Verificar se o local possui segurança para os socorristas e a vítima. Caso não seja constatada a segurança do local, proceder de forma a tornar o local seguro antes de seguir adiante.
- ii. Verificar se a vítima responde. Caso a vítima não responda, gritar por ajuda para alguém próximo, acionar o SAMU. Se possível, obter um DEA e equipamentos de emergência (ou pedir para alguém fazê-lo).
- iii. Verificar a ausência de respiração ou *gasping*, ou seja, respiração agônica, e verificar também o pulso, simultaneamente e em menos de dez segundos. Caso observe que há respiração normal com pulso, executar o quarto passo. Caso observe que não há respiração normal, mas o pulso está palpável, executar o quinto passo. Caso observe que não há respiração normal e nem pulso palpável, executar o sexto passo.
- iv. Monitorar a vítima até a chegada do SAMU.
- v. Administrar ventilações de resgate, ou seja, uma respiração a cada cinco ou seis segundos (10 a 12 respirações por minuto). Após dois minutos, ativar o SAMU caso ainda não o tenha feito. Continuar as ventilações de resgate e verificar o pulso a cada dois minutos; na ausência de pulso, iniciar o sexto passo. A essa altura, em todos os cenários, o SAMU já foi acionado e o DEA e os equipamentos de emergência já estão a caminho.
- vi. Iniciar a RCP com ciclos de trinta compressões e duas ventilações (30:2). As compressões devem ser contínuas, a uma frequência de cem a cento e vinte por minuto. Administrar uma ventilação a cada seis segundos, ou seja, dez respirações por minuto. A profundidade de compressão deve ser no mínimo cinco centímetros e não deve

exceder seis centímetros. As duas mãos devem ser posicionadas sobre a metade inferior do esterno. Esperar o retorno total do tórax após cada compressão, não se apoiar sobre o tórax após cada compressão e, por fim, limitar as interrupções nas compressões torácicas a menos de dez segundos. Uma ventilação eficiente deve fornecer quinhentos mililitros de ar aos pulmões por meio de respiração boca a boca ou utilizando dispositivos para este fim.

- vii. Conectar o DEA à vítima para verificar seu ritmo cardíaco. Se o ritmo for chocável, o oitavo passo é executado; caso contrário o nono passo que é executado.
- viii. Aplicar o choque através do DEA. Reiniciar a RCP imediatamente por cerca de dois minutos, até ser avisado pelo DEA para verificação do ritmo. Continuar até que a equipe de Suporte Avançado de Vida (SAV) assuma ou até que a vítima comece a se movimentar.
- ix. Fazer o mesmo do oitavo passo, porém, o DEA não aplicará o choque.

As diretrizes da AHA (2017) e AHA (2018) para SBV em adultos modificaram as orientações para os socorristas leigos, em relação ao que era preconizado pela AHA (2015) - socorristas leigos devem aplicar somente compressões torácicas com ou sem assistência de atendentes, para casos de PCR extra-hospitalar.

2.2 - Equipamentos Laerdal

A empresa Laerdal disponibiliza três equipamentos para simulações de RCP em adultos. O Resusci Anne Skill Guide® – RASG, o Resusci Anne Skill Reporter® – RASR e o Resusci Anne Wireless Skill Reporter® – RAWSR.

O RASG contém em seu interior um sensor de posição das mãos, um sensor de profundidade de compressão e um sensor de volume de insuflação. Estes sinais são interpretados por um microcontrolador e traduzidos ao usuário por meio de um Sistema Supervisório – SS em forma de painel.

O SS do RASG é mostrado na Figura 2.3. Quando o volume do pulmão alcança 500ml, a luz verde acende. Se o volume do pulmão excede 800ml, a luz laranja acende. A luz vermelha indica uma insuflação rápida demais. Ao pressionar a área externa pelo menos a 38mm, a luz verde acende; se a compressão excede 51mm, a luz laranja acende. A luz vermelha se ativará se o tórax for pressionado colocando as mãos fora da área correta. Se o SS está ligado e a luz

vermelha está acesa indicando posição incorreta das mãos, o SS não está conectado ao manequim.

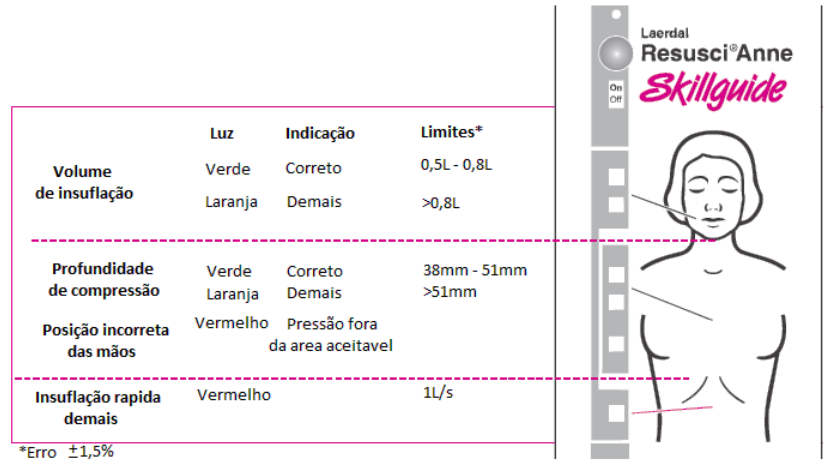


Figura 2.3 – SS do RASG
Fonte: Adaptada de Laerdal (2010).

O RASR contém em seu interior, além dos mesmos sensores do RASG, um sensor de comprovação do pulso. Estes sinais também são interpretados por um microcontrolador e traduzidos ao usuário por meio de outro SS em forma de painel.

O SS do RASR é mostrado na Figura 2.4. O volume de ventilação é apresentado na forma de um gráfico de barras com luzes de diferentes cores. Entre zero e 500ml luzes amarelas se acendem, indicando volume de ventilação insuficiente; entre 500 e 800ml luzes verdes se acendem, indicando volume de ventilação suficiente; se excede 800ml luzes vermelhas de advertência se acendem, indicando volume de ventilação excessivo. Se a ventilação for rápida demais, uma luz de advertência vermelha se acenderá.

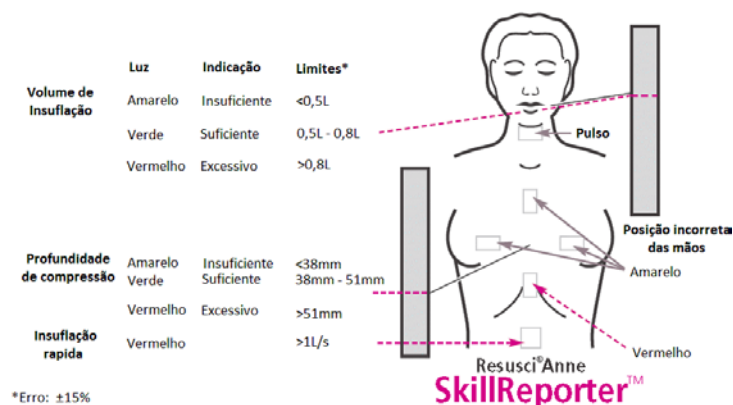


Figura 2.4 – SS do RASR.
Fonte: Adaptada de Laerdal (2010).

A profundidade de compressão é apresentada na forma de um gráfico de barra com luzes de diferentes cores. Entre zero e 38mm luzes amarelas se acendem, indicando profundidade de compressão insuficiente; entre 38 e 51mm luzes verdes se acendem, indicando profundidade de compressão suficiente; se excede 51mm, luzes vermelhas se acendem, indicando profundidade de compressão excessiva. Luzes amarelas se ativam se a compressão do peito foi realizada fora da área correta em um dos lados ou na parte superior do tórax. Uma luz vermelha se acende se a compressão do peito foi realizada fora da área correta, na parte inferior do tórax. Uma luz verde se ativa quando o pulso é apalpado sobre qualquer um dos lados da garganta.

Observe que os parâmetros destes equipamentos estão em acordo com as diretrizes de 2010, portanto estão desatualizados. A atualização destes manequins foi disponibilizada com o RAWSR juntamente com um software, desejando ser uma solução completa de treinamento em RCP de qualidade e fácil uso, mostrado na Figura 2.5. O software possui opções de supervisão para múltiplos manequins e retorno de desempenho em tempo real, que ajudará treinar vários alunos em um ambiente real de trabalho.



Figura 2.5 – SS do RAWSR.

Fonte: Laerdal (2013).

2.3 - Trabalhos relacionados

Patrick& Eisenberg (1972) foram pioneiros em automatizar manequins de RCP. Utilizando uma Resusci Anne®, desenvolveram sensores de compressão e ventilação utilizando lógica digital e contatos normalmente abertos; monitorizaram com painel de mostradores ou lâmpadas indicadoras. Os painéis exibiam indicações de insuficiente, aceitável e acima do aceitável. Em seus estudos concluíram que o uso desses medidores limitava a avaliação da técnica de RCP a observações visuais complexas realizadas pelo instrutor, que deve monitorar constantemente o aluno e os medidores. Concluíram também

que o treinamento do aluno é prejudicado quando este realiza o treinamento somente visualizando seu desempenho, portanto, parte do treinamento deverá ser realizado “às cegas”.

Em seus estudos, Bankman et al. (1990) concluíram que todos os manequins para treinamento de RCP disponíveis eram construídos utilizando uma mola simples sem amortecimento, resultando em um modelo de tórax humano inadequado. Portanto, os manequins deveriam ter um elemento viscoso que forneça amortecimento ao sistema. Já Gruben et al. (1990) desenvolveram um sistema portátil para medir a força aplicada ao osso externo, o deslocamento tridimensional e as pressões vasculares resultantes durante a RCP manual em humanos. O estudo relacionado ao desenvolvimento do sistema concluiu que o manequim de RCP, Resusci Anne®, representa um modelo simplificado que reproduz satisfatoriamente o tórax humano.

Assim, Nysæther et al. (2008), na tentativa de tornarem os manequins mais realistas, construíram um dispositivo massa-mola com amortecimento viscoso a ar, contendo oito molas substituíveis para simular diferentes tórax humanos. Dessa forma a rigidez do tórax é mais representativa aos pacientes com PCR encontradas no campo e, portanto, a amplitude da força necessária para comprimir esses manequins é mais realista.

Em um sistema linear massa-mola, o tórax retorna rapidamente, enquanto num sistema amortecido, o tórax retorna com um movimento mais suave e lento, sendo mais representativo de um tórax humano. O tórax amortecido também fornece menos energia de retorno ao socorrista durante a fase de liberação da compressão. Isso pode tornar as compressões mais exaustivas e, portanto, mais realistas.

Na concepção dos manequins, simular a gama de rigidez não-linear encontrada na população e também incluir um efeito de amortecimento os tornaria mais realistas. Existem outras características de tórax que não foram modelados neste trabalho. O manequim é potencialmente útil para pesquisas e treinamentos de RCP mais avançado, com propriedades de tórax mais realistas que abrangem várias rigidezes de tórax encontradas na população.

Por fim, Xie et al. (2009) observaram que o tórax não se comporta como um modelo massa-mola linear, por exibir amortecimento durante as compressões torácicas. Os autores propuseram, então, um modelo contendo um amortecedor mecânico no interior da mola conseguindo simular de forma perfeita um tórax humano. Os trabalhos citados conseguiram aperfeiçoar os manequins destinados a RCP.

Gilly et al. (2000) desenvolveram um protótipo de tórax humano para RCP utilizando extensômetro como sensor de força aplicada sobre o tórax. O protótipo foi monitorizado por um software que não permite ao usuário interagir com a simulação, utilizado apenas como SS.

Lichter et al. (2009) desenvolveram um software interativo audiovisual utilizado em parceria com o RASR. Testou sua eficácia treinando profissionais de saúde diversos, utilizando seu software e comparando com outros treinados sem utilizar o software. Concluiu uma melhora razoável nos procedimentos da RCP em socorristas que treinaram utilizando o software.

Li et al. (2011) desenvolveram um painel semelhante ao do RASR, possuindo algumas opções de visualização em displays de sete segmentos não implementadas anteriormente. As opções são frequência de compressões, número total de ventilações e compressões, tempo de simulação e número de acertos.

Song& Chee (2011) desenvolveram um método para medir a profundidade das compressões utilizando dois acelerômetros, um posicionado na parte anterior do tórax e outro na parte posterior, obtendo resultados praticamente iguais aos obtidos no RASR.

Hofmann& Edelmann (2012) discorrem que o volume de ventilação recomendado é aproximadamente 10ml por quilograma de peso corporal e a profundidade de compressão é no mínimo de 50mm. A qualidade da ventilação melhora ao longo do tempo enquanto a taxa de compressão e a profundidade diminuem. O uso de um sistema de feedback ajuda a manter a velocidade certa e a profundidade de compressão e pode ser utilizado um sensor de ultrassom na implementação dos manequins.

Villagomez et al. (2011) desenvolveram um simulador de paciente com um sensor nas vias aéreas que é capaz de detectar qualquer obstrução, alterar seus parâmetros fisiológicos através de um controle remoto e gerar feedback em tempo real para o instrutor e aluno por meio de um software online parecido com o desenvolvido para o RAWSR.

Gohier et al. (2013) apresentaram o desenvolvimento de um dispositivo com feedback em tempo real para compressões em uma superfície macia durante a RCP, usando sensores de força e dois acelerômetros integrados a um painel que fornece a estimativa precisa da profundidade de compressão, sem considerar o retorno do tórax. O aparato experimental é composto por uma cama hospitalar com colchão, simulando diversas situações de SAV. Todos os testes foram realizados utilizando o manequim para treinamento de RCP Little Anne® e os dados foram importados para o Matlab®.

Ribeiro et al. (2014) desenvolveram um jogo para ser usado como um complemento ao treinamento de RCP, a fim de ajudar a memorizar os procedimentos de SBV e algumas de suas especificidades. O ambiente do jogo ocorre fora de um hospital e não utiliza recursos físicos (manequins, por exemplo). O jogo é baseado em uma máquina de estados finitos e inclui dois modos para jogar, modo de treinamento e modo de avaliação. No modo de treinamento, o usuário pode treinar as diferentes manobras da RCP; já no modo de avaliação, os usuários podem avaliar seus conhecimentos. O jogo está integrado ao debriefing, que ajuda o jogador a estabelecer conexões significativas entre a experiência do jogo e a realidade, potencializando assim a transferência de conhecimento e habilidades. O debriefing pode promover o aprendizado ativo, desconstruindo a experiência, explorando respostas alternativas e ligando as observações e experiências do mundo virtual às do mundo real.

Seguindo a linha de transformar a RCP em jogo, Applegate et al. (2015) apresentaram aos alunos um treinamento usando uploads móveis de pontuação, feedback direto através de um manequim de RCP e “*gamification*” através de uma tabela de classificação online competitiva e de níveis de dificuldade cada vez maiores. A informação recolhida estabelece a melhor maneira de usar essas técnicas ao ensinar RCP nas escolas. Os alunos reagiram positivamente à proposta de usar game e aplicativos móveis de pontuações para manequins de feedback direto para criar quadros de classificação para treinamento em RCP.

A partir destas ideias, Latif et al. (2017) concluíram que o jogo leva a melhora no aprendizado da RCP, a maioria dos jogadores ficaram emocionalmente ligados ao jogo, oferecendo o seu melhor para salvar a vítima e alguns até ficaram tristes quando a vítima morreu.

Loconsole et al. (2016) desenvolveram um método para estimar com precisão a profundidade e a taxa de compressão durante o treinamento de RCP por meio de sensores comerciais RGB-D, ou seja, câmera de cores VGA, sem exigir uma tecnologia de rastreamento esquelético. Um feedback de qualidade é fornecido em tempo real ao socorrista através de uma interface imersiva semelhante a um jogo, com a perspectiva de visão em primeira pessoa num cenário virtual 3D.

Uma característica importante do sistema é que o manequim não precisa ser automatizado, nem ter forma humana e não precisa ser construído para esta finalidade. A profundidade e a taxa de compressões são fornecidas para o socorrista por um feedback visual durante a sessão, contendo: número total de compressões, pausas, compressões válidas, compressões baixas / altas / profundidade (versão incompleta), tempo total da sessão, média

de taxa de compressão / profundidade e desvio padrão, gráfico temporal da profundidade / taxa de compressão.

Ferreira et al. (2017) desenvolveram um software que é um “sistema de avaliação de treinamento de RCP”, onde o instrutor tem o monitoramento de força, ângulo e frequência das compressões realizadas em um manequim básico da Laerdal® posicionado sobre uma balança comercial para vídeo games Nintendo Wii conectada a um computador ou dispositivo móvel.

2.4 - Aplicações

A interrupção súbita das funções cardiopulmonares constitui um desafio para a medicina. Representa uma emergência médica extrema, cujos resultados serão a lesão cerebral irreversível ou a morte, caso as medidas adequadas para restabelecer o fluxo sanguíneo e a respiração não sejam realizadas adequadamente. Sabe-se que o tempo de atendimento ao paciente vítima de PCR é fundamental para a sua sobrevivência. Assim, é muito importante que os profissionais da área de saúde se sintam preparados para atuar nas manobras.

É fundamental que os profissionais adquiram habilidades que os possibilitem atuar de maneira rápida e eficiente durante o atendimento ao paciente. As habilidades necessárias para a realização de uma RCP dependem do domínio do conhecimento (habilidades cognitivas), uma excelente habilidade motora e de habilidade afetiva, visto que o uso apropriado de sentimentos e emoções é de fundamental importância neste momento.

A PCR é um quadro possível de acontecer em qualquer especialidade clínica e por isso pode ocorrer em qualquer unidade hospitalar, que precisa estar equipada e com equipes preparadas para tal atendimento. Para a melhoria das condições no atendimento ao paciente vítima de PCR, o profissional deverá desenvolver ações contínuas de treinamento, reciclagem e discussões constantes dentro de sua equipe de trabalho.

Os treinamentos em RCP devem ser constantes, visto que a literatura recomenda um tempo de reciclagem não superior a três meses, considerando também que as recomendações da AHA (2015) incentivam os programas de reciclagem dos profissionais de saúde em menor intervalo de tempo. Uma das formas de treinamento mais eficaz e diretamente relacionada à realidade do atendimento são simulações com diversos cenários de emergência, que é alvo deste trabalho.

Após pesquisar as principais fontes de dados acerca do que vem sendo desenvolvido nesta área, constatou-se que este trabalho engloba vários assuntos discutidos e é o primeiro a ser desenvolvido voltado para área de educação médica, com a vantagem de poder ser utilizado

também de forma mais abrangente (em simulações, por exemplo), sem apresentar características de sistema dedicado. Assim, acredita-se, considerando a forma que foi implementado o software objetivo, que este trabalho seja inédito.

3 - METODOLOGIA

Neste capítulo são apresentados, de forma detalhada, os recursos utilizados para implementação, visando utilizar e/ou adequar (quando necessário) os equipamentos necessários à aplicação proposta. No fluxograma exibido na Figura 3.1, mostra-se a rota adotada para o desenvolvimento e implementação deste trabalho.

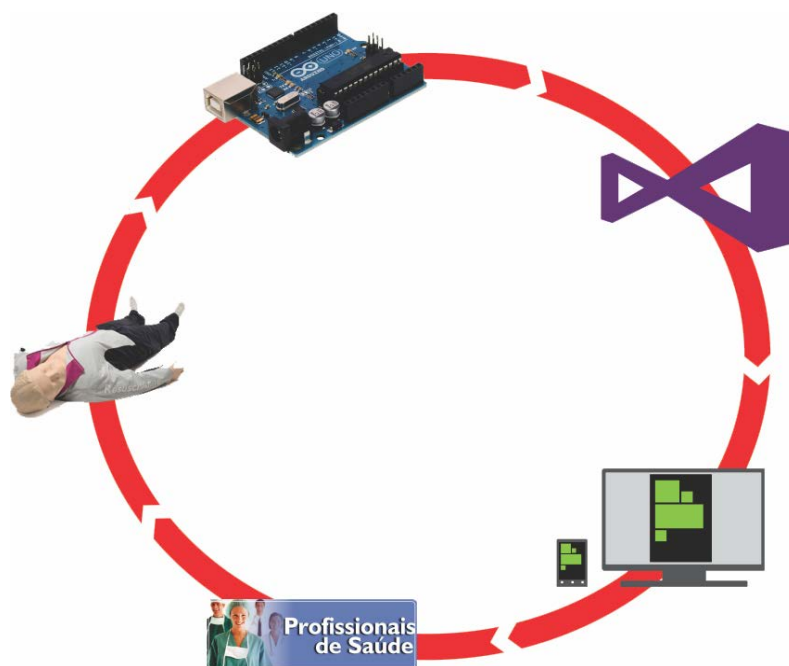


Figura 3.1 – Rota de desenvolvimento e implementação do trabalho.

A rota apresentada na Figura 3.1 coloca os profissionais de saúde como elo cíclico da corrente. Os profissionais de saúde treinam seus conhecimentos em um manequim automatizado, que por sua vez transforma os procedimentos nele realizados em sinais elétricos para serem interpretados pelo Arduino. O Arduino troca informações com o software implementado em Visual Studio, que decodifica essas informações em linguagem usual aos profissionais de saúde. Estes, por sua vez, recebem as informações e se adaptam com o objetivo de corrigir seus pontos fracos. O ciclo se repete até que o profissional de saúde realize as manobras de maneira satisfatória.

3.1 - Descrição do manequim

Os profissionais de saúde utilizam manequins em aulas, treinamentos e outras capacitações, com o objetivo de aprender e treinar as manobras de RCP. O manequim

automatizado tem como objetivo codificar as ações externas aplicadas para serem interpretadas pelo sistema embarcado (Leocádio et al., 2019b).

Neste trabalho, foi utilizado o manequim RASR, com algumas modificações para atender ao objetivo do estudo. A escolha desse manequim se justifica por ele ser o mais completo em termos de automação para aplicações de RCP.

Os procedimentos realizados durante as manobras estão de acordo com as normas da AHA (2015), AHA (2017) e AHA (2018). O manequim contém em seu interior um sensor de estado da via aérea, um sensor de palpação de pulso, um sensor de posição das mãos e um sensor de profundidade de compressão e volume de insuflação.

Esse conjunto de sensores foi desenvolvido para treinamento das diretrizes de SBV do ano de 2010. Para atender as diretrizes atuais, o último sensor foi substituído por outros dois sensores. A profundidade de compressão até 2015 era de 38 a 51mm, e a partir daí foi atualizada para 50 a 60mm. O sensor contido no manequim somente realizava medidas até aproximadamente 60mm de profundidade e, assim, não havia como simular uma compressão mais profunda, o que causaria lacerações ao coração e consequentemente comprometeria a função do feedback. O novo sensor alcança até 80mm e, portanto, consegue simular compressões mais profundas.

A novidade na instrumentação do manequim foi a utilização do sensor ultrassônico HC-SR04 como sensor de profundidade de compressão, do sensor de vazão YF-S201 como sensor de volume de insuflação, e da plataforma Arduino como sistema embarcado de tempo real. A utilização do YF-S201 ainda trouxe vantagens de realizar a medida direta do ar que entra no pulmão considerando parâmetros espirométricos.

3.1.1 - Sensor de palpação de pulso

O sensor de palpação de pulso é exibido na Figura 3.2a e b, contendo os detalhes sobre o pulso direito (PD) e o pulso esquerdo (PE), respectivamente. O sensor é constituído por contatos normal aberto (NA), utilizando polímero flexível, posicionados abaixo da artéria carotídea; e possui trilhas compostas por polímero condutor iônico, também flexível, para não perder a forma anatômica do pescoço (Leocádio et al., 2019b).

O objetivo deste sensor é informar se o socorrista está aferindo o pulso carotídeo. Um tempo de 100ms para atualizar o estado do PD e PE, considerando o tempo da percepção

humana, é adequado para a aplicação. Portanto, foi considerado como o requisito de tempo real para a palpação do pulso carotídeo.

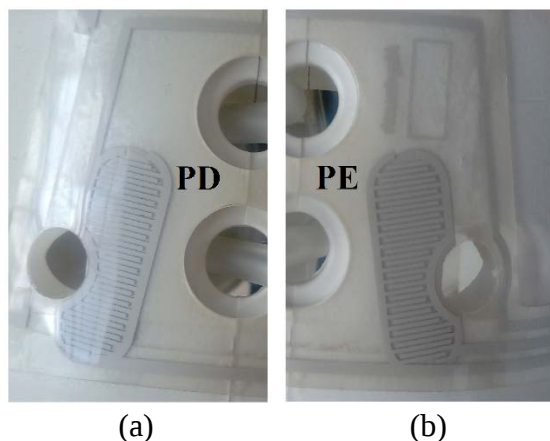


Figura 3.2 – Sensor de palpação de pulso.

3.1.2 - Sensor de estado da via aérea

O sensor de estado da via aérea é exibido na Figura 3.3. Na Figura 3.3a pode-se visualizar a parte posterior do dispositivo, que se movimenta quando a via aérea é aberta; a parte anterior está na Figura 3.3b. Já na Figura 3.3c é apresentada a situação de chave aberta no sensor, ou seja, via aérea aberta. O sistema possui um sensor de efeito HallA1106EUA-T, para detecção dos estados da via aérea. Vale ressaltar que o objeto circular cinza apresentado na Figura 3.3c é um ímã, cujo campo magnético não atravessa perpendicularmente o sensor. Na Figura 3.3d é apresentada a situação de chave fechada no sensor, ou seja, via aérea fechada. Logo, o campo magnético atravessa perpendicularmente o sensor, acionando-o (Leocádio et al., 2019b).

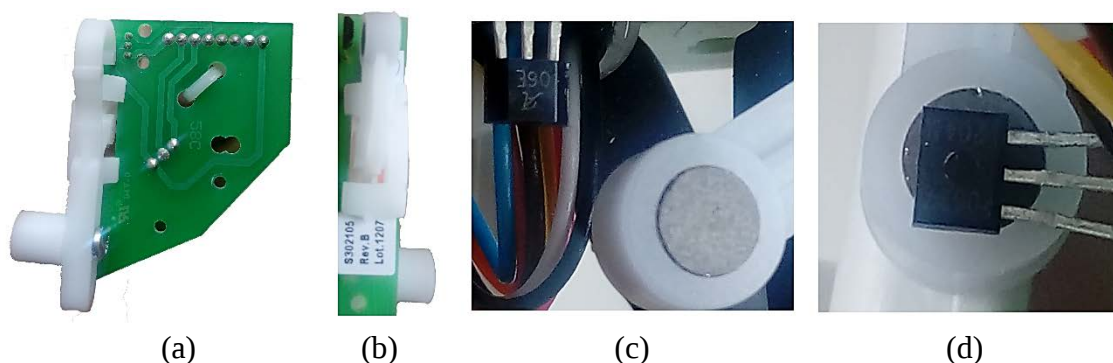


Figura 3.3 – Sensor de estado da via aérea.

O objetivo do sensor é gerar informação sobre o estado da via aérea (aberta ou fechada), durante a realização de ventilações de resgate. Esta etapa possui o mesmo requisito de tempo real do anterior.

O sensor A1106EUA-T é uma chave de efeito Hall com regulador de tensão, gerador Hall de tensão, amplificador de pequenos sinais, gate Schmitt Trigger e transistor de saída CMOS. Na Figura 3.4a explica-se a identificação do componente e a figura 3.4b mostra a identificação da pinagem do mesmo para um encapsulamento UA (Microsystems, 2016). O regulador de tensão integrado permite uma operação de 3,8 a 24V. Suas características máximas (tabela 8.1), elétricas (tabela 8.2) e magnéticas (tabela 8.3) estão dispostas no anexo A.

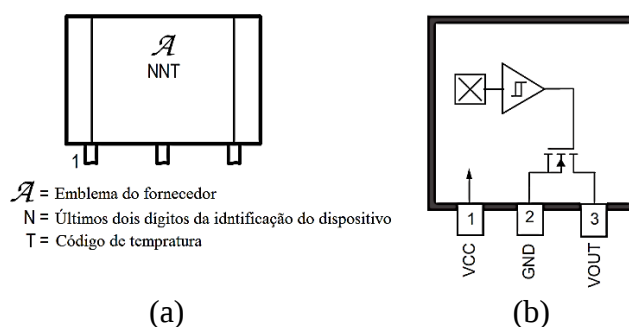


Figura 3.4 – Sensor de efeito Hall.
 Fonte: Adaptada de Microsystems (2016).

3.1.3 - Sensor de posição das mãos

O sensor de posição das mãos é exibido na Figura 3.5. Vale a pena ressaltar que o objeto apresentado na Figura 3.5a é a replica anatômica das costelas de um adulto e serve para orientar o aluno onde deve posicionar suas mãos para realizar RCP. Na Figura 3.5b, apresenta-se a parte posterior do objeto, e mostra onde o sensor é posicionado e fixado. Já na Figura 3.5c, mostra-se o elemento sensor, composto por vários contatos dispostos estrategicamente. Por fim, os contatos NA com suas identificações são apresentados na Figura 3.5d (Leocádio et al., 2019b).

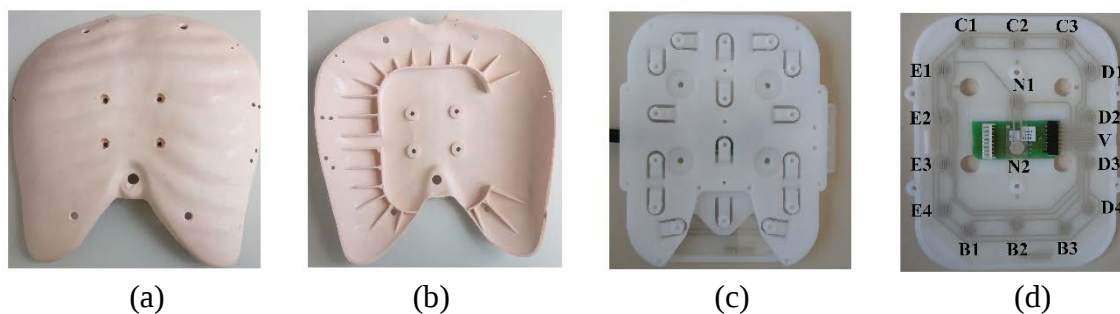


Figura 3.5 – Sensor posição das mãos.

Este sensor tem o objetivo informar se o socorrista tem suas mãos posicionadas corretamente enquanto realiza a manobra de compressão. Os contatos E1-4 identificam mãos posicionadas à esquerda. O mesmo acontece com os contatos D1-4 (direita), C1-3 (cima), B1-3 (baixo) e N1-2 (mãos posicionadas corretamente). Por último, V identifica se há peso sobre o tórax, para que não ocorra ventilações e compressões simultâneas. Esta etapa também possui o mesmo requisito de tempo real dos sensores anteriores para cada agrupamento de contatos.

3.1.4 - Sensor de profundidade de compressão

O módulo ultrassônico HC-SR04, exibido na Figura 3.6, mede distâncias de 2 a 400cm sem contato com a peça móvel e apresenta incerteza de medição de até 3mm. O módulo foi posicionado anatomicamente abaixo do órgão cardíaco para medir a profundidade de compressão do tórax (Leocádio et al., 2019b).



Figura 3.6 – Sensor de profundidade de compressão.

Cada módulo inclui um transmissor e um receptor ultrassônicos, juntamente com um circuito de controle. Quando um pulso de 10 μ s chega no gatilho, o transmissor do módulo envia 8 ciclos de ultrassom a 40kHz, que é refletido pelo objeto e recebido de volta pelo módulo no pino “Echo”. O fabricante sugere usar um ciclo de medição de no mínimo 60ms entre as medições para evitar erros, o que define, assim, o requisito de tempo real do sensor. Os parâmetros elétricos do módulo (tabela 8.4) estão dispostos no anexo B.

Para calcular a distância do objeto até o módulo, utiliza-se

$$d = \frac{t}{58}, \quad (3.1)$$

em que d é a distância em centímetros, e t é o tempo que o eco permanece em nível lógico alto.

Para obter d em polegadas:

$$d = \frac{t}{148}. \quad (3.2)$$

3.1.4.1 - Calibração do sensor profundidade de compressão

Calibrar consiste em submeter um sistema de medição a valores conhecidos do objeto medido (mensurando), em condições bem definidas, e avaliar sua resposta. As repetições e os diferentes valores do mensurando podem variar conforme o objetivo da calibração. Porém, os valores das medidas devem ser conhecidos e apresentar incertezas sempre melhores que as incertezas esperadas para o sistema que está sendo calibrado.

Quando são utilizados padrões da grandeza a ser medida, aplicados sobre o sistema de medição a calibrar, aplica-se a calibração direta. O padrão utilizado é composto por uma ou um conjunto de medidas materializadas. Neste caso, é necessário dispor de uma coleção de padrões suficientemente completa para cobrir a faixa de medição do instrumento. Embora a aquisição e manutenção de um conjunto amplo de medidas materializadas possua um alto custo, as medidas materializadas são muito estáveis, preservando suas características metrológicas por longos períodos.

Para certas grandezas, não existem medidas materializadas. Para outras, não seria prático utilizá-las. Nesses casos, utiliza-se o método de calibração indireta. Nesse método a estimativa da incerteza associada ao resultado de medições deve ser calculado por uma equação que relaciona duas ou mais medidas associadas a diferentes características do mensurando. Essas medidas devem ser realizadas com instrumentos de referência que possuem incerteza de medição da ordem 0,1 vezes em relação ao instrumento que se deseja calibrar.

Calibrações estáticas podem ser realizadas pelo método indireto, desde que as características do sistema de medição padrão e da infraestrutura de calibração assim os permitam. A calibração estática tem por objetivo levar o instrumento de medição a uma condição de desempenho e ausência de erros sistemáticos, adequados ao seu uso.

Para que o resultado da medição, incluindo sua incerteza, possa ser determinado, é necessário dispor de um modelo matemático que relacione as grandezas de entrada com o

valor do mensurando. Quando medições repetidas de um mensurando invariável são realizadas, as indicações obtidas apresentam variações em função do erro aleatório e não é possível prever exatamente o valor da próxima indicação. Isso é caracterizado por variáveis aleatórias, portanto, somente o modelo matemático não é suficiente, sendo necessário dispor também de um modelo estatístico (Júnior& Sousa, 2008).

3.1.5 - Sensor volume de insuflação

A análise do comportamento de qualquer material contido em uma região finita do espaço, volume de controle, resolve muitos problemas envolvendo a mecânica dos fluidos (Munson et al., 2004). O teorema do transporte de Reynolds garante que a taxa de variação temporal da massa de um sistema seja igual à soma da taxa de variação temporal da massa no volume de controle (CV) com o fluxo líquido de massa através da superfície de controle (CS), ou seja,

$$\frac{DM_{sis}}{Dt} = \frac{\partial}{\partial t} \int_{CV} \rho dV + \int_{CS} \rho \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} dS, \quad (3.3)$$

onde M_{sis} é a massa do sistema (kg), ρ é a massa específica do fluido (kg/m^3), V é o volume de controle (m^3) e $\mathbf{v}$ é o vetor de velocidade perpendicular à área diferencial dS (m/s).

Usando o princípio da conservação de massa para um sistema, a derivada material da massa do sistema é:

$$M_{sis} = \int_{sis} \rho dV, \quad (3.4)$$

portanto,

$$\frac{DM_{sis}}{Dt} = 0. \quad (3.5)$$

Em regime permanente, as propriedades em qualquer ponto do sistema permanecem constantes ao longo do tempo, portanto:

$$\frac{\partial}{\partial t} \int_{CV} \rho dV = 0. \quad (3.6)$$

Aplicando (3.5) e (3.6) a (3.3) e somando todas as contribuições diferenciais existentes na superfície de controle, obtemos o fluxo líquido de massa no volume de controle, ou seja,

$$\int_{CS} \rho \mathbf{v} \cdot \mathbf{n} dS = \sum \dot{m}_O - \sum \dot{m}_I = 0. \quad (3.7)$$

Considerando que a entrada do sensor em questão possui as mesmas características da saída, ou seja, $S_I = S_O$, e aplicando a Equação (3.5) ao seu volume de controle, concluímos que:

$$\dot{m}_I = \dot{m}_O. \quad (3.8)$$

Uma expressão amplamente usada para avaliação do fluxo de massa $\dot{m}$ (kg/s), em uma seção da superfície de controle com área S (m²), é;

$$\dot{m} = \rho Q = \rho S v, \quad (3.9)$$

onde Q é o fluxo de volume (m³/s) e v é o vetor de velocidade perpendicular à área S (m/s).

Podemos analisar adequadamente muitos problemas de mecânica dos fluidos, considerando um volume de controle fixo e não deformável. Além disso, considerar uma distribuição uniforme da massa específica do fluido em cada seção do fluxo (dos fluxos compressíveis) permite que variações específicas de massa ocorram apenas de uma seção para outra.

Substituindo (3.9) em (3.8), obtemos:

$$v_I = \frac{\rho_O}{\rho_I} v_O. \quad (3.10)$$

Um gás ideal pode ser caracterizado por possuir um grande número de moléculas esféricas com massa maior que zero e volume individual desprezível, quando comparado ao volume que as contém (Ribeiro & Teixeira, 2008). Assim, as evidentes propriedades macroscópicas de um gás ideal são consequências, principalmente, do movimento independente das moléculas como um todo.

Em várias condições, os gases desviam-se da idealidade, caracterizando-se como um gás real, constituído por partículas dotadas de movimento caótico e sujeitos às forças de atração de longa distância e forças de repulsão a curta distância. É importante conhecer a faixa de massa específica na qual uma equação ideal de gás descreve o comportamento de um gás real com precisão adequada. Também é importante saber quanto o comportamento de um gás real pode se desviar do gás ideal a uma dada pressão e temperatura. Essa informação se origina do fator de compressibilidade Z . Quando é um gás ideal ($Z = 1$), a distância de Z da unidade é uma medida do desvio de comportamento do gás real em relação ao previsto pela equação de gás ideal (Halliday et al., 2009a):

$$PV = nRT, \quad (3.11)$$

onde P é a pressão absoluta do gás (Pa), V é o volume ocupado pelo gás (m^3), n é o número de moles do gás (mols), R é a constante ideal do gás ($8,31 \text{ J}/(\text{mol}\cdot\text{K})$) e T é a temperatura (K).

Se a temperatura varia de 250 a 400 K a uma pressão de 101325 Pa, o ar atmosférico (fluido compressível) se aproxima de um gás ideal com precisão aceitável para o sistema deste trabalho (Perry et al., 1997). Se as diferenças de pressão e temperatura são pequenas, geralmente inferiores a 10%, o ar pode ser considerado incompressível. Portanto, podemos escrever a equação 3.10 como:

$$v_I = v_O. \quad (3.12)$$

O sensor de fluxo YF-S201 (marca Sea) tem sido amplamente utilizado para medir o fluxo de água em tubulações. Consiste de uma válvula que contém dentro dela um rotor de hélice e um sensor de efeito Hall, que é comumente usado pelas empresas fornecedoras para monitorar o consumo de água (Fahmi et al. (2018), Gosavi et al. (2018) e Garmabdari et al. (2012)). O rotor possui um ímã toroidal que produz um campo magnético alternado à medida que o rotor gira (Fatehnia et al., 2016). O campo magnético interage com o sensor de efeito Hall, que por sua vez produz pulsos digitais que correspondem à velocidade do rotor. A velocidade do rotor corresponde à velocidade média da água que flui através da válvula (Fahmi et al., 2018) e Gosavi et al., 2018)).

Diferentemente de outras aplicações que envolvem o sensor YF-S201, este trabalho é o primeiro a usá-lo para medir o volume de ar e realiza feedback espirométrico nas manobras de ventilação durante a RCP, usando simuladores médicos ou manequins de treinamento em tempo real.

A Figura 3.7 mostra as diferentes vistas do sensor. De acordo com a Figura 3.7a, b e c, há um estrangulamento no diâmetro do canal de entrada do sensor (a área I em relação a 1). Além disso, não há diferença no diâmetro do canal de saída (a área 2 em relação a O) do sensor YF-S201. Portanto, considerando o modelo discutido e partindo da Equação (3.12), podemos escrever:

$$v_I = v_O = v_2. \quad (3.13)$$

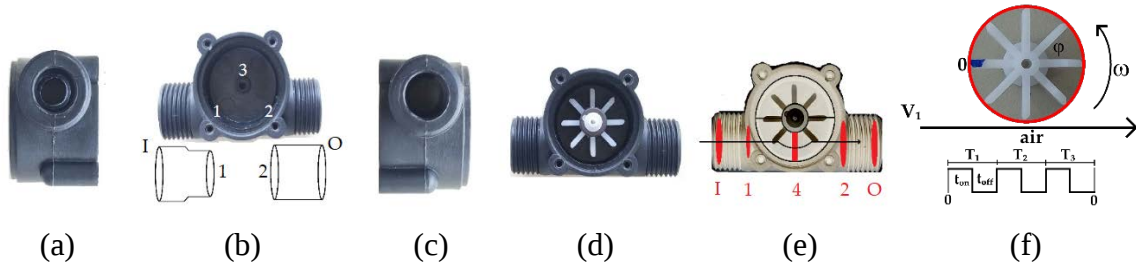


Figura 3.7 – Sensor de fluxo YF-S201.

(a) perfil de entrada; (b) volume de controle; (c) perfil de saída; (d) compartimento da hélice; (e) perfil do fluxo de ar; (f) Detalhe da hélice.

De acordo com os detalhes do volume de controle, mostrado na Figura 3.7e, o fluxo de massa na seção I é uma função dos fluxos de massa nas seções 1, 4 e 2. Considerando a equação (3.7) e o fluxo no regime permanente, o fluxo de volume de I, 1, 4 e 2 são constantes, ou seja, $v_1 = v_4 = v_2$ e a taxa de variação temporal da massa contida no volume de controle resulta em:

$$\dot{m}_I = \dot{m}_1 + \dot{m}_4 + \dot{m}_2. \quad (3.14)$$

Substituindo a Equação (3.9) na Equação (3.14), obtemos:

$$v_I = (S_1 + S_4 + S_2) \frac{v_1}{S_I}. \quad (3.15)$$

Na Figura 1e podemos ver que:

$$S_1 = \frac{\pi d_1^2}{4}, \quad (3.16)$$

$$S_2 = \frac{\pi d_2^2}{4} \quad (3.17)$$

e:

$$S_4 = bh; \quad (3.18)$$

onde b é a base (m) e h é a altura (m) da área 4 orientada para dentro do plano do papel na Figura 3.7e. Assim, o fluxo de entrada é:

$$Q_{IO} = Q_I = S_I v_I. \quad (3.19)$$

Substituindo as Equações (3.15) a (3.18) na equação (3.19), encontramos:

$$Q_{IO} = k_1 v_1, \quad (3.20)$$

onde k_1 é uma constante que depende das áreas, ou seja, a geometria do sensor.

A Figura 3.7d mostra a hélice do sensor YF-S201, que gira de acordo com o fluxo de ar que passa por ele. A Figura 3.7f mostra os detalhes da hélice, que possui um sensor de efeito Hall para fornecer pulsos digitais proporcionais à sua velocidade angular. Um microcontrolador ATmega328 mede os pulsos digitais usando interrupção externa, juntamente com um sistema de escalonamento multitarefa em tempo real (Leocádio et al., 2019b).

Além dos sensores de efeito Hall serem amplamente utilizados nas medições de fluxo de fluidos (Jamaluddin et al. (2017), Mandal; Rajita (2017) e Garmabdari et al. (2012)), eles também são usados como sensores magnéticos (Garmabdari et al. (2012), Garmabdari et al. (2015) e Sinha et al. (2015)) em inúmeras aplicações, como na medição de vazão de bombas de água (Wang & Baker, 2014), infiltrômetros (Fatehnia et al., 2016), monitoramento de energia (Gamage& Henderson, 2006), medidores de vazão eletromagnéticos usados em técnicas industriais e fisiológicas (Lieto et al., 2012), hidrômetros (Urbański et al., 2015), conversores de frequência de indução (Leonov et al., 2015), entre outros.

Para tornar o sensor adequado para medir o fluxo de ar, usamos a relação da velocidade linear v_1 (m/s) com a velocidade angular ω (rad/s) (Halliday et al., 2009), isto é:

$$v_1 = \frac{d_h f}{2}, \quad (3.21)$$

onde d_h (m) é o diâmetro da hélice e f (Hz) é a frequência de rotação da hélice. Aplicando a equação (3.21) na equação (3.20), temos:

$$Q_{IO} = kf \quad (3.22)$$

onde

$$k = d_h \left[\frac{\pi}{8} (d_1^2 + d_2^2) + \frac{bh}{2} \right] \quad (3.23)$$

é uma constante igual a $(261 \pm 3) \times 10^{-8} \text{ m}^3$, calculada de acordo com as dimensões do sensor. O cálculo da constante geométrica k , de acordo com a modelagem matemática apresentada neste trabalho (equação (3.23)), é o primeiro passo para ajustar o sinal de saída do sensor à unidade de medida: vazão (m^3/s).

De (3.22), o fluxo volumétrico é:

$$V = Q_{IO} \cdot \Delta t, \quad (3.24)$$

onde V é o volume de ar (m^3) que flui para dentro do pulmão (reservatório) do manequim durante o intervalo de tempo Δt (s).

3.1.5.1 - Calibração para o sensor volume de insuflação

Após o cálculo da constante geométrica k , de acordo com a equação (3.23), foi realizado um procedimento de calibração para verificar o grau de concordância entre as medidas realizadas pelo sensor YF-S201 e os valores de referência de $(300 \pm 2, 450 \pm 3, 600 \pm 3, 750 \pm 4, 900 \pm 5, 1050 \pm 6, 1200 \pm 6, 1350 \pm 7, 1500 \pm 8, 1650 \pm 9$ e $1800 \pm 9)$ ml, fornecidos por uma seringa especialmente usada em procedimentos de calibração do espirômetro. Conforme indicado em seu manual, a seringa foi marcada nos pontos correspondentes aos volumes de interesse (Tabela 3.1), para realizar a calibração. Portanto, foi possível estimar o erro sistemático e o alcance do erro aleatório esperado com 95% de probabilidade, alcançando a correção de tendência e coletando informações sobre a incerteza do instrumento, juntamente com sua faixa de medição em futuras medições, respectivamente (Leocádio et al., 2019a).

Tabela 3.1 – Relação entre o comprimento do embolo e o volume fornecido pela seringa.

Volume de referência (ml) $\pm 0.5\%$	0	300	450	600	750	900	1050	1200	1350	1500	1650	1800
Comprimento da haste (mm) $\pm 1\text{ml}$	0	42	64	85	106	127	148	169	191	212	233	254

O limite aceitável de erro na espirometria para Capacidade Vital Forçada (CVF) e Volume Expiratório Forçado (VEF) é de 3,5% da escala completa (Pereira, C. A. C., 2002). Portanto, neste trabalho, consideramos o erro máximo ε igual a 60ml, uma vez que representa o limite de 3,4%, satisfazendo as condições espirométricas.

Considerando um pequeno número de repetições ($10 \leq n \leq 25$) e assumindo que a média das indicações segue uma distribuição aproximadamente normal, a distribuição t-Student é usada para determinar o intervalo de confiança. Devido à inferência estatística, temos:

$$\varepsilon = t_{\alpha/2} \frac{s_0}{\sqrt{n}} \quad (3.25)$$

Dez medidas aleatórias foram tomadas para estimar o desvio padrão s_0 , que é aproximadamente igual a 98ml. Para um intervalo de confiança de 95%, o nível de significância α é 0,05, então $t_{\alpha/2} = 2,2$. Assim, um total de 13 medições (n) deve ser realizado para garantir a significância estatística dos dados conforme as regras de amostragem. De acordo com a distribuição t-Student, obtivemos $t = 2,17$, que será usado em testes

subsequentes (GUM (2008) e De Bièvre (2012)). A correção é adicionada às medições para compensar o efeito do erro sistemático. O erro sistemático estimado corresponde ao valor médio do erro de medição, ou seja, a média de n medições do mesmo mensurando realizadas em condições de repetibilidade menos o valor verdadeiro convencional do mensurando, fornecido por um padrão ou instrumento de referência. A correção é igual ao negativo do erro sistemático estimado (GUM (2008) e De Bièvre (2012)).

A incerteza de medição (U) define o intervalo sobre o resultado esperado de uma medida. Neste trabalho, representa a faixa simétrica de valores em torno do erro médio em que o erro aleatório é esperado com 95% de probabilidade. Como a distribuição de probabilidade das medições do sensor segue a distribuição Normal (de acordo com o Gráfico de Probabilidade Normal com R^2 igual a 0,99927), consideramos que a distribuição t-Student leva em consideração a diferença entre o desvio padrão da média e o desvio padrão experimental da média (GUM (2008) e De Bièvre (2012)). Assim, a incerteza da medição é:

$$U = t_{0.95} u, \quad (3.26)$$

onde $t_{0.95}$ é o fator t da distribuição t-Student, considerando 95% de confiança; e u é a incerteza padrão do Tipo A, calculada como o desvio padrão experimental da média.

Neste trabalho, a curva de erro representa os resultados da calibração. É formado pela linha central, que representa o erro sistemático estimado; e pelos limites superior e inferior da faixa que contém os erros aleatórios, isto é, a incerteza da medição.

3.1.5.2 - Ensaio espirométricos

Os procedimentos necessários para realizar as ventilações de resgate na prática de RCP devem seguir os parâmetros da AHA (2015), que estabelece uma respiração a cada cinco ou seis segundos, ou seja, 10 a 12 respirações por minuto. Aproximadamente 500ml de ar entra e sai dos pulmões de um adulto jovem e saudável em estado de repouso a cada ciclo respiratório (Jorge et al., 2008). Portanto, uma ventilação eficiente deve fornecer esse volume de ar para os pulmões, boca a boca ou usando dispositivos para essa finalidade (Leocádio et al., 2019a).

Como dito anteriormente, a espirometria é a medida do ar que entra (inspirado) e sai (expirado) dos pulmões. Pode ser realizada durante a respiração lenta ou manobras expiratórias forçadas. Um dos resultados gerados por essa técnica é um gráfico de volume em função do tempo inspirado / expirado (Pereira, 2002).

A Figura 3.8 mostra, por exemplo, o resultado de uma espirometria real realizada no Laboratório de Saúde Coletiva da Universidade Federal de Ouro Preto, em um homem de 72 anos, 58kg e 1,68m, seguindo o protocolo de estresse Pereira, (2002), gerado por um instrumento comercial (marca Koko). O espirômetro Koko utiliza um sensor de pressão diferencial, também conhecido como pneumotacômetro, que mede uma pequena (mas mensurável) diferença de pressão em torno de uma resistência de baixo valor. Como as variações de pressão a serem detectadas são pequenas, o material que constitui a resistência tem um alto custo. Além disso, como outros espirômetros comerciais, ele não pode ser instalado no manequim de treinamento de RCP, porque ocupa muito espaço dentro dele e o tempo de resposta não atende aos pré-requisitos de tempo real para executar o feedback espirométrico do treinamento de RCP. Também é importante notar que a resposta do espirômetro correlaciona automaticamente à faixa de medição com as condições respiratórias do paciente, o que não é desejável durante a RCP, uma vez que o objetivo é testar manobras ventilatórias ideais em uma vítima de PCR. Para volumes entre 400 a 600ml, a faixa típica de RCP, o espirômetro tem dificuldade em realizar medições, pois esse não é o intervalo de avaliação espirométrica, que geralmente é de cerca de 3 a 6 l.

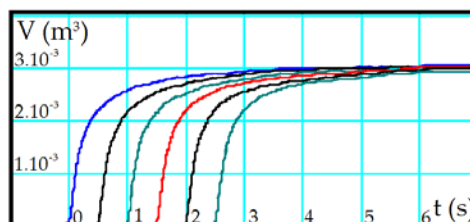


Figura 3.8 – Gráfico de volume em função do tempo gerado pelo espirômetro Koko.

Dois parâmetros obtidos a partir dessas curvas são Capacidade Vital Forçada (CVF) e Volume Expiratório Forçado (VEFt). A CVF é medida solicitando que o indivíduo expire até a capacidade pulmonar total e expire o mais rápida e intensamente possível em um espirômetro (Figura 3.8, CVF = 3 l). O VEFt pode ser medido na manobra de CVF em intervalos pré-definidos. Na linha azul da Figura 3.8, o FEV é aproximadamente 2,5L/1s, 2,8L/2s, 2,9L/3s e praticamente igual à CVF por 4s. Além disso, o valor do VEF por 1s deve ser aproximadamente 80% do valor da CVF (Pereira, 2002).

A partir da curva azul da Figura 3.8, outro parâmetro é obtido: o Fluxo Expiratório Forçado Médio (FEF_{25-75%}). Para calcular FEF_{25-75%}, marcamos os pontos nos quais 25 e 75% da CVF expiraram na curva volume em função do tempo. Uma linha reta que liga esses

pontos é desenhada com uma duração de 1 s. A distância vertical entre os pontos de interseção é de $FEF_{25-75\%}$ (Pereira, 2002).

Após a calibração, tanto o sensor YF-S201 quanto o espirômetro Koko foram utilizados em um teste espirométrico, que consistiu na aplicação de volumes de ar conhecidos com a seringa: (300 ± 2 , 450 ± 3 , 600 ± 3 , 750 ± 4 , 900 ± 5 , 1050 ± 6 , 1200 ± 6 , 1350 ± 7 , 1500 ± 8 , 1650 ± 9 e 1800 ± 9) ml. O volume total de ar no interior da seringa foi passado pelo espirômetro, levantando as curvas do teste. Tais curvas correspondem ao volume da seringa, considerando o erro de medição.

Além do sensor YF-S201, a Figura 3.9a e b mostra os outros componentes usados para realizar este teste: a seringa e o espirômetro Koko, respectivamente. O espirômetro mostra a incerteza de 3% ou 100ml, reprodutibilidade de 0,5% ou 150ml, faixa de volume de 16ml, taxa de fluxo 16ml/s e resistência inferior a $147,1 \times 10^3 \text{ Pa}/(\text{m}^3\text{s})$ com o filtro.



Figura 3.9 – Componentes para calibrar o espirômetro: (a) Seringa de calibração; (b) Espirômetro de fluxo Koko modelo 313105.

Os resultados das medidas apresentadas pelo espirômetro Koko foram utilizados para verificar a qualidade das medidas obtidas pelo sistema desenvolvido neste trabalho, nas mesmas condições experimentais.

3.1.5.3 - Feedback espirométrico nas manobras de ventilação durante o treinamento de RCP

Realizamos um teste usando o sensor desenvolvido neste trabalho e o sistema do manequim automatizado fabricado pela Laerdal®, que utiliza um sensor óptico linear para medir o volume de ar que entra nos pulmões. O sensor codificador mede a expansão torácica que ocorre durante a manobra ventilatória e relaciona-a com a quantidade de ar que entra no pulmão, portanto, é uma medida indireta. Assim, a faixa de volumes medidos é limitada e

também é impossível aplicar conceitos espirométricos a partir dessas medições indiretas (Leocádio et al., 2019a).

O sensor instalado no manequim possui a configuração da Figura 3.10, caracterizando o sistema. O ar é considerado um gás ideal na faixa de temperatura em que o sensor funciona. A válvula unidirecional A é colocada na boca do manequim para impedir que o ar contaminado retorne à pessoa que está realizando a manobra, devido à higiene. O sensor é acoplado entre o pulmão e a válvula unidirecional A e tem a função de medir o volume de ar que entra no pulmão. O manequim possui um único pulmão com um volume de 3,5 l que tem a função de armazenar o ar da ventilação e causar a expansão torácica. A válvula unidirecional B garante que a quantidade de ar que sai do pulmão para a atmosfera seja menor que a quantidade de ar que entra no pulmão, por isso é responsável pela expansão torácica.

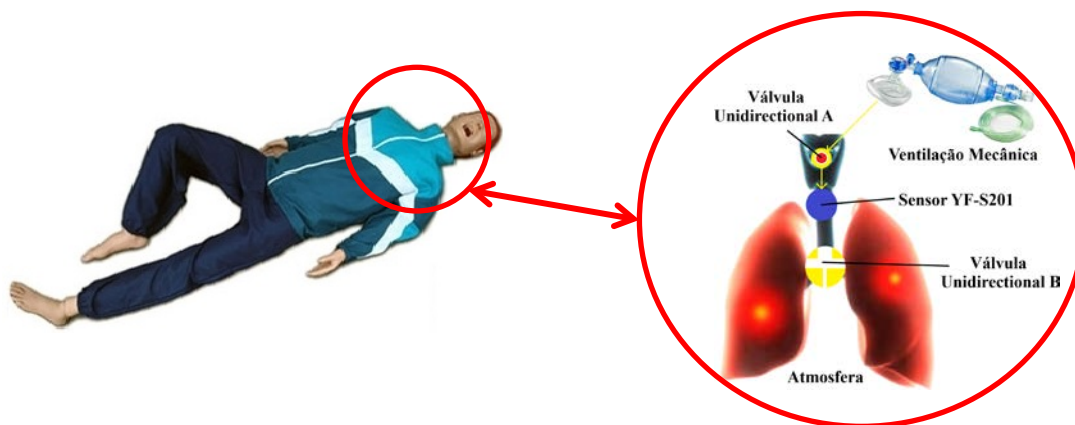


Figura 3.10 – Rota aérea dentro do manequim.
Adaptado de CanStock e SimulaCare.

Em 100% da capacidade vital, a pressão muscular inspiratória pode atingir um máximo de 2942 Pa, e a pressão muscular expiratória pode atingir pelo menos -2942 Pa Kulish (2006). Assim, a diferença máxima de pressão nos pulmões, expiratória e inspiratória, é 5884 Pa. A maioria dos dispositivos de ventilação mecânica possui uma válvula de segurança que opera a uma pressão de 4903 a 5884 Pa. Portanto, a pressão máxima na ventilação mecânica pode atingir 5884 Pa. Como no final do processo existe um tubo aberto, a pressão nesse ponto é atmosférica, portanto, a diferença de pressão na entrada e na saída do dispositivo não excede 6%. Dessa forma, o dispositivo instalado dentro do manequim aborda as condições de contorno impostas pelo modelo teórico.

O procedimento de teste envolveu a realização de manobras ventilatórias no manequim de maneira a simular o treinamento de RCP, contendo o arranjo da Figura 3.10 em seu

interior, bem como o codificador. O volume de ar que entra nos pulmões do manequim e causa a expansão torácica foi medido simultaneamente pelo sensor YF-S201 e pelo encoder.

3.1.6 - Sistema Embarcado

Um sistema embarcado, baseado na plataforma Arduino, foi desenvolvido com o objetivo de interpretar os sinais gerados pelo manequim e fazer a interface entre o manequim e um computador. Essa plataforma, bastante difundida no meio acadêmico, possui código aberto para protótipos eletrônicos, o que garante simplicidade em sua utilização (Leocádio et al., 2019b).

Neste projeto, foi selecionada a placa Arduino UNO, por cumprir os requisitos do sistema, ou seja, por possuir: (i) entradas compatíveis com os sensores disponíveis no manequim, de 5 V e até 40 mA; (ii) comunicação USB, baseada no conversor FTDI; (iii) ambiente de desenvolvimento de código livre, Arduino IDE; e (iv) alimentação por meio de fonte externa com tensão de 7 a 20 V.

3.1.7 - Sistemas de tempo real

Um sistema de tempo real pode ser definido como qualquer sistema de processamento que deve responder a estímulos de entrada dentro de um período finito e especificado. As principais características dos sistemas de tempo real são tempo de resposta, extrema confiabilidade e segurança, concorrência e interação (Li e Yao, 2003).

Para atingir o propósito dos sistemas de tempo real, podem ser utilizados escalonadores de tempo real e multitarefa, como o Real-Time Scheduling and Multitasking (ARTE). O ARTE é uma biblioteca com um conjunto de Interfaces de Programação de Aplicativos (APIs) para usuários desenvolverem suas rotinas. Ele é projetado para gerenciar o tempo e agendar a obtenção de respostas em tempo real, fazendo, assim, a sincronização e gestão de recursos do sistema embarcado Gardi (2018). Este escalonador deve possuir algumas características em comum com um Sistema Operacional de Tempo Real (RTOS), como programação baseada em prioridades, previsibilidade na sincronização de tarefas e comportamento determinístico (Tan e Tran Nguyen, 2009).

Neste trabalho foi utilizado um sistema de tempo real embarcado classificado como Soft Real-Time. Em outras palavras, são sistemas de propósitos específicos nos quais os prazos de

entrega são importantes, mas continuarão funcionando adequadamente se os prazos não forem atendidos ocasionalmente (Li e Yao, 2003).

As ações praticadas no manequim devem ser apresentadas em um intervalo de tempo suficientemente adequado para que a pessoa que realiza a manobra tenha um feedback, de forma que a mesma consiga corrigir a manobra enquanto a realiza. Portanto, as informações geradas pelo Arduino devem atender a um deadline específico para a aplicação.

O ARTE utilizado foi a biblioteca “Arduino Thread, 2.1.1”, desenvolvida por Ivan Seidel, Copyright 2015 do MIT (<https://github.com/ivanseidel/ArduinoThread>). O hardware não suporta tarefas paralelas, mas a biblioteca consegue otimizar o código, gerenciando a execução periódica de várias tarefas, e agendar facilmente tarefas entre execuções em um tempo fixo ou variável.

O usuário define um objeto thread para cada tarefa e a biblioteca gerencia sua execução planejada. O ARTE tem a vantagem de permitir o uso de timers e interrupções enquanto executa tarefas e otimiza o uso da memória, já que nenhuma pilha precisa ser alocada por tarefa.

3.2 - Software

O objetivo do sistema supervisor é decodificar as ações externas a uma linguagem universal aos profissionais da saúde, gerando feedback aos usuários. O supervisor foi desenvolvido utilizando o Visual Studio (Leocádio et al., 2019b).

O Visual Studio é um ambiente de programação orientado a objetos que pode ser utilizado para criar aplicativos com o intuito de serem utilizados em Windows, iOS e Android. Seu código pode ser desenvolvido em Visual Basic, C, C++, C# e J#. Também é um produto de desenvolvimento na área web, usando a plataforma do ASP.NET, como sites e aplicativos móveis. Este trabalho foi desenvolvido utilizando a tecnologia Windows Forms do Visual Studio, implementado com a linguagem de programação C# no Windows 10.

A explicação sobre como o software foi desenvolvido se encontra no Apêndice B, com o objetivo de servir como referência para futuras implementações considerando conceitos de engenharia de software.

4 - RESULTADO E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados os resultados da instrumentação do manequim, a calibração do sensor profundidade de compressão, a calibração do sensor volume de insuflação, juntamente com os resultados espirométricos, os resultados da implementação em tempo real embarcado na plataforma Arduino, a implementação do sistema supervisor e a metodologia desenvolvida juntamente com o software.

São apresentadas também discussões, levando-se em consideração o comportamento do equipamento desenvolvido em comparação com outros sistemas. A viabilidade de aplicação do produto desenvolvido é avaliada do ponto de vista comercial.

As dificuldades encontradas na instrumentação do manequim foram superadas, mas deve-se levar em consideração que alguns sensores já faziam parte do equipamento. Pretende-se desenvolver novos sensores para substituir os que já existiam no manequim em trabalhos futuros, visando otimizar suas funções de acordo com resultados preliminares de validação ainda em andamento. A inovação na parte da instrumentação foi a utilização do HC-SR04 como sensor profundidade de compressão, do YF-S201 como sensor de volume de insuflação e da plataforma Arduino como sistema embarcado de tempo real.

4.1 - Instrumentação do manequim

A Figura 4.1 mostra o circuito montado na instrumentação do manequim. O circuito está de acordo com o Capítulo 3. Note que a alimentação do manequim é executada por uma bateria de 9 V. Dez pinos digitais da plataforma Arduino são utilizados como entrada de dados. Os pinos 3 e 12 são ligados diretamente aos sensores, pois estes têm em seus parâmetros construtivos compatibilidade entre si. Os pinos 4, 5, 9, 10 e 11 utilizam um resistor de pull up e os pinos 6, 7 e 8 utilizam um resistor de pull down. Os sensores digitais de palpação de pulso, estado da via aérea e posição das mãos são implementados por contatos equivalentes a push bottom.

Quando o pino digital de um microcontrolador é configurado como entrada, esta fica num estado de alta impedância, equivalente a um resistor de 100 M Ω em série com o circuito monitorado. Dessa forma, o pino absorve uma corrente muito baixa do circuito que está monitorando. Devido a essa característica, quando um pino configurado como entrada digital se encontra em um estado flutuante (sem ligação definida), o nível de tensão presente nesse pino fica variando, não podendo ser determinado um valor estável devido a ruídos elétricos e

até mesmo capacitância de entrada do pino. Para resolver esse problema é necessário colocar um resistor de pull up (ligado a +5 V) ou um resistor de pull down (ligado a GND), conforme a necessidade. Esses resistores garantem nível lógico estável quando, por exemplo, uma tecla não está pressionada, e protege o pino quando, por exemplo, uma tecla está pressionada.

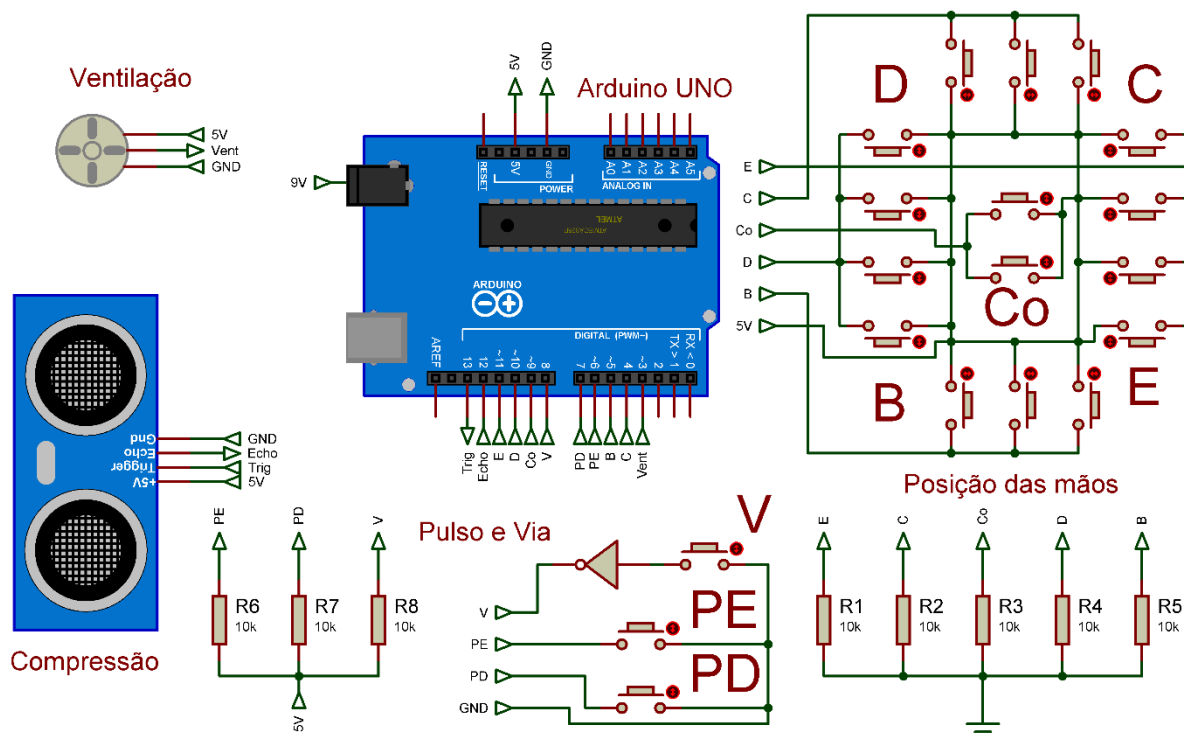


Figura 4.1 – Circuito do manequim.

Um pino do Arduino é utilizado como saída, o pino 13. Quando um pino é configurado como saída, ele é configurado num estado de baixa impedância. Dessa forma, o pino pode fornecer ou drenar corrente para um circuito externo. A corrente máxima que um pino pode fornecer ou drenar é de 40 mA, porém, a soma das correntes não pode ultrapassar 200 mA. Deve-se ficar atento a corrente maiores que este limite e a curtos-circuitos que podem danificar o transistor de saída, danificando o pino, e até mesmo queimar o microcontrolador.

4.2 - Sensor profundidade de compressão

O HC-SR04 foi posicionado dentro do manequim, abaixo da posição anatômica onde se localiza o coração, em acordo com Netter (2001). Para isto, o fundo do manequim, contendo o sensor ultrassônico, passou a ser a parte fixa do mecanismo de compressão, e a placa posterior do tórax, a parte móvel do mecanismo.

Foi realizada a calibração estática do sensor no mecanismo de compressão para minimizar erros experimentais na medição da distância. Com o auxílio de um paquímetro, o peito foi posicionado em diferentes distâncias; as leituras no paquímetro e no sensor estão apresentadas na Tabela 9.1 do apêndice A. Finalmente, o resultado é mostrado no gráfico da Figura 4.2. O ajuste linear exibe como resultado o coeficiente angular $B = (0,98 \pm 0,01)$ e o coeficiente linear $A = (3 \pm 1)$. Calculando o erro de medida do sensor, em acordo com Júnior& Sousa (2008), foi encontrado $\Delta L = 3 \text{ mm}$, o mesmo da referência Indoware (2013).

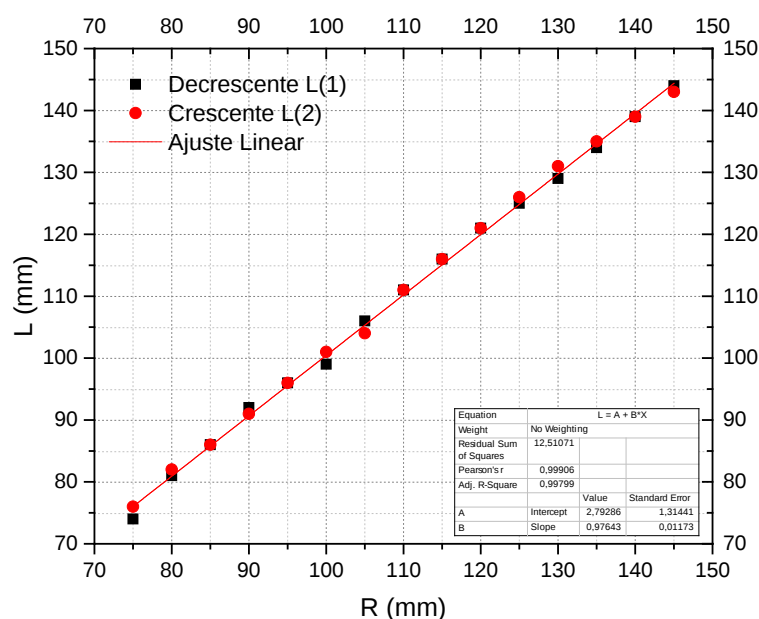


Figura 4.2 – Resultado da calibração estática do sensor HC-SR04.

Na Tabela 4.1 exibem-se medidas realizadas com o sensor do manequim modelo da Laerdal® simultaneamente com o sensor utilizado neste trabalho. O primeiro não apresenta precisão nos 7 cm iniciais de deslocamento, porém, possui melhor exatidão até a medida de 18 mm; e possui 48 mm de limitação. Já o segundo mede em uma faixa maior de deslocamento e possui melhor exatidão que o anterior, exceto nas três medidas iniciais, e não possui faixa de medição limitada para esta aplicação. Ambos são experimentalmente iguais, pois os resultados são experimentalmente iguais considerando a incerteza de medição, mas o utilizado neste trabalho é mais vantajoso para esta aplicação, já que não tem faixa de medição limitada.

Portanto, o sensor ultrassônico se mostrou uma alternativa de custo reduzido viável de ser implementada como sensor profundidade de compressão nesta aplicação e em outras aplicações semelhantes.

Tabela 4.1 – Medidas do sensor da Laerdal® e com o HC-SR04.

Laerdal® (mm)	Este trabalho (mm)
0	0
7 ± 1	7 ± 3
12 ± 2	14 ± 3
18 ± 3	19 ± 3
23 ± 4	25 ± 3
28 ± 4	28 ± 3
33 ± 5	35 ± 3
38 ± 6	39 ± 3
41 ± 6	43 ± 3
46 ± 7	46 ± 3
48 ± 7	49 ± 3
Não mede	53 ± 3
Não mede	80 ± 3

4.3 - Sensor volume de insuflação

As partes exibidas na Figura 3.7 caracterizam o interior do volume de controle e foram medidas utilizando um paquímetro. O diâmetro de entrada (d_E), diâmetro de saída (d_S) e o diâmetro interno a saída (d_2) medem $(10,60 \pm 0,05)$ mm. O diâmetro do estrangulamento da entrada (d_1) mede $(7,15 \pm 0,05)$ mm. O diâmetro do compartimento da hélice (d_3) mede $(28,50 \pm 0,05)$ mm. O diâmetro da hélice (d_h) mede $(23,40 \pm 0,05)$ mm. Por fim, o comprimento da base (b) e a altura (h) do retângulo que compõe a área (A_4) medem $(9,25 \pm 0,05)$ e $(10,2 \pm 0,05)$ mm.

A seringa utilizada na calibração é um cilindro de alumínio com diâmetro (d_S) de (95 ± 1) mm, haste do êmbolo de aço inoxidável com comprimento (h) de (450 ± 1) mm e diâmetro do bocal de (28 ± 1) mm. Assim, a constante k da equação 3.23 é igual a 2,61 ml.

4.3.1 - Calibração e Validação

A Figura 4.3 mostra a curva de erro do sensor YF-S201, considerando $n = 13$. Há repetibilidade e concordância entre os resultados das medições realizadas. Portanto, após aplicar as correções de tendência nos resultados, o modelo do sensor apresenta uma incerteza mínima de 22 ml para volumes de até 300 ml e uma incerteza máxima de 56 ml para volumes acima de 1800 ml. Assim, os erros sistemáticos e aleatórios foram caracterizados, com um erro máximo de 65 ml ou 3,6% (Leocádio et al., 2019a).

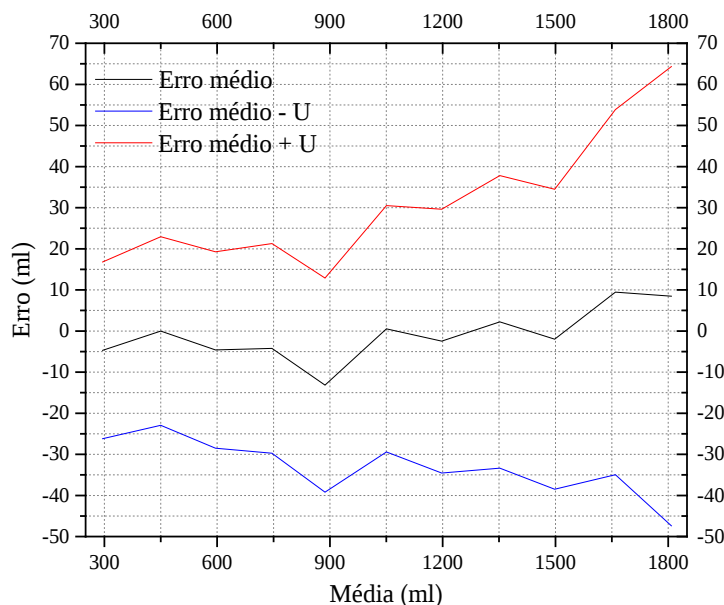


Figura 4.3 – Curva de erro do sensor YF-S201.

Após a calibração, o sensor executou as medidas mostradas na Tabela 4.2, usando a seringa. Os resultados estão de acordo com o modelo espirométrico e conforme esperado para o desempenho do sensor, ou seja, a incerteza é inferior a 3,4% da escala completa, satisfazendo as condições espirométricas (Pereira, 2002).

Tabela 4.2 – Medidas após a calibração.

Volume de referência (ml) $\pm 0.5\%$	300	450	600	750	900	1050	1200	1350	1500	1650	1800
Indicação média (ml)	301	450	601	751	901	1050	1201	1356	1500	1650	1800
Incerteza(ml)	22	23	24	26	27	30	33	36	37	45	56

4.3.2 - Ensaios espirométricos

A Figura 4.4 mostra os resultados de medição do sensor YF-S201 (dados experimentais), a curva do modelo espirométrico calculado obtida a partir dessas medições (Modelo espirometrico) e a curva obtida com o espirômetro (Dados do Koko). Os resultados das medidas concordam com os valores convencionais do volume medido, considerando o erro experimental. Conforme mostrado na Tabela 4.1, para os valores de referência de $(300 \pm 2, 450 \pm 3, 600 \pm 3, 750 \pm 4, 900 \pm 5, 1050 \pm 6, 1200 \pm 6, 1350 \pm 7, 1500 \pm 8, 1650 \pm 9 \text{ e } 1800 \pm 9)$ ml, o sistema desenvolvido mediu $(305 \pm 22, 450 \pm 23, 603 \pm 24, 751 \pm 26, 922 \pm 27, 1021 \pm 30, 1182 \pm 33, 1326 \pm 36, 1476 \pm 37, 1618 \pm 45 \text{ e } 1786 \pm 56)$ ml (Figura 4.4a – k, respectivamente), Leocádio et al. (2019a).

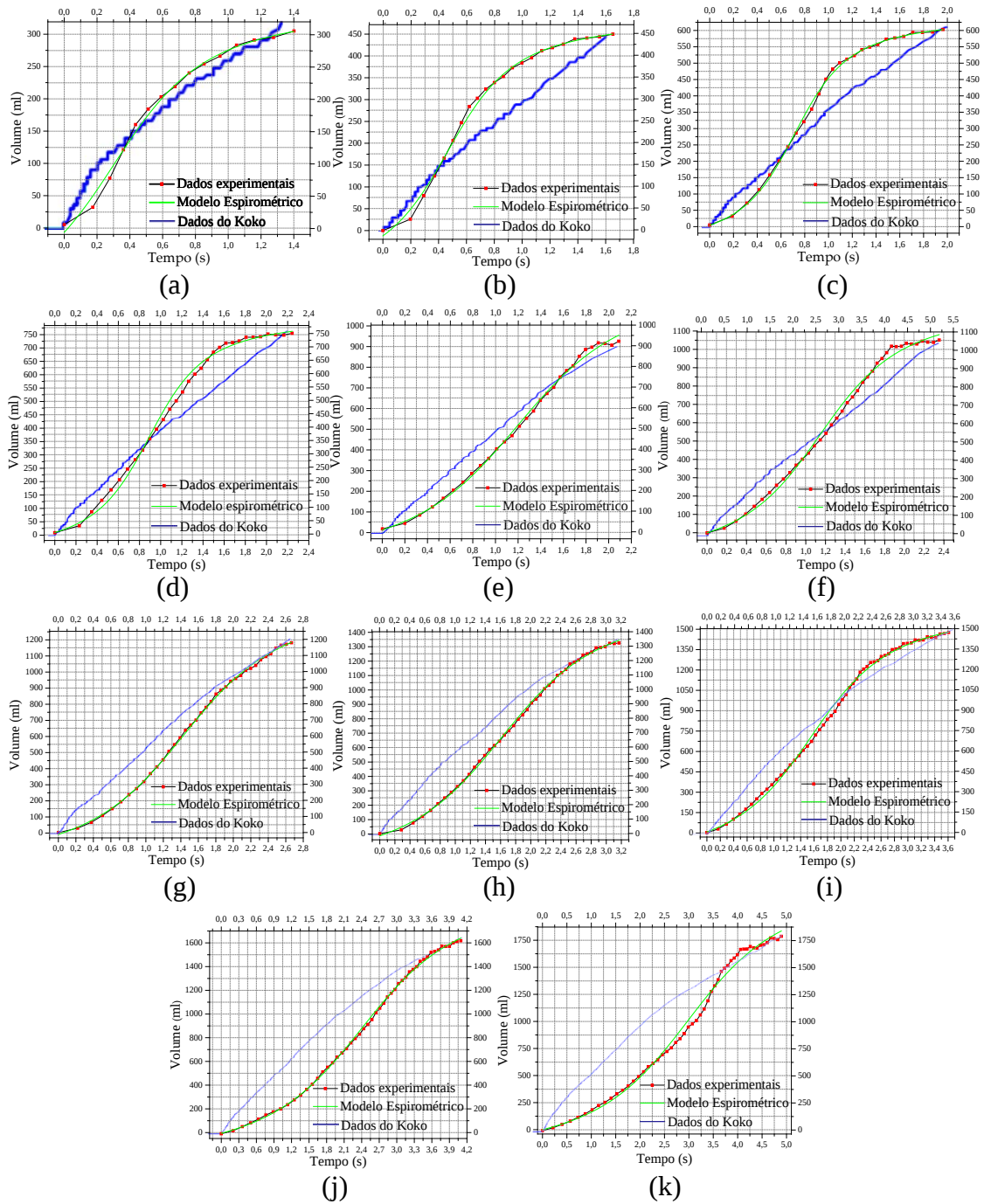


Figura 4.4 – Resultado da validação do sensor YF-S201 com ar: (a) 300 ml; (b) 450 ml; (c) 600 ml; (d) 750 ml; (e) 900 ml; (f) 1050 ml; (g) 1200 ml; (h) 1350 ml; (i) 1500 ml; (j) 1650 ml; e (k) 1800 ml.

Encontrou-se proximidade entre o conjunto de dados de cada gráfico da Figura 3.8 e os modelos não lineares de Boltzmann's (BTZ), Logistic (LG), Modified Langevin (ML), Doseresp, Gompertz, Slogistic e Langmuir EXT 1 (LA). Com o objetivo de ajustar o conjunto de dados a esses modelos, foram executados os algoritmos de Levenberg Marquardt (LM) e Orthogonal Distance Regression (ODR) para cada modelo. Escolheu-se o modelo ML

juntamente com o algoritmo ODR, pois atinge o maior coeficiente de determinação (R^2), conforme a Tabela 4.3.

Tabela 4.3 – R^2 dos ajustes não lineares.

Volume (ml)	R-Square													
	BTZ		LG		ML		Doseresp		Gompertz		Slogistic		LA	
	L M	O D R	L M	O D R	L M	O D R	L M	O D R	L M	O D R	L M	O D R	L M	O D R
300						0.99999997354852		0.99999996735480				0.999999968697100		
450						0.99999998774221		0.99999998313179				0.999999956213635		
600						0.99999999387587		0.99999998738478				0.99999994155838		
750						0.99999997787916		0.99999998623968				0.99999996494737		
900						0.99999999363261		0.99999999373928				0.99999998003168		
1050	I	N	I	N	I	0.99999998596560	I	0.99999998676343	I	N	I	0.99999977894465	I	N
1200	A	C	A	C	A	0.9999999843628	A	0.9999999853441	A	C	A	0.99999994501474	A	C
1350						0.9999999976504		0.99999999797433				0.99999994523958		
1500						0.99999999614389		0.99999999677671				0.99999993443600		
1650						0.9999999808238		0.99999999767503				0.999999680496200		
1800						0.99999998519947		0.99999998367641				0.99999792109656		

* IA - Precisão inadequada. * NC - Não converge.

A função Langevin - uma versão simplificada da função Brillouin - é usada para casos clássicos de física do estado sólido em tratamentos quânticos. Possui aplicações em paramagnetismo (Sánchez, 1999; Mitra et al., 2006; Chaudhuri et al., 2009; Ye et al., 2009; García et al., 2012; Sakamoto et al., 2016) e propriedades dielétricas (permissividade) (Ferchmin, 2004; Capsal et al., 2012; Bichurin et al., 2011). Ao realizar um ajuste não linear dos dados experimentais, pode ser necessário considerar erros nas variáveis independentes e dependentes (como no caso deste trabalho). O algoritmo de regressão à distância ortogonal (Boggs et al., 1990; Nocedal & Wright, 1996; Zwolak et al., 2004) possui aplicações em metrologia (Zwick, 2016), porque ajusta dados com funções implícitas ou explícitas.

A função de Langevin é modificada em escala para atender a esse aplicativo e a equação matemática que descreve o modelo é:

$$Y=Y_0+C \left[\coth \left(\frac{x-x_c}{s} \right) - \frac{s}{x-x_c} \right], \quad (4.1)$$

em que Y_0 é o coeficiente linear da equação (m^3), x_c é a coordenada central da curva (s), C é a amplitude da curva (m^3) e s é a escala. Para obter a equação de Langevin, definimos as condições iniciais $Y_0 = 0$, $C = 1$, $x_c = 0$ e $s = 1$.

Na Tabela 4.4 mostram-se os parâmetros de convergência do ajuste não linear. Vale ressaltar que o R^2 do modelo calculado está próximo da unidade, portanto, o modelo matemático de Langevin modificado pode ser usado para descrever a curva espirométrica e, consequentemente, os resultados obtidos neste trabalho.

Tabela 4.4 – Parâmetros de convergência do ajuste não linear aplicado aos resultados.

Volume (ml)	Y_0	x_c	C	S
300	98 ± 21	$0,30 \pm 0,07$	258 ± 29	$0,22 \pm 0,02$
450	182 ± 10	$0,47 \pm 0,02$	320 ± 14	$0,19 \pm 0,01$
600	284 ± 3	$0,72 \pm 0,01$	372 ± 5	$0,18 \pm 0,01$
750	364 ± 6	$0,89 \pm 0,02$	467 ± 12	$0,21 \pm 0,02$
900	515 ± 12	$1,20 \pm 0,03$	735 ± 39	$0,38 \pm 0,03$
1050	535 ± 9	$1,15 \pm 0,03$	745 ± 33	$0,33 \pm 0,03$
1200	608 ± 4	$1,43 \pm 0,01$	891 ± 15	$0,45 \pm 0,01$
1350	672 ± 5	$1,62 \pm 0,01$	999 ± 19	$0,51 \pm 0,02$
1500	709 ± 6	$1,56 \pm 0,02$	997 ± 14	$0,47 \pm 0,01$
1650	881 ± 6	$2,40 \pm 0,02$	1218 ± 17	$0,66 \pm 0,02$
1800	1006 ± 24	$2,98 \pm 0,06$	1354 ± 54	$0,77 \pm 0,05$

Comparando-se os gráficos da Figura 4.4 (Dados Experimentais e Modelo Espirométrico Calculado) com o modelo espirométrico, de zero ao volume experimental máximo, o comportamento segue os modelos espirométricos (Figura 3.8), caracterizando a inspiração. Durante a RCP, não há atividade muscular no tórax da vítima, portanto, a expiração da vítima ocorre devido ao peso do peito ou devido à retomada da massagem cardíaca. Devido a essas condições, não é possível aplicar os conceitos de espirometria à etapa de expiração.

Embora o perfil das curvas YF-S201 seja ligeiramente diferente dos resultados do espirômetro Koko, a Tabela 4.5 mostra que a maior parte dos resultados espirométricos é equivalente. A diferença ocorre porque o espirômetro Koko tem limitações em uso no treinamento de RCP, pois sua faixa de medição está relacionada a parâmetros físicos da respiração, como vias aéreas completamente obstruídas (0 a 300 ml), vias aéreas parcialmente obstruídas (300 a 1000 ml) ou doença grave (200 a 2000 ml). Os resultados deste estudo referem-se a vítimas de PCR, ou seja, uma pessoa em condições de doença grave. No entanto, para realizar manobras ventilatórias ideais durante a RCP, o resultado deve conter características espirométricas, como as obtidas pelo sensor YF-S201 (Figura 4.4), cuja resposta não depende da faixa de medição.

A partir dessas curvas, foi possível obter informações sobre CVF, $VEF_{t=1}$ se $FEF_{25-75\%}$, mostradas na Tabela 4.5. Na espirometria, o valor do VEF em 1 s é aproximadamente 80% do valor da CVF. Uma ventilação deve ser realizada a cada 6 s em uma manobra de ventilação forçada. Em média, existem 3 s para expiração e 3 s para inspiração. Portanto, por um período de 3 s, o VEF sempre deve ser menor que a CVF, ou seja, a ventilação deve fornecer CVF dentro de 3 s. Vale ressaltar que isso acontece nos gráficos de (300, 450, 600, 750, 900, 1050 e 1200) ml, em torno dos tempos de 1,40, 1,65, 1,96, 2,25, 2,09, 2,40 e 2,67 s, respectivamente (Figura 4.4). Nos gráficos (1350, 1500, 1650 e 1800) ml, ocorre em torno de

3,1, 3,61, 4,05 e 4,89 s, respectivamente (Figura 4.4). Também é importante notar que os valores destacados em azul na Tabela 5.4, medidos pelo sensor YF-S201, são diferentes daqueles obtidos pelo espirômetro Koko. Isso ocorre porque os volumes mais altos têm uma capacidade que não é suportada pela dinâmica da ventilação, porque os volumes de ar aplicados em intervalos curtos fazem com que ocorra insuflação estomacal, diferentemente da dinâmica da espirometria no Koko. Se a dinâmica da ventilação falhar, ainda é possível atender aos requisitos da espirometria, aplicando uma manobra ventilatória mais rápida sem insuflação estomacal.

Tabela 4.5 – Comparação entre os resultados espirométricos do Koko e o sensor desenvolvido neste trabalho.

Referencia (ml)	Volume medido (ml)		FVC (ml)		t_{FVC} (s)		$FEV_{t=1s}$ (ml)		$FEF_{25-75\%}$ (ml/s)	
	YF-S201	Koko	YF-S201	Koko	YF-S201	Koko	YF-S201	Koko	YF-S201	Koko
300	305 ± 22	320 ± 23	305 ± 22	320 ± 23	1.4 ± 0.1	1.3 ± 0.1	274 ± 22	260 ± 23	355 ± 26	230 ± 40
450	450 ± 23	450 ± 45	450 ± 23	450 ± 45	1.7 ± 0.1	1.6 ± 0.2	384 ± 23	310 ± 45	500 ± 77	270 ± 81
600	603 ± 24	610 ± 80	603 ± 24	610 ± 80	2.0 ± 0.1	2.0 ± 0.3	463 ± 24	360 ± 80	617 ± 87	330 ± 143
750	751 ± 26	760 ± 100	751 ± 26	760 ± 100	2.1 ± 0.1	2.2 ± 0.3	414 ± 26	390 ± 100	565 ± 78	330 ± 143
900	922 ± 27	890 ± 100	922 ± 27	890 ± 100	2.1 ± 0.1	2.1 ± 0.2	395 ± 27	490 ± 100	585 ± 67	480 ± 150
1050	1051 ± 30	1050 ± 100	1051 ± 30	1050 ± 100	2.4 ± 0.1	2.4 ± 0.2	419 ± 30	490 ± 100	635 ± 78	420 ± 124
1200	1182 ± 33	1200 ± 100	1182 ± 33	1200 ± 100	2.7 ± 0.1	2.7 ± 0.2	334 ± 33	530 ± 100	565 ± 75	490 ± 139
1350	1326 ± 36	1350 ± 100	1326 ± 36	1350 ± 100	3.2 ± 0.1	3.2 ± 0.2	316 ± 36	560 ± 100	597 ± 89	470 ± 129
1500	1476 ± 37	1500 ± 100	1476 ± 37	1500 ± 100	3.6 ± 0.1	3.7 ± 0.2	372 ± 37	570 ± 100	610 ± 96	440 ± 118
1650	1618 ± 45	1650 ± 100	1618 ± 45	1650 ± 100	4.1 ± 0.1	4.2 ± 0.3	197 ± 45	530 ± 100	565 ± 107	430 ± 156
1800	1786 ± 56	1800 ± 100	1786 ± 56	1800 ± 100	4.9 ± 0.1	5.0 ± 0.3	179 ± 56	530 ± 100	525 ± 127	380 ± 136

Também vale ressaltar que a CVF fornece o volume expirado máximo instantâneo. Na ventilação mecânica, representa a quantidade de ar que foi introduzida no pulmão e, portanto, o volume de ar fornecido na ventilação. Ao calcular o $FEF_{25-75\%}$, observe que os valores destacados em verde na Tabela 4.5 são diferentes dos valores medidos pelo sensor YF-S201. Atender aos parâmetros espirométricos nessa faixa é difícil e converge para resultados de doenças graves, com obstrução das vias aéreas ou volumes mortos. Para caracterizar a ventilação, realizada em humanos nas condições mencionadas, o sensor deste trabalho obtém resultados com padrões espirométricos adequados (Pereira, 2002), diferentemente do espirômetro Koko.

4.3.2.1 - Feedback espirométrico nas manobras de ventilação durante o treinamento de RCP

Comparando as medidas realizadas com o manequim Laerdal® simultaneamente com o sistema deste estudo, este último apresenta desempenho superior ao do primeiro, além de um menor erro experimental, conforme a Tabela 4.6. O modelo Laerdal® é limitado a medidas abaixo de 1 l e este trabalho é limitado a medidas abaixo de 1,8 l, portanto, atende a todos os dispositivos usados nas ventilações de resgate. Além disso, somente quando o Laerdal® indica ≤ 400 ml, os valores são experimentalmente iguais, mas abaixo ou acima desse valor, há divergências entre as medições. O modelo Laerdal® realiza medições indiretas do volume de ar que entra no pulmão com base na posição do peito, o que causa erros quando o volume está longe de 400 ml. Por outro lado, o sensor deste trabalho realiza a medição direta do volume de ar, que é muito mais preciso em comparação com esse tipo de medição indireta.

Tabela 4.6 – Medidas simultâneas dos sensores Laerdal® e YF-S201.

Laerdal® (ml)	Indicadores	Esse trabalho (ml)
0	Off	196 $\pm$ 2
	Orange	215 $\pm$ 2
	Orange	282 $\pm$ 2
	Orange	328 $\pm$ 3
	Orange	373 $\pm$ 3
$\leq 400 \pm 60$	Orange	419 $\pm$ 3
$> 400 \pm 60$	Green	557 $\pm$ 4
	Green	663 $\pm$ 5
$\leq 600 \pm 90$	Green	851 $\pm$ 6
$> 600 \pm 90$	Red	1096 $\pm$ 2

Comparando as medidas fornecidas pelo sensor YF-S201 e o espirômetro Koko (Tabela 4.5), observamos que os resultados são experimentalmente equivalentes. Portanto, o YF-S201 atinge o objetivo de medir o volume de ar que entra no pulmão de manequins de RCP em manobras respiratórias, fornecendo resultados espirométricos. Portanto, a incorporação de sensores como os apresentados em Gu et al. (2014), Kongstad et al. (2013), Karimi et al. (2017), Marotta et al. (2003), Ansarin et al. (2001), Santos et al. (2016), Panis et al. (2017), Makwana et al. (2015), Börekçi et al. (2017), Maxwell et al. (2004), Schubauer-berigan et al. (2018), Oh et al. (2017), Madsen et al. (1999), Fan et al. (2018), Plessis et al. (2019), Vautz et al. (2010), Kecorius et al. (2019), Kobler et al. (2016), Wang et al. (2014) não é viável para esse fim, devido, principalmente, ao seu alto custo.

Outra vantagem é a simplicidade com que as medições são realizadas, funcionando como um método não invasivo que caracteriza a manobra de ventilação. O fato de que as técnicas e sensores apresentados em Gu et al. (2014), Kongstad et al. (2013), Monfraix et al. (2005), Karimi et al. (2017), Lee et al. (2014), Nyeng et al. (2011), Nebuya et al. (2011), Riera (2013), Kyriazis et al. (2010), Sonigo et al. (2001), Li et al. (2004), Kitchen (2008), Liu et al. (2016), Prina et al. (2014), Wallace (1985), Buess et al. (1986), Hitomi et al. (2017), Rundell et al. (2005), Marotta et al. (2003), Gajewski (2008), Schwartz et al. (1978), Cohen et al. (1997), Seppa (2010) e Incalzi et al. (2012) exigirem procedimentos avançados também inviabiliza sua aplicação em manequins, devido à sua complexidade e por possuírem um alto custo. Portanto, a alternativa apresentada neste trabalho é atraente para a aplicação proposta, pois adiciona feedback espirométrico às práticas de ventilação em simuladores médicos, usando um sensor de baixo custo que está de acordo com os requisitos da aplicação.

A principal vantagem do mecanismo preparado reside em sua relação custo-benefício, a medição direta do ar que entra no pulmão e as medidas dos parâmetros espirométricos durante o treinamento em RCP. Além disso, esperamos gerar feedback para os usuários, em trabalhos futuros, como gráficos de expiração baseados em modelos espirométricos, para trazer mais realismo às simulações e inúmeras possibilidades de debriefing.

Os parâmetros espirométricos, especialmente a CVF, juntamente com os gráficos gerados para o debriefing, permitirão ao aluno realizar uma manobra de ventilação ideal durante a RCP, porque o sistema mostra a quantidade de ar que entrou no pulmão e seu perfil de entrada espirométrica a partir da análise gráfica da suavidade da curva. Para um controle mais rígido dos parâmetros, ainda é possível exigir intervalos de tempo considerando o VEF_t e fazer inferência indireta do fluxo de ar usando o parâmetro médio do VEF.

4.4 - Tempo real

Como foi apresentado na metodologia, o sensor de palpação de pulso é composto de dois contatos – o de via aérea é composto por uma chave, e o de posição das mãos é composto por cinco contatos, totalizando oito sensores digitais. O sensor de profundidade de compressão e o de volume de insuflação tem resposta em largura de pulso Leocádio et al., 2019b).

Utilizando recursos de tempo real, foi possível executar o deadline apresentado na Figura 4.5. O deadline fornece informações sobre o tempo que cada tarefa leva para ser executada e o tempo de execução de cada tarefa. É importante ressaltar que cada sensor envia dados em intervalos de tempo distintos, de acordo com suas exigências de monitorização. Logo, o

supervisório apresenta a resposta em um tempo compatível com a dinâmica da manobra em relação à percepção da pessoa que a realiza, considerando que ela precisa se orientar na execução das mesmas.

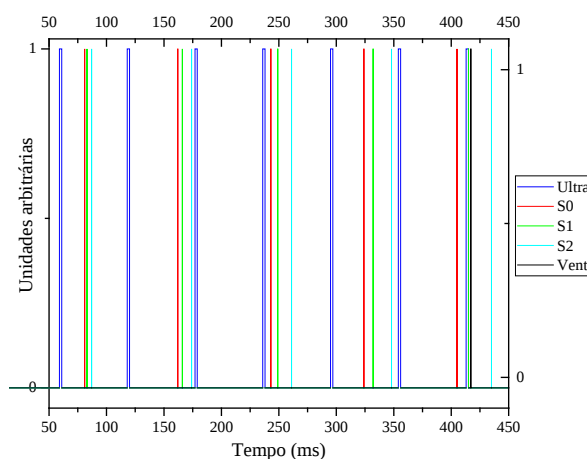


Figura 4.5 – Deadline do sistema.

O Arduino consegue processar esses sinais de forma eficiente e rápida, todavia, o ponto crítico desta aplicação é justamente o envio dos dados gerados pela thread Ultra para o Visual Studio. Devido à maior periodicidade dessa thread, o buffer de comunicação pode ser sobrecarregado, caso a implementação não considere os requisitos de tempo real.

Os agrupamentos de sensores digitais enviam informação a cada 80 ms, pois este se mostrou eficiente para a aplicação. As tarefas dos sensores digitais gastam 50 μ s para serem executadas, no pior caso. Tentando evitar tempos iguais de execução, como ocorreu em 415 ms na Figura 4.5, foram escolhidos os tempos de 81, 83 e 87 ms para os agrupamentos, representados pelas tarefas S0, S1 e S2, respectivamente. Uma variável contendo a situação do estômago durante a ventilação é transmitida em um desses agrupamentos.

A tarefa do sensor ultrassônico (“Ultra”) é a que leva mais tempo de execução: 2 ms. Seguindo a orientação do fabricante, a leitura desse sensor é feita a cada 61 ms. Vale a pena ressaltar que o fabricante propõe 60 ms, mas foi escolhido 61 ms, tentando evitar tempos iguais de execução, como no anterior.

A leitura do sensor de ventilação é feita utilizando uma interrupção (“int”). A Figura 4.6 mostra que “int” não pode ser executada enquanto “Ultra” estiver em execução. Isso evita instabilidades na leitura e comunicação do sensor ultrassônico. Caso “int” ocorra durante a execução de outra tarefa, ocorre a troca de contexto, pois “int” tem prioridade sob as demais. O tempo para a leitura do sensor de ventilação e cálculo do volume de insuflação para o pior caso é de 400 μ s.

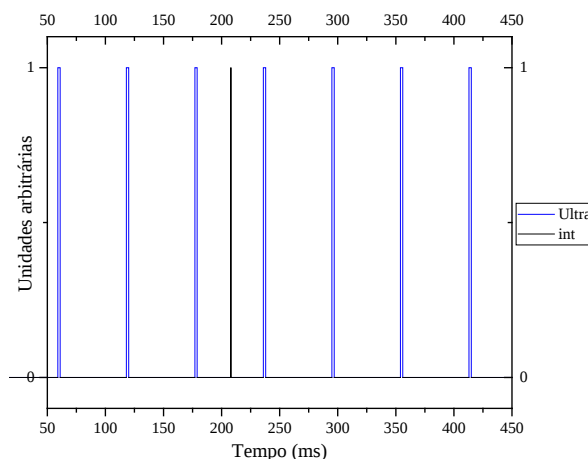


Figura 4.6 – Exemplo de ocorrência de uma interrupção.

Devido a limitações construtivas do sensor de ventilação, após uma medida não ocorre o retorno espontâneo para a posição de equilíbrio da medida, ou seja, 0 ml. Assim a cada 417 ms uma tarefa é executada para zerar a medida do sensor, caso este não esteja fazendo leituras. Esse tempo foi escolhido por meio da realização de testes práticos com o equipamento, sendo que com 417 ms obteve-se melhores resultados. O tempo de execução desta tarefa é de 150 μ s.

A comunicação foi feita utilizando-se a porta USART (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter), em conjunto com um conversor FTDI presente na placa, por meio da USB. A velocidade de comunicação foi estabelecida em 2 Mbps. Além do dado, ainda é preciso enviar um caractere separador juntamente com um caractere identificador. Os sensores digitais foram codificados em agrupamentos contendo três sensores cada um, e sua informação precisa de 3 bytes e 13 μ s para ser enviada, com periodicidade de 81, 83 e 87 ms para cada agrupamento. Já a informação da profundidade de compressão precisa de 4 bytes e 17 μ s para ser enviada, com periodicidade de 61 ms. Por último, a informação sobre o volume de insuflação necessita de 5 bytes e 21 μ s para ser enviada, sua periodicidade é indeterminada. As tarefas enviam essas informações de acordo com a organização do ARTE, que otimiza a comunicação a ponto de não precisar enviar todas essas informações em um único pacote de dados, o que seria uma desvantagem nesta aplicação.

4.5 - Arduino

Por simplicidade, foi utilizada a biblioteca “Arduino Thread - 2.1.1”, desenvolvida por Ivan Seidel, Copyright (c) 2015 do MIT, um Escalonador de Tempo Real e Multitarefa

(ARTE). Como foi obtido resultados satisfatórios, não se utilizou um sistema operacional de tempo real. O código desenvolvido segue o raciocínio que será apresentado neste capítulo.

Os arquivos Thread.h e Thread Controller.h da biblioteca “Arduino Thread - 2.1.1” devem ser incluídos ao escopo. Thread.h contém as definições para criar tarefas, ou seja, é responsável pelo contexto das tarefas. Thread Controller.h contém as definições de execução das tarefas, ou seja, é responsável por gerenciar a deadline proposta.

Uma variável de controle das tarefas deve ser definida como uma função de controle contida em Thread Controller.h. Essa variável será responsável por executar as tarefas. As tarefas que serão executadas devem ser declaradas como funções. Essas funções contém a implementação das ações do microcontrolador.

Como padrão do “Arduino Software (IDE)”, a função setup contém definições do código implementado. A velocidade da comunicação serial foi definida para 2000000 bps. Os pinos digitais 3 a 12 foram definidos como entradas e o pino 13 como saída. As tarefas foram configuradas como funções nomeadas de Sensores Digitais 00, Sensores Digitais 01, Sensores Digitais 02, Ultra e Vent; e definidas para executar a cada 81, 83, 87, 59 e 417 ms, respectivamente. As tarefas foram definidas como ponteiros de modo que seus parâmetros sejam passados ao controle por referência. Por último foi habilitado as interrupções externas no pino 3.

A função loop, padrão do “Arduino Software (IDE)”, contém o código a ser executado pela rotina do microcontrolador. Uma variável de controle externa do tipo caractere inicializada com um valor qualquer será um flag para o supervisor controlar a comunicação. Dependendo do valor desse flag as tarefas são executadas, ou o sistema ficara ocioso por 10 s antes de verificar se ocorreu mudanças no flag.

A primeira tarefa que será executada é a Sensores Digitais 00. Ela faz a leitura da condição do pino 7, 6 e 9 e armazena em variáveis do tipo inteiro estado PD, estado PE e estado Cco, respectivamente. A variável estado PD armazena a condição do pulso carotídeo direito e a variável estado PE do esquerdo. Já a variável estado Cco armazena a condição da posição correta das mãos durante as compressões. Após isso essas três condições são codificadas para uma variável Z do tipo caractere para então ser transmitida via comunicação serial. A comunicação foi codificada contendo um separador, um caractere que identifica a tarefa e a variável que deseja-se transmitir.

A segunda tarefa que é executada é a SensoresDigitais01 seguida da SensoresDigitais02. As duas são análogas à SensoresDigitais00. Porém, a SensoresDigitais01 faz a leitura da

condição do pino 8 e 4 e armazena em variáveis do tipo inteiro estado V e estado Cc, respectivamente. A variável estado V armazena a condição da via aérea e a variável estado Cc armazena a condição da posição das mãos acima do correto durante as compressões. A codificação é feita juntamente com a variável estômago do tipo inteiro que armazena a condição desse órgão durante as ventilações, armazenadas na variável W do tipo caractere e, então, transmitidas. SensoresDigitais02 faz a leitura da condição do pino 10, 11 e 5 e armazena em variáveis do tipo inteiro estado Cd, estado Ce e estado Cb, que armazena a condição da posição das mãos à direita, à esquerda e abaixo da posição correta durante as compressões; respectivamente. A codificação é armazenada na variável K do tipo caractere e transmitida.

A quarta tarefa executada é a Ultra. Esta tarefa desabilita as interrupções no pino 3, gera o sinal para o sensor ultrassônico realizar a medida da profundidade da compressão e armazena a medida na variável Ton do tipo float. Após isso a distância é calculada e armazenada na variável D do tipo ponto flutuante, arredondada e armazenada na variável Dd do tipo inteiro. Note que a transmissão de uma variável do tipo ponto flutuante tem um custo muito alto, portanto, ao arredondar D para inteiro, conseguimos a vantagem de reduzir o custo da transmissão. Se um valor menor que dez estiver contido em Dd, ainda temos uma adequação do valor, para então ocorrer a transmissão. As interrupções no pino 3 são novamente habilitadas e a tarefa é finalizada. O controle das interrupções é uma condição imposta pelo deadline.

Antes de falar da última tarefa executada, vamos entender como a interrupção ocorre. A interrupção é implementada na função Contador Pulsos. Primeiro as interrupções externas no pino 3 são desabilitadas para que não ocorra uma interrupção antes da anterior ser finalizada. Quando ocorre o primeiro pulso, a variável NPulsos do tipo byte volátil é zerada e com isso a contagem de tempo é inicializada, tendo seu valor inicial armazenado na variável Ti do tipo inteiro longo sem sinal. NPulsos é incrementada e, enquanto não for igual a 7, as interrupções externas no pino 3 são habilitadas e a interrupção é finalizada.

Quando NPulsos é igual a 7, a contagem de tempo é encerrada e o valor final é armazenado na variável tf do tipo inteiro longo sem sinal. O tempo de uma volta completa da hélice é calculado e armazenado na variável t1v do tipo inteiro longo sem sinal. Uma restrição é adicionada para evitar erros de tempos final e inicial serem iguais, ou seja, T1v ser igual a zero. Caso T1v for diferente de zero, a variável T1v é armazenada na variável T do tipo ponto flutuante. A vazão de ar que entra no pulmão é calculada e armazenada na variável Q e Qa do

tipo ponto flutuante. O tempo total acumulado da manobra é calculado utilizando a variável T3 do tipo inteiro longo sem sinal e armazenado na variável T2 do mesmo tipo de T3. Com este parâmetro é calculado o volume de ar que entra no pulmão e armazenado na variável V do tipo ponto flutuante. O volume é então arredondado e convertido para inteiro, pelos mesmos motivos anteriores e armazenado na variável Y.

Neste ponto ocorre também uma adequação do valor, para realizar a transmissão. O valor de Y juntamente com o valor de T2 são testados, e a flag Estômago é sinalizada com a situação deste órgão durante a ventilação. Caso T1v for igual a zero, ela é desprezada e o procedimento descrito anteriormente é realizada utilizando Qa. No final, se NPulsos for igual a 8, esta então é zerada, as interrupções são novamente habilitadas, e a execução da interrupção é finalizada.

A última tarefa a ser executada, Vent, é implementada somente para resetar parâmetros da interrupção. A tarefa testa se o novo valor de Y é igual ao medido num momento anterior utilizando as variáveis X do tipo inteiro e Y1 do tipo inteiro longo. Se X for diferente de Y1 a tarefa é finalizada, caso contrário, as variáveis NPulsos, Ti, Tf, T1v, T2, T3, T, Q, Qa, V, Y e Estômago são zeradas e ocorre a transmissão de que o sensor de volume de ar zerou.

Para validar os requisitos de tempo real foi utilizada a função micros para calcular o tempo de execução da tarefa utilizando as variáveis início, fim e Dexe, todas do tipo inteiro, juntamente com a função millis para acompanhar o cronograma de execução das tarefas. Os parâmetros foram acompanhados utilizando o monitor serial da “Arduino Software (IDE)”. O código é apresentado no apêndice C.

Foi possível realizar a comunicação do supervisor com os sensores digitais. As informações que o supervisor gera aos profissionais de saúde sobre a situação dos sensores digitais ocorre de forma visual utilizando o recurso de troca de imagens ilustrativas ou sobreposição destas imagens.

A comunicação do supervisor com o sensor ultrassônico também foi implementada. As informações de profundidade de compressão são apresentadas utilizando a ferramenta gráfica em conjunto com a barra de progresso, ambas ferramentas do Visual Studio. O mesmo ocorreu com o sensor da ventilação.

A interrupção tem prioridade de execução, desde que a tarefa Ultra não esteja sendo executada, caso contrário, a prioridade passa a ser de Ultra. Desta forma, o sistema pode apresentar erros somente devido a falhas de comunicação para esses sensores. Como as

tarefas dos sensores digitais podem ser interrompidas, estas podem apresentar erros devido a falhas de comunicação e devido a trocas de contexto.

Rotinas para eliminar esses erros foram implementadas no Visual Studio para cada tarefa responsável pelo tratamento dos dados após a comunicação com o sistema embarcado. As leituras com erro dos sensores digitais são desprezadas. Todas as leituras do sensor de profundidade de compressão passam por rotinas para identificar se são números de 2 dígitos, caso contrário são desprezadas. O mesmo acontece para o sensor volume de insuflação, mas é verificado se são números de 3 dígitos. Desta forma o supervisor conseguiu atender ao seu objetivo de gerar feedback em um tempo suficiente para o usuário corrigir suas manobras enquanto as realiza.

4.6 - Software

A tela inicial do software é exibida na Figura 4.7a. O primeiro passo é escolher em qual porta serial está conectado o manequim. A lista das portas ativas será exibida na lista de seleção a direita da tela. Note que a barra de menu e de status estão na cor cinza e aparece escrito “Desconectado” na barra de status. Isso significa que o manequim não está conectado ao PC, portanto, não há comunicação.

Ao selecionar a porta serial na lista de seleção e apertar o botão vermelho “Conectar”, o botão e a lista de seleção desaparecem, a barra de menu e de status mudam para a cor azul e aparece escrito “Conectado” na barra de status (Figura 4.7b). Isso significa que o manequim está conectado e comunicando, e a navegação pode ser iniciada. A primeira tela Ensino-Compressões é exibida e deve ser inicialmente trabalhada.

Deve ser apresentado aos discentes normas e condições sobre segurança dos socorristas e da vítima. Exemplos devem ser analisados sob orientação do instrutor e, só então, deve-se seguir em frente. A responsividade da vítima deve ser verificada seguindo o procedimento. Caso a vítima não responda, o segundo passo exibido na Seção 2.1 da revisão bibliográfica deve ser executado e avaliado pelo instrutor.

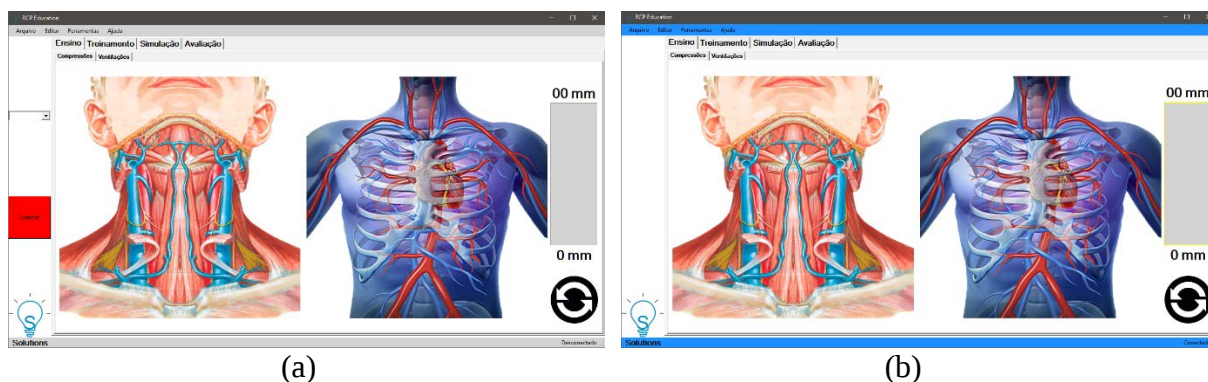


Figura 4.7 – Tela inicial do software e aba Ensino-Compressões.

A respiração deve ser verificada juntamente com o pulso carotídeo em menos de 10 segundos. A palpação do pulso é monitorada pelo software e como em muitas situações serão aplicadas somente compressões torácicas, deve-se utilizar o feedback do pulso carotídeo para familiarizar o aluno com a manobra de palpação do pulso.

Simulando uma vítima avaliada como sem pulso, deve-se utilizar o software para ensinar o discente a posicionar as mãos para realização das compressões e a profundidade correta das compressões.

A aba Ensino-Ventilações, exibida na Figura 4.8a deve ser utilizada em seguida para casos de socorristas não leigos e que tenham condições de realizar ventilações de resgate. Deve-se mostrar como é realizada a manobra para abrir a via aérea, observando a condição da via aérea no software. Nesta parte também é preciso ensinar como realizar as ventilações de resgate, utilizando o supervisor para orientar sobre o volume de ar correto que deve ser introduzido no pulmão a cada ventilação e considerações sobre parte desse ar não ser ventilado para o estômago.

Como é observado, a parte de ensino é um tutorial para ensinar os parâmetros das manobras utilizadas na RCP e ambientar o aluno em como utilizar o software para obter o retorno da qualidade destas manobras.

O próximo passo é utilizar a aba Treinamento-Compressões, exibida na Figura 4.8b, para ensinar o ritmo que deve ser realizada as compressões. O metrônomo implementado pode ser utilizado para facilitar a marcação do ritmo. Devem ser realizados ciclos de trinta compressões com frequência de 100 a 120 por minuto, em intervalos inferiores a 10 segundos, observando o retorno total do tórax após cada compressão.

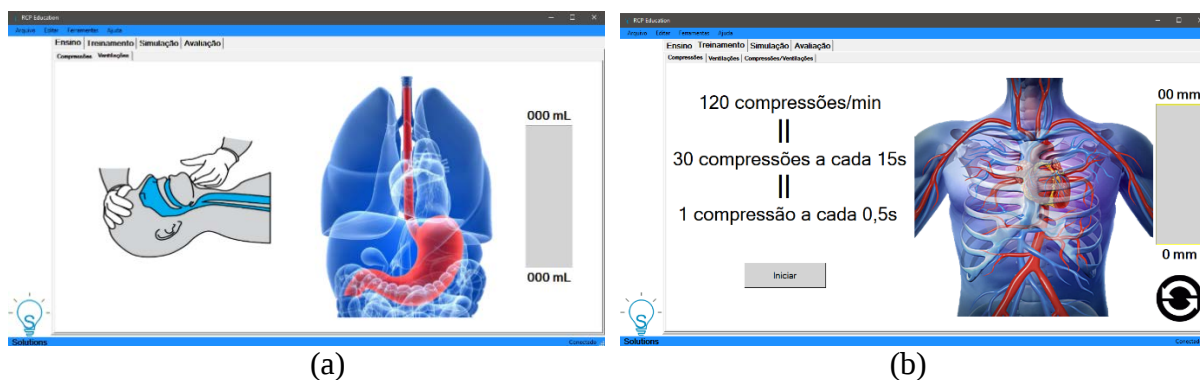


Figura 4.8 – Aba Ensino-Ventilações e Treinamento-Compressões.

Para socorristas não leigos e que tenham condições de realizar ventilações de resgate devem ser apresentados mais dois treinamentos. O primeiro utiliza a aba Treinamento-Ventilações, exibida na Figura 4.9a, e ensina o ritmo em que devem ser realizadas as ventilações. O metrônomo implementado pode ser utilizado para facilitar a marcação do ritmo. Deve ser administrado uma respiração a cada cinco ou seis segundos, ou seja, 10 a 12 respirações por minuto.

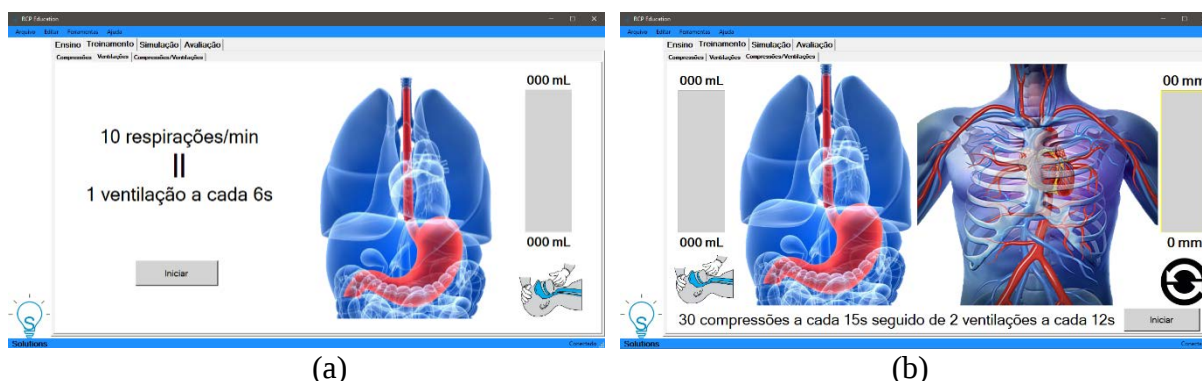


Figura 4.9 – Aba Treinamento-Ventilações e Treinamento-Compressões/Ventilações.

O segundo utiliza a aba Treinamento-Compressões/Ventilações, exibida na Figura 4.9b, e ensina a manobra completa de RCP. O metrônomo implementado pode ser utilizado para facilitar a marcação do ritmo. Deve ser administrado ciclos de 30 compressões e 2 ventilações (30:2).

Simulação de cenários podem ser realizadas utilizando a aba Simulação, exibida na Figura 4.10a. Nesta etapa casos reais podem ser apresentados fazendo uso de todas as etapas anteriores e uma estatística contendo dados sobre a performance do socorrista é apresentada ao final da simulação (Figura 4.10b).

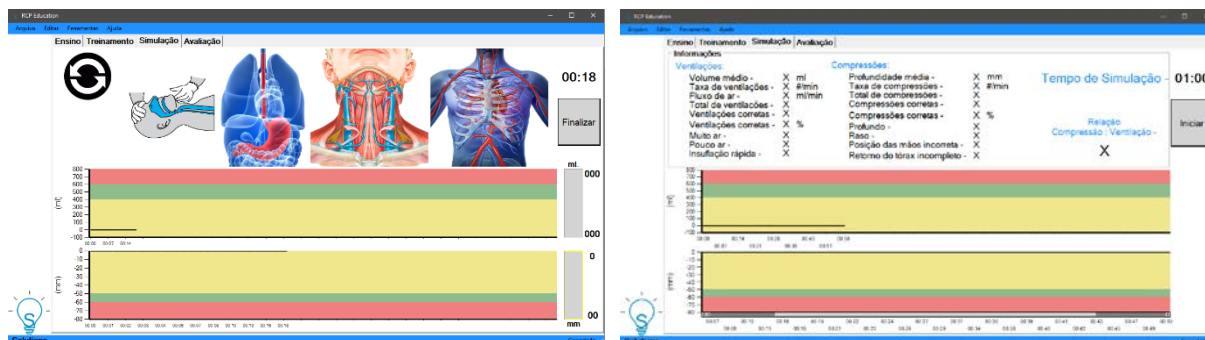


Figura 4.10 – Aba Simulação.

Um DEA pode ser utilizado para simulações de PCR em locais que contém tal equipamento. Princípios básicos de SAV podem ser simulados também, como a chegada e atendimento do SAMU, corpo de bombeiros etc.

A aba Avaliação está para ser implementada; pretende-se fazer a “gamificação” da simulação. Isso trará autonomia ao socorrista de treinar sem a supervisão de um instrutor e vai gerar um relatório do atendimento, com uma nota que avaliará sua performance.

A metodologia do sistema supervisorio utiliza o método experimental juntamente com metodologias ativa de simulação. O feedback utiliza-se do método estatístico para apresentar as informações sobre as simulações. O primeiro consiste em submeter os objetos de estudo à influência de certas variáveis, em condições controladas e conhecidas pelo orientador, para observar os resultados que a variável produz no objeto (Gil, 2008). Já a metodologia ativa, segundo Rocha & Lemos (2014), Segura & Kalhil (2013), situa o discente no centro de sua formação, desenvolvendo senso crítico diante do que é aprendido e adquirindo competências para relacionar esses conhecimentos ao seu dia a dia. Uma forma de atingir este objetivo é utilizar simulações como em Souza et al. (2018). Simulações são instrumentos que auxiliam e complementam a aula expositiva, fornecendo oportunidades de participação interativa e possibilitando a prática de procedimentos impossíveis de serem realizados no mundo real. Uma simulação ideal incentiva e orienta o processo de descoberta dos discentes, proporcionando-lhes um ambiente divertido e atraente com feedback dos seus questionamentos, como este trabalho.

A análise exploratória de dados foi utilizada como principal método para analisar as informações provenientes do experimento. Consiste em organizar o conjunto de dados obtidos após sua identificação em quantitativos ou qualitativos, com o objetivo de obter sua distribuição de frequências e apresentá-los de forma adequada no feedback.

5 - CONCLUSÕES

Neste trabalho foi apresentado um simulador para treinamento de RCP, juntamente com a instrumentação necessária à monitorização da manobra. Nesta implementação foi possível utilizar recursos tecnológicos no desenvolvimento da ciência enquanto ocorria o desenvolvimento de habilidades em automação, aplicando ciência da computação e automação em ciências médicas.

Os sensores de palpação de pulso, estado de via aérea e posição das mãos, já disponibilizados no manequim, foram adaptados a plataforma Arduino. O sensor ultrassônico se mostrou uma alternativa viável desempenhando o papel de sensor de posição das mãos. A calibração e validação deste sensor mostrou resultados experimentalmente equivalentes ao da empresa Laerdal®, com a vantagem de medir distâncias maiores. O sensor de vazão de água adaptado para medir a quantidade de ar fornecido aos pulmões atendeu aos requisitos da RCP.

Um sensor foi adaptado para medir a quantidade de ar fornecida aos pulmões durante a ventilação nas manobras de RCP. A calibração e validação do sensor alcançaram resultados que atendem aos requisitos de RCP. Durante os testes espirométricos, o sistema apresentou os resultados das medições de $(305 \pm 22, 450 \pm 23, 603 \pm 24, 751 \pm 26, 922 \pm 27, 1021 \pm 30, 1182 \pm 33, 1326 \pm 36, 1476 \pm 37, 1618 \pm 45 \text{ e } 1786 \pm 56)$ ml para valores de referência de $(300 \pm 2, 450 \pm 3, 600 \pm 3, 750 \pm 4, 900 \pm 5, 900 \pm 5, 1050 \pm 6, 1200 \pm 6, 1350 \pm 7, 1500 \pm 8, 1650 \pm 9 \text{ e } 1800 \pm 9)$ ml, respectivamente. Além disso, consideramos as condições espirométricas e de limite de pressão durante os experimentos usando o pulmão do manequim, de acordo com os resultados.

O desempenho do sensor proposto foi comparado com um espirômetro comercial e os resultados experimentais foram equivalentes. O perfil das curvas e alguns parâmetros medidos pelo sensor YF-S201 e espirômetro Koko são diferentes. O YF-S201 caracteriza a respiração normal durante as manobras ventilatórias, enquanto o Koko caracteriza a respiração de uma pessoa com vias aéreas completamente obstruídas, vias aéreas parcialmente obstruídas ou doença grave durante as mesmas manobras. Após a calibração, o sensor YF-S201 mostrou uma incerteza mínima de 22 ml para volumes de até 300 ml e uma incerteza máxima de 56 ml para volumes superiores a 1800 ml. Assim, os erros sistemáticos e aleatórios foram caracterizados, com um erro máximo de 65 ml ou 3,6%.

O experimento confirmou que as medições podem ser realizadas em várias simulações usando os manequins em conjunto com o sensor. É uma alternativa econômica e

relativamente fácil de se adaptar a diferentes manequins. Os resultados foram baseados em modelos espirométricos, trazendo mais realismo às simulações e inúmeras possibilidades de debriefing.

Requisitos de tempo real foram estabelecidos em acordo com as exigências da aplicação e implementadas utilizando um ARTE para sistemas embarcados de tempo real. O deadline de execução foi discutido com base nos requisitos de comunicação serial e de tempo real, avaliando se o tempo de resposta do sistema supervisorio foi adequado à aplicação.

Foi possível prever o tempo de resposta dos sensores no pior caso, o que proporcionou a interação entre o ARTE e o hardware de acordo com os requisitos do sistema, sendo possível programar de uma maneira abstrata e confiável. Logo, a implementação do Sistema de Tempo Real foi realizada com extrema confiabilidade e segurança.

Tão logo o supervisorio recebe os dados, ele os decodifica e apresenta as informações em um intervalo de tempo suficientemente pequeno para que os usuários possam corrigir as manobras ao mesmo tempo em que as realizam. Desta forma, foi possível automatizar o sistema de treinamento de RCP, mas a automação do ensino, a prática e a avaliação da RCP em escolas de medicina, cursos de primeiros socorros e áreas afins como proposto será tema de trabalhos futuros. Automação e ciência da computação se mostraram ferramentas integradas a segmentos tecnológicos distintos, mas ainda possuem um potencial maior ainda não explorados neste trabalho e que pretende-se explorar em trabalhos futuros.

O sensor volume de insuflação também será utilizado em manequins bebês, crianças, de intubação orotraqueal e de traqueostomia. Os autores acreditam a instrumentação dos dois últimos manequins uma novidade.

Pretende-se ainda alterar a forma de comunicação de USB para wi-fi, pois vai trazer mais realismo às simulações. O desafio será fazer a comunicação wi-fi cumprir os requisitos de tempo real. Pretende-se, ainda, concluir o feedback de estatísticas da simulação e de avaliação para finalizar com a validação do software como um sistema metodológico para educação.

6 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANSARIN, K.; CHATKIN, J. M.; FERREIRA, I. M.; et al. Exhaled nitric oxide in chronic obstructive pulmonary disease : relationship to pulmonary function. **Eur. Respir. J.**, v. 17, p. 934–938, 2001.issn: 0903-1936.

APPLEGATE, R.; AITKEN, D.; CHANG, T.; MACKINNON, R. The implementation of cardiopulmonary resuscitation training using mobile uploads, gamification and direct feedback manikins: A study in sixth form student. **Proceedings of 2015 International Conference on Interactive Mobile Communication Technologies and Learning, IMCL 2015**, p. 205–209, 2015.doi: 978-1-4673-8243-4/15/\$31.00.

ASSOCIATION, A. H. Atualização das Diretrizes de RCP e ACE: Destaques da American Heart Association 2015. **American Heart Association**, p. 36, 2015. Disponível em: <<https://eccguidelines.heart.org/wp-content/uploads/2015/10/2015-AHA-Guidelines-Highlights-Portuguese.pdf>>.

ASSOCIATION, A. H. Resumo dos principais pontos de discussão e alterações nas atualizações das diretrizes de 2017. **American Heart Association**, p. 2, 2017. Disponível em: <https://eccguidelines.heart.org/wp-content/uploads/2017/12/2017-Focused-Updates_Highlights_PTBR.pdf>.

ASSOCIATION, A. H. Destaques das atualizações focadas em Recomendações de 2018 da American Heart Association para RCP e ACE. **American Heart Association**, p. 8, 2018.

BANKMAN, I. N.; GRUBEN, K. G.; HALPERIN, H. R.; et al. Identification of dynamic mechanical parameters of the human chest during manual cardiopulmonary resuscitation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 37, n. 2, p. 211–217, 1990. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2312146>>.doi: 0018-9294/90/0200-0211\$01.00.

BICHURIN, M.; PETROV, V.; ZAKHAROV, A.; et al. Magnetolectric Interactions in Lead-Based and Lead-Free Composites.**Materials**, v. 4, p. 651-702,2011. doi:10.3390/ma4040651.

BOGGS, P. T.; ROGERS, J. E. Orthogonal Distance Regression. **Applied and Computational Mathematics Division**, 1990.

BÖREKÇİ, S.; DEMİR, T.; DILEKTAŞLI, A. G.; et al. A Simple Measure to Assess Hyperinflation and Air Trapping: 1-Forced Expiratory Volume in Three Second / Forced Vital Capacity. **Balkan Med. J.**, v.34, p. 113–118, 2017. doi: 10.4274/balkanmedj.2015.0857.

BRASIL. Ministério da Educação. **Projeto Pedagógico de Curso: Bacharelado em Medicina**. Ouro Preto, 2018.

BUESS, C.; PIETSCH, P.; GUGGENBUHL, W.; et al. Design and Construction of a Pulsed Ultrasonic Air Flowmeter. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. BME-33, n. 8, p. 768–774, 1986. doi: 0018-9294/86/0800-0768\$01.00.

CAPSAL, J.F.; LALLART, M.; GALINEAU, J.; et al. Evaluation of macroscopic polarization and actuation abilities of electrostrictive dipolar polymers using the microscopic Debye / Langevin formalism. **J. Phys. D: Appl. Phys.**, v. 45, p. 9, 2012. doi:10.1088/0022-3727/45/20/205401.

CHAUDHURI, A.; MANDAL, M.; MANDAL, K. Preparation and study of NiFe₂O₄/SiO₂ core – shell nanocomposites. **Journal of Alloys and Compounds**, v. 487, p. 698–702, 2009. doi:10.1016/j.jallcom.2009.07.187.

COHEN, K. P.; LADD, W. M.; BEAMS, D. M.; et al. Comparison of Impedance and Inductance Ventilation Sensors on Adults During Breathing , Motion , and Simulated Airway Obstruction. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 44, n. 7, p. 555–566, 1997. doi: 0018–9294/97\$10.00.

DE BIÈVRE, P. International vocabulary of metrology: Basic and general concepts and associated terms - VIM 3rd edition. **JCGM: Sevres, France; BIPM: Sevres, France; IEC: Geneva, Switzerland; IFCC: Milano, Italy; ILAC: Toronto ON, Canada; ISO: Geneva, Switzerland; IUPAC: Zurich, Switzerland; IUPAP: Singapore; OIML: Paris, France**, 2012.

FAHMI, F.; HIZRIADI, A.; KHAIRANI, F.; et al. Clean water billing monitoring system using flow liquid meter sensor and SMS gateway. **Journal of Physics: Conference Series**, v. 978, n. 1, 2018. doi :10.1088/1742-6596/978/1/012111.

FAN, D.; YANG, J.; ZHANG, J.; et al. Effectively Measuring Respiratory Flow With

Portable Pressure Data Using Back Propagation Neural Network. **IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine**, v. 6, p. 1–12, 2018. doi: 10.1109/JTEHM.2017.2688458.

FATEHNIA, M.; PARAN, S.; KISH, S.; et al. Automating double ring infiltrometer with an Arduino microcontroller. **Geoderma**, v. 262, p. 133–139, 2016. doi: 10.1016/j.geoderma.2015.08.022.

FERCHMIN, I. D.; FERCHMIN, A. R. Static permittivity of water revisited: ϵ in the electric field above 10^8Vm^{-1} and in the temperature range $273 \leq T \leq 373 \text{ K}$. **Phys. Chem.**, v. 6, p. 1332–1339, 2004.

FERREIRA, L. R.; KAPPS, G. W.; DE OLIVEIRA, J. C.; et al. An instrument for measuring force vector and frequency of CPR compressions. **IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC)**, p.1-5, 2017. doi: 978-1-5090-3596-0/17/\$31.00.

GAJEWSKI, J. B. Electrostatic Nonintrusive Method for Measuring the Electric Charge, Mass Flow Rate, and Velocity of Particulates in the Two-Phase Gas – Solid Pipe Flows — Its Only or as Many as 50 Years of Historical Evolution. **IEEE Transactions on Industry Applications**, v. 44, n. 5, p. 1418–1430, 2008. doi: 10.1109/TIA.2008.2002276.

GAMAGE, S. K.; HENDERSON, H. T. A study on a silicon Hall effect device with an integrated electroplated planar coil for magnetic sensing applications. **Journal of Micromechanics and Microengineering**, v. 16, n. 3, p. 487–492, 2006. doi: 10.1088/0960-1317/16/3/003.

GARCÍA, L. M.; BARTOLOME, F.; BARTOLOME, J.; et al. Strong Paramagnetism of Gold Nanoparticles Deposited on a *Sulfolobus acidocaldarius* S Layer. **PRL**, v. 109, p. 1-5, 2012. doi: 10.1103/PhysRevLett.109.247203.

GARDI, M. **Design and Development of RTOS (Scheduler) framework with CPU components analysis (PulseAT implementation) of DAEbot's Health Controller**, 2018.

GARMABDARI, R.; SHAFIE, S.; ISA, M. M. Sensory system for the electronic water meter. **ICCAS 2012 - 2012 IEEE International Conference on Circuits and Systems**:

“**Advanced Circuits and Systems for Sustainability**”, p. 223–226, 2012. doi: 978-1-4673-3119-7/12/\$31.00.

GARMABDARI, R.; SHAFIE, S.; WAN HASSAN, W. Z.; et al. Study on the effectiveness of dual complementary Hall-effect sensors in water flow measurement for reducing magnetic disturbance. **Flow Measurement and Instrumentation**, v. 45, p. 280–287, 2015. doi: 10.1016/j.flowmeasinst.2015.07.007

GIL, A. C. **Métodos e Técnicas de Pesquisa Social**. 6^o ed. São Paulo: Atlas S.A., 2008.

GILLY, H. J.; BAUBIN, M.; HAID, C. Quality on-line monitoring of active compression decompression cardiopulmonary resuscitation. **22nd Annual EMBS International Conference**, v. 4, p.2981–2983, 2000. doi: 0-7803-6465-1/001\$10.00.

GOHIER, F.; DELLIMORE, K.; SCHEFFER, C. Development of a smart backboard system for real-time feedback during CPR chest compression on a soft back support surface. **35th Annual International Conference of the IEEE EMBS**, p.346–349, 2013. doi: 978-1-4577-0216-7/13/\$26.00.

GOSAVI, G.; GAWDE, G.; GOSAVI, G. Smart water flow monitoring and forecasting system. **RTEICT - 2nd IEEE International Conference on Recent Trends in Electronics, Information and Communication Technology, Proceedings**, p. 1218–1222, 2018. doi: 978-1-5090-3704-9/17/\$31.00.

GRUBEN, K. G.; ROMLEIN, J.; HALPERIN, H. R.; et al. System for Mechanical Measurements During Cardiopulmonary Resuscitation in Humans. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 37, n. 2, p. 204–210, 1990. doi: 0018-9294/90/0200-0204\$01.00.

GU, S.; LEADER, J.; ZHENG, B.; et al. Direct assessment of lung function in COPD using CT densitometric measures. **Physiol. Meas.**, v. 35, p. 833–845. doi:10.1088/0967-3334/35/5/833 2014.

GUM, I. Evaluation of measurement data: Guide to the expression of uncertainty in measurement - GUM2008. **JCGM: Sevres, France; BIPM: Sevres, France; IEC: Geneva, Switzerland; IFCC:Milano, Italy; ILAC: Toronto ON, Canada; ISO: Geneva,**

Switzerland; IUPAC: Zurich, Switzerland; IUPAP: Singapore; OIML: Paris, France, 2008.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; KRANE, K. S. **Fundamentos da Física, Volume 1 e 2.** 8ª edição: LTC, 2009.

HITOMI, J.; MURAI, Y.; PARK, H. J. I. N.; et al. Ultrasound Flow-Monitoring and Flow-Metering of Air-Oil-Water Three-Layer Pipe Flows. **IEEE Access**, v. 5, p. 15021–15029, 2017. doi: 10.1109/ACCESS.2017.2724300.

HOFMANN, M.; EDELMANN, J.; WEIGEL, R.; et al. Depth end Rate of the Save. **IEEE Microwave magazine**, p. 14–21, 2012. doi: 10.1109/MMM.2012.2216707.

INCALZI, R. A.; PENNAZZA, G.; SCARLATA, S.; et al. Reproducibility and Respiratory Function Correlates of Exhaled Breath Fingerprint in Chronic Obstructive Pulmonary Disease. **PLOS ONE**, v. 7, n. 10, p. 1–8, 2012. doi: 10.1371/journal.pone.0045396.

INDOWARE. **Ultrasonic Ranging Module HC - SR04**. 2013.

JAMALUDDIN, A.; HARJUNOWIBOWO, D.; RAHARDJO, D. T.; et al. Wireless water flow monitoring based on Android smartphone. **2nd International Conference of Industrial, Mechanical, Electrical, and Chemical Engineering, ICIMECE**, p. 243–247, 2017. doi: 978-1-5090-4161-9/16/\$31.00.

JORGE, A. DE F. S.; RIBEIRO, A.; GOMES, C.; et al. **Fundamentos de física e biofísica**. 1ª edição: FTC EaD, 2008.

JÚNIOR, A. A. G.; SOUSA, A. R. **Fundamentos de Metrologia Científica e Industrial**. Manole, 2008.

KARIMI, R.; TORNLING, G.; FORSSLUND, H.; et al. Differences in regional air trapping in current smokers with normal spirometry. **Eur. Respir. J.**, v. 49, p. 1-10, 2017. doi: 10.1183/13993003.00345-2016.

KECORIUS, S.; JAKOB, L.; WIEDENSOHLER, A.; et al. A new method to measure real-world respiratory tract deposition of inhaled ambient black carbon. **Environmental Pollution**, v. 248, p. 295–303, 2019. doi: 10.1016/j.envpol.2019.02.021.

KITCHEN, M. J.; LEWIS, R. A.; MORGAN, M. J.; et al. Dynamic measures of regional lung air volume using phase contrast x-ray imaging. **Phys. Med. Biol.**, v. 53, p. 6065-6077, 2008. doi:10.1088/0031-9155/53/21/0122008.

KOBLER, A.; HARTNACK, S.; SACKS, M.; et al. Evaluation der Messgenauigkeit von Atemvolumina des Anästhesiegerätes Tafonius ® in vitro und in vivo. **Pferdeheilkunde**, v. 32, n. 5, p. 449–455, 2016.

KONGSTAD, T.; BUCHVALD, F. F.; GREEN, K.; et al. Improved air trapping evaluation in chest computed tomography in children with cystic fi brosis using real-time spirometric monitoring and biofeedback. **Journal of Cystic Fibrosis**, v. 12, n. 6, p. 559–566, 2013. doi: 10.1016/j.jcf.2013.05.012.

KULISH, V. **Human Respiration**. USA: WIT Press, 2006.

KYRIAZIS, A.; ALEJO, R. P.; RODRIGUEZ, I.; et al. A MRI and Polarized Gases Compatible Respirator and Gas Administrator for the Study of the Small Animal Lung: Volume Measurement and Control. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 57, n. 7, p. 1745–1749, 2010. doi: 10.1109/TBME.2010.2042596.

LAERDAL. Resusci Anne. p. 4–15, 2010.

LAERDAL. Resusci Anne Wireless SkillReporter. Disponível em: <<https://www.laerdal.com/br/products/simulation-training/resuscitation-training/SkillReporter-PC/>>. Acesso em: 12/3/2019.

LATIF, M. H.; AJMAL, M.; AHMAD, F.; et al. LA-VIE: A serious game for cardiopulmonary resuscitation. **5th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH) IEEE**, p.1–5, 2017. doi: 978-1-5090-5482-4/17/\$31.00.

LEE, A. D.; CHUN, E.; SUH, S.; et al. Evaluation of postoperative change in lung volume in adolescent idiopathic scoliosis Measured by computed tomography. **Indian Journal of Orthopaedics**, v. 48, n. 4, p. 6–10, 2014.

LEOCÁDIO, R. R. V.; SEGUNDO, A. K. R.; LOUZADA, C. F. Sensor for Measuring the Volume of Air Supplied to the Lungs of Adult Mannequins in Ventilation Maneuvers during

Cardiopulmonary Resuscitation. **5th International Electronic Conference on Sensors and Applications**, v. 4, n. 39, 2018. doi: 10.3390/ecsa-5-05724.

LEOCÁDIO, R. R. V.; SEGUNDO, A. K. R.; LOUZADA, C. F. A Sensor for Spirometric Feedback in Ventilation Maneuvers during Cardiopulmonary. **Sensors**, v. 19, n. 23, p. 1-18, 2019. doi: 10.3390/s19235095.

LEOCÁDIO, R. R. V.; SEGUNDO, A. K. R.; LOUZADA, C. F. Sistema de tempo real aplicado a simuladores de Ressuscitação Cardiopulmonar. **14º Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente**, p.1-6, 2019. doi: 10.17648/sbai-2019-111394.

LEONOV, A. V.; MALYKH, A. A.; MORDKOVICH, V. N.; et al. An autogenerator induction-to-frequency converter circuit based on a field-effect Hall sensor with a regulated frequency. **Instruments and Experimental Techniques**, v. 58, n. 5, p. 637–639, 2015. doi: 10.1134/S0020441215040211.

LI, H. N.; WANG, Z. T.; LI, X. B. Hardware design of CPR Simulation Control System based on SCM. **International Conference on Electrical and Control Engineering**, p. 4802–4805, 2011. doi: 978-1-4244-8165-1/11/\$26.00.

LI, Q.; YAO, C. **Real-Time Concepts for Embedded Systems**. CMP Books, 2003.

LI, W.; DAVLOUROS, P. A.; KILNER, P. J.; et al. Doppler-echocardiographic assessment of pulmonary regurgitation in adults with repaired tetralogy of Fallot: Comparison with cardiovascular magnetic resonance imaging. **American Heart Journal**, 2004. doi: 10.1016/S0002-8703(03)00527-1.

LICHTER, P. A.; NORTH, R.; ANDRE, A. D.; et al. System to improve AED resuscitation using interactive CPR coaching. **31st Annual International Conference of the IEEE EMBS**, p. 6755–6760, 2009. doi: 978-1-4244-3296-7/09/\$25.00.

LIETO, A. DI; GIULIANO, A.; MACCARRONE, F.; et al. Hall effect in a moving liquid. **European Journal of Physics**, v. 33, n. 1, p. 115–127, 2012. doi: 10.1088/0143-0807/33/1/010.

LIU, M.; JIANG, H.; CHEN, J.; et al. Tidal Volume Estimation Using Portable Ultrasound

Imaging System. **IEEE Sensors Journal**, v. 16, n. 24, p. 9014–9020, 2016. doi: 10.1109/JSEN.2016.2616381.

LOCONSOLE, C.; FRISOLI, A.; SEMERARO, F.; et al. RELIVE: A Markerless Assistant for CPR Training. **IEEE Transactions on Human-Machine Systems**, v. 46, n. 5, p. 755–760, 2016. doi: 10.1109/THMS.2016.2586756.

MADSEN, F.; FRIZILUND, L.; ULRİK, C. S.; et al. Office spirometry: temperature conversion of volumes measured by the Vitalograph-R bellows spirometer is not necessary. **Respiratory Medicine**, v. 93, p. 685–688, 1999. doi: 10.1054-6111/99/100685+04 \$12.00/0.

MAKWANA, A. H.; SOLANKI, J. D.; GOKHALE, P. A.; et al. Study of computerized spirometric parameters of traffic police personnel of Saurashtra region, Gujarat, India. **Lung India**, v. 32, n. 5, p. 457–461, 2015. doi: 10.4103/0970-2113.164177.

MANDAL, N.; RAJITA, G. An accurate technique of measurement of flow rate using rotameter as a primary sensor and an improved op-amp based network. **Flow Measurement and Instrumentation**, v. 58, p. 38–45, 2017. doi: 10.1016/j.flowmeasinst.2017.09.014.

MAROTTA, A.; KLINNERT, M. D.; PRICE, M. R.; et al. Impulse oscillometry provides an effective measure of lung dysfunction in 4-year-old children at risk for persistent. **J. Allergy Clin. Immunol.**, p. 4-9, 2003. doi: 10.1067/mai.2003.1627.

MAXWELL, L. J.; ELLIS, E. R. The effect on expiratory flow rate of maintaining bag compression during manual hyperinflation. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 50, n. 1, p. 47–49, 2004. Australian Physiotherapy Association. doi: 10.1016/S0004-9514(14)60248-8.

MICROSYSTEMS, A. **A1101, A1102, A1103, A1104, and A1106: Continuous-Time Switch Family**. Worcester, Massachusetts, 2016.

MITRA, S.; MANDAL, K. Ā.; KUMAR, P. A. Temperature dependence of magnetic properties of NiFe₂O₄ nanoparticles embedded in SiO₂ matrix. **Journal of Magnetism and Magnetic Materials**, v. 306, p. 254–259, 2006. doi: 10.1016/j.jmmm.2006.03.024.

MONFRAIX, S.; BAYAT, S.; PORRA, L.; et al. Quantitative measurement of regional lung gas volume by synchrotron radiation computed tomography. **Phys. Med. Biol.**, v. 50, p. 1-11, 2005. doi: 10.1088/0031-9155/50/1/001.

MUNSON, B. R.; YONG, D. F.; OKIISHI, T. H. **Fundamentos da mecânica dos fluidos**. 4ª edição, Ames, Iowa: Edgard Bluncher, 2004.

NEBUYA, S.; MILLS, G. H.; MILNES, P.; et al. Indirect measurement of lung density and air volume from electrical impedance tomography (EIT). **Physiol. Meas.**, v. 32, p. 1953–1967, 2011. doi: 10.1088/0967-3334/32/12/006.

NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. 5ª edição: Elsevier, 2001.

NOCEDAL, J.; WRIGHT, S. J. **Numerical Optimization**. 2ª edição: Springer, 1996.

NYENG, T. B.; KALLEHAUGE, J. F.; HOYER, M.; et al. Clinical validation of a 4D-CT based method for lung ventilation measurement in phantoms and patients. **Acta Oncologica**, v. 50, p. 897–907, 2011. doi: 10.3109/0284186X.2011.577096.

NYSÆTHER, J. B.; DORPH, E.; RAFOSS, I.; et al. Manikins with human-like chest properties - A new tool for chest compression research. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 55, n. 11, p. 2643-2650, 2008. doi: 10.1109/TBME.2008.2001289.

OH, A.; MORRIS, TESSA A; YOSHII, I. T.; et al. Flow Decay: A Novel Spirometric Index to Quantify Dynamic Airway Resistance. **Respiratory Care**, v. 62, n. 7, p. 928-935, 2017. doi: 10.4187/respcare.04850.

PANIS, L. I.; PROVOST, E. B.; COX, B.; et al. Short-term air pollution exposure decreases lung function: a repeated measures study in healthy adults. **Environmental Health**, v. 16, n. 60, p. 1-7, 2017. doi: 10.1186/s12940-017-0271-z.

PATRICK, H.; EISENBERG, L. An Electronic Resuscitation Evaluation System. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. BME-19, n. 4, p. 317-320, 1972. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/document/4120539/>>.

PEREIRA, C. A. C. Espirometria. **J. Pneumol.**, v. 28, n. 3, p. S1-S82, 2002.

PERRY, R. H.; GREEN, D. W.; MALONEY, J. O. **Perry's Chemical Engineers' Handbook: Seventh Edition**. 7ª edição: McGraw-Hill, 1997.

PLESSIS, E.; MAREE, D.; HEERDEN, J. V.; et al. The utility of hand-held mobile spirometer technology in a resource-constrained setting. *SAMJ*, v. 109, n. 4, p. 219-222, 2019. doi: 10.7196/SAMJ.2019.v109i4.13845.

PRINA, E.; TORRES, A.; ROBERTO, C.; CARVALHO, R. Lung ultrasound in the evaluation of pleural effusion. *J. Bras. Pneumol.*, v. 40, n. 1, p. 1-5, 2014.

RIBEIRO, C.; TIAGO, J.; MONTEIRO, M.; PEREIRA, J. SeGTE: A serious game to train and evaluate basic life support. **International Conference on Computer Graphics Theory and Applications (GRAPP)**, p. 1–7, 2014.

RIBEIRO, F. S.; TEIXEIRA, W. L. R. **Modelagem Matemática para Gases Reais Aplicada a Escoamento em Dutos**. Universidade Federal do Espírito Santo - UFES, 2008.

RIERA, J.; PURIFICACIÓN, P.; CORTÉS, J.; et al. Effect of High-Flow Nasal Cannula and Body Position on End-Expiratory Lung Volume: A Cohort Study Using Electrical Impedance Tomography. *Respiratory Care*, v. 58, n. 4, p. 589–596, 2013. doi: 10.4187/respcare.02086.

ROCHA, H. M.; LEMOS, W. D. M. Metodologias Ativas: do que estamos falando? Base conceitual e relato de pesquisa em andamento. **IX Simpósio Pedagógico e Pesquisas em Comunicação**, 2014.

RUNDELL, K. W.; EVANS, T. M.; BAUMANN, J. M.; et al. Lung function measured by impulse oscillometry and spirometry following eucapnic voluntary hyperventilation. *Can. Respir. J.*, v. 12, n. 5, p. 257–264, 2005.

SAKAMOTO, S.; ANH, L. D.; HAI, P. N.; et al. Magnetization process of the n-type ferromagnetic semiconductor (In,Fe)As: Be studied by x-ray magnetic circular dichroism. *Physical Review B*, v. 93, p. 1–6, 2016. doi: 10.1103/PhysRevB.93.035203.

SÁNCHEZ, R. D.; LÓPES-QUINTELA, M. A.; RIVAS, J.; et al. Magnetization and electron paramagnetic resonance of Co clusters embedded in Ag nanoparticles. *J. Phys.: Condens. Matter*, v. 11, p. 5643–5654, 1999. doi: 0953-8984/99/295643+12\$30.00.

SANTOS, U. P.; LU, M.; BRAGA, F.; et al. Association between Traffic Air Pollution and Reduced Forced Vital Capacity: A Study Using Personal Monitors for Outdoor Workers. **PLoS ONE**, v. 11, n. 10, p. 1–12, 2016. doi: 10.1371/journal.pone.0163225.

SCHUBAUER-BERIGAN, M. K.; DAHM, M. M.; ERDELY, A.; et al. Association of pulmonary, cardiovascular, and hematologic metrics with carbon nanotube and nanofiber exposure among U.S. workers: a cross-sectional study. **Particle and Fibre Toxicology**, v. 15, n. 22, p. 1–14, 2018. doi: 10.1186/s12989-018-0258-0.

SCHWARTZ, J. G.; FOX, W. W.; SHAFFER, T. H. A Method for Measuring Functional Residual Capacity in Neonates with Endotracheal Tubes. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. BME-25, n. 3, p. 304–307, 1978. doi: 0018-9294/78/0500-0304\$00.75.

SEGURA, E.; KALHIL, J. B. A metodologia ativa como proposta para o ensino de ciências. **REAMEC**, v. 3, p. 87–98, 2013.

SEPPA, V.; VIIK, J.; HYTTINEN, J. Assessment of Pulmonary Flow Using Impedance Pneumography. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 57, n. 9, p. 2277–2285, 2010. doi: 10.1109/TBME.2010.2051668.

SINHA, S.; BANERJEE, D.; MANDAL, N.; et al. Design and Implementation of Real-Time Flow Measurement System Using Hall Probe Sensor and PC-Based SCADA. **IEEE Sensors Journal**, v. 15, n. 10, p. 5592–5600, 2015. doi: 10.1109/JSEN.2015.2442651.

SONG, Y. T.; CHEE, Y. The development of feedback monitoring device for CPR. **33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS**, p. 3294–3297, 2011. doi: 978-1-4244-4122-8/11/\$26.00.

SONIGO, P.; DOMMERGUES, M.; FOURNET, J. C.; et al. Fetal lung volume measurement by magnetic resonance imaging in congenital diaphragmatic hernia. **British Journal of Obstetrics and Gynaecology**, v. 108, p. 863–868, 2001.

SOUZA, E. F. D.; SILVA, A. G.; SILVA, A. I. L. F. Metodologias ativas na graduação em enfermagem: um enfoque na atenção ao idoso. **Rev. Bras. Enferm.**, v. 71, n. 2, p. 976–980, 2018. doi: 10.1590/0034-7167-2017-0150.

TAN, S. L.; TRAN NGUYEN, B. A. Survey and performance evaluation of real-time operating systems (RTOS) for small microcontrollers. **IEEE Micro**, p. 1–14, 2009. doi: 10.1109/MM.2009.56.

URBAŃSKI, M.; NOWICKI, M.; SZEWCZYK, R.; WINIARSKI, W. Flowmeter Converter Based on Hall Effect Sensor. **Springer**, p.265–276, 2015. doi: 10.1007/978-3-319-15835-8_29.

VAUTZ, W.; BAUMBACH, J. I.; WESTHOFF, M.; et al. Breath sampling control for medical application. **Int. J. Ion Mobil. Spec.**, v. 13, p. 41–46, 2010. doi: 10.1007/s12127-010-0039-4.

VILLAGOMEZ, C.; SUAREZ, F.; GOMEZ, S.; et al. Development of a patient simulator for teaching and evaluation of the basic cardio-pulmonary reanimation protocol. **33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS**, p.4159–4162, 2011. doi: 978-1-4244-4122-8/11/\$26.00.

WALLACE, D. R.; LYNNWORTH, L. C.; KORBA, J. M. Fast Response Ultrasonic Flowmeter Measures Breathing Dynamics. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. BME-32, n. 7, p. 530–535, 1985. doi: 0018-9294/85/0700-0530\$01.00.

WANG, T.; BAKER, R. Coriolis flowmeters: A review of developments over the past 20 years, and an assessment of the state of the art and likely future directions. **Flow Measurement and Instrumentation**, v. 40, p. 99–123, 2014. doi: 10.1016/j.flowmeasinst.2014.08.015.

XIE, X.; TIAN, F.; SUN, Q.; et al. A Simulator of Human Chest that Simulated Force-Sternal Displacement Relationship During Cardiopulmonary Resuscitation. **3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering**, p.1–4, 2009. doi: 978-1-4244-2902-8/09/\$25.00.

YE, S.; NEY, V.; KAMMERMEIER, T.; et al. Absence of ferromagnetic-transport signatures in epitaxial paramagnetic and superparamagnetic Zn_{0.95}Co_{0.05}O films. **Physical Review B**, v. 80, p. 1–7, 2009. doi: 10.1103/PhysRevB.80.245321.

ZWICK, D. S. Applications of orthogonal distance regression in metrology. **Double Star**

Res., 2016.

ZWOLAK, J. W.; BOGGS, P. T.; WATSON, L. T. ODRPACK95: A Weighted Orthogonal Distance Regression Code with Bound Constraints. Virginia Tech: Blacksburg, VA, USA, 2004.

7 - ANEXOS

7.1 - Anexo A – Características máximas, elétricas e magnéticas do A1106EUA-T

Tabela 7.1 – Características máximas absolutas.
Fonte: Adaptada de MICROSYSTEMS, 2016.

Característica	Símbolo	Anotações	Valor	Unidade
Tensão de alimentação	V_{CC}	-	30	V
Tensão de alimentação inversa	V_{RCC}	-	-30	V
Tensão de saída	V_{OUT}	-	30	V
Tensão de saída inversa	V_{ROUT}	-	-0,5	V
Corrente de saída	$I_{OUTSINK}$	-	25	mA
Densidade do fluxo magnético	B	-	Ilimitado	G
Temperatura ambiente operacional	T_A	Extensão E	-40 a 85	°C
		Extensão L	-40 a 150	°C
Temperatura máxima da junção	$T_{J(max)}$	-	165	°C
Temperatura de armazenamento	T_{stg}	-	-65 a 170	°C

Tabela 7.2 – Características elétricas operacionais.
Fonte: Adaptada de MICROSYSTEMS, 2016.

Característica	Símbolo	Mínimo	Típico	Máximo	Unidade
Tensão de alimentação	V_{CC}	3,8	-	24	V
Perda de corrente na saída	I_{OUTOFF}	-	-	10	μA
Tensão de saída	$V_{OUT(SAT)}$	-	215	400	mV
Tempo para ligar	t_{PO}	-	-	4	μs
Tempo de subida da saída	T_r	-	-	400	ns
Tempo de descida da saída	T_f	-	-	400	ns
Corrente	I_{CCON}	-	4,1	7,5	mA
	I_{CCOFF}	-	3,8	7,5	mA
Corrente de bateria reversa	I_{RCC}	-	-	-10	mA
Tensão zener	V_Z	32	-	-	V
Corrente zener	I_Z	-	-	10,5	mA

Tabela 7.3 – Características magnéticas operacionais.
Fonte: Adaptada de MICROSYSTEMS, 2016.

Característica	Símbolo	Mínimo	Típico	Máximo	Unidade
Ponto de Operação	B_{OP}	260	340	430	G
Ponto de liberação	B_{RP}	160	240	330	G
Histerese	B_{HYS}	70	105	140	G

7.2 - Anexo B – Características elétricas do HC-SR04

Tabela 7.4 – Características elétricas.
Fonte: Adaptada de INDOWARE, 2013.

Característica	Valor	Unidade
Tensão de trabalho	5	V _{DC}
Corrente de trabalho	15	mA
Frequência de trabalho	40	kHz
Alcance máximo	4	m
Alcance mínimo	2	cm
Angulo de medição	15	°
Sinal de entrada (gatilho)	10	µs (pulso TTL)
Sinal de saída (eco)	Variável	(pulso TTL)
Dimensões	45x20x15	Mm

7.3 - Anexo C – Características do sensor de volume de insuflação

Tabela 7.5 – Características do sensor para medir vazão de água.
Fonte: Adaptada de STUDIO, 2013.

Característica	Valor	Unidade
Tensão de operação	5-24	V _{DC}
Corrente de trabalho	15	mA
Faixa de fluxo	1-30	l/min
Pressão máxima	2	MPa
Pulsos por litro	450	pulsos/l
Temperatura de trabalho	-25 - 80	°C
Exatidão	10	%
Dimensão da conexão	1/2	”
Dimensões	2,5x1,4x1,4	”
Modelo	Frequência (Hz) = 7,5.Fluxo(l/min)	

7.4 - Anexo D – Fator de compressibilidade para o ar

Tabela 7.6 – Valores experimentais para o fator de compressibilidade do ar.
Fonte: Adaptada de PERRY ET AL., 1997.

Temp (K)	Pressão (bar)													
	1	5	10	20	40	60	80	100	150	200	250	300	400	500
75	0,0052	0,0260	0,0519	0,1036	0,2063	0,3082	0,4094	0,5099	0,7581	1,0025	-	-	-	-
80	-	0,0250	0,0499	0,0995	0,1981	0,2958	0,3927	0,4887	0,7258	0,9588	1,1931	1,4139	-	-
90	0,9764	0,0236	0,0471	0,0940	0,1866	0,2781	0,3686	0,4581	0,6779	0,8929	1,1098	1,3110	1,7161	2,1105
100	0,9797	0,8872	0,0453	0,0900	0,1782	0,2635	0,3498	0,4337	0,6386	0,8377	1,0395	1,2227	1,5937	1,9536
120	0,9880	0,9373	0,8660	0,6730	0,1778	0,2557	0,3371	0,4132	0,5964	0,7720	0,9530	1,1076	1,5091	1,7366
140	0,9927	0,9614	0,9205	0,8297	0,5856	0,3313	0,3737	0,4340	0,5909	0,7699	0,9114	1,0393	1,3202	1,5903
160	0,9951	0,9748	0,9489	0,8954	0,7803	0,6603	0,5696	0,5489	0,6340	0,7564	0,8840	1,0105	1,2585	1,4970
180	0,9967	0,9832	0,9660	0,9314	0,8625	0,7977	0,7432	0,7084	0,7180	0,7986	0,9000	1,0068	1,2232	1,4361
200	0,9978	0,9886	0,9767	0,9539	0,9100	0,8701	0,8374	0,8142	0,8061	0,8549	0,9311	1,0185	1,2054	1,3944
250	0,9992	0,9957	0,9911	0,9822	0,9671	0,9549	0,9463	0,9411	0,9450	0,9713	1,0152	1,0702	1,1990	1,3392
300	0,9999	0,9987	0,9974	0,9950	0,9917	0,9901	0,9903	0,9930	1,0074	1,0326	1,0669	1,1089	1,2073	1,3163
350	1,0000	1,0002	1,0004	1,0014	1,0038	1,0075	1,0121	1,0183	1,0377	1,0635	1,0947	1,1303	1,2116	1,3015
400	1,0002	1,0012	1,0025	1,0046	1,0100	1,0159	1,0229	1,0312	1,0533	1,0795	1,1087	1,1411	1,2117	1,2890
450	1,0003	1,0016	1,0034	1,0063	1,0133	1,0210	1,0287	1,0374	1,0614	1,0913	1,1183	1,1463	1,2090	1,2778
500	1,0003	1,0020	1,0034	1,0074	1,0151	1,0234	1,0323	1,0410	1,0650	1,0913	1,1183	1,1463	1,2051	1,2667
600	1,0004	1,0022	1,0039	1,0081	1,0164	1,0253	1,0340	1,0434	1,0678	1,0920	1,1172	1,1427	1,1947	1,2475
800	1,0004	1,0020	1,0038	1,0077	1,0157	1,0240	1,0321	1,0408	1,0621	1,0844	1,1061	1,1283	1,1720	1,2150
1000	1,0004	1,0018	1,0037	1,0068	1,0142	1,0215	1,0290	1,0365	1,0556	1,0744	1,0948	1,1131	1,1515	1,1889

8 - APÊNDICES

8.1 - Apêndice A – Informações do sensor de profundidade de compressão

Tabela 8.1 – Dados da calibração estática.

R' (mm)	L ₁ '' (mm)	L ₂ ''' (mm)
145	144	143
140	139	139
135	134	135
130	129	131
125	125	126
120	121	121
115	116	116
110	111	111
105	106	104
100	99	101
95	96	96
90	92	91
85	86	86
80	81	82
75	74	76

'Medidas da régua. ''Medidas do sensor no sentido decrescente. '''Medidas do sensor no sentido crescente.

8.2 - Apêndice B – Código do software

Além das bibliotecas padrão incluídas para uma aplicação comum do Windows System, System.Collections.Generic, System.ComponentModel, System.Data, System.Drawing, System.Linq, System.Text, System.Threading.Tasks, System.Windows.Forms; foi incluído também as bibliotecas System.IO.Ports, System.IO e System.Runtime.InteropServices contendo diretrizes para trabalhar com portas seriais. E ainda a biblioteca System.Threading para permitir programação multithread e System.Windows.Forms.DataVisualization.Charting para controle de gráficos.

Assim que o software é executado, o procedimento Form1_Load carrega a imagem do pulso carotídeo (Netter, 2001) no software e duas outras imagens são associadas a ela e devidamente posicionadas para demonstrar a palpação do pulso. O mesmo é feito para a imagem da posição das mãos (Depositphotos.com) e para a imagem da situação do estômago (mauhalito.com.br).

O procedimento Timer1_Tick lista todas as portas COM ativas no sistema e as exibe em uma caixa de seleção, para que o usuário selecione a porta na qual o manequim está

conectado. Após isso o usuário deve apertar o botão “Conectar” para iniciar a comunicação entre o supervisor e o manequim. O procedimento `Button1_Click` é responsável por isso e por exibir o status de “Conectado” ao usuário. Com a comunicação estabelecida, dados começam a chegar do buffer de comunicação, portanto, o procedimento `SerialPort1_DataReceived_1` reconhece a chegada desses dados, identifica qual tarefa do Arduino gerou este dado e cria uma nova tarefa para cada tipo de dado. Os sensores digitais são tratados pelas tarefas `SensoresDigitais00`, `SensoresDigitais01` e `SensoresDigitais02`; note que possuem os mesmos nomes das tarefas do Arduino. O sensor ultrassônico é tratado na tarefa `Sensor Compressão` e o sensor de fluxo de ar é tratado na tarefa `Sensor Ventilação`.

A arquitetura do software é baseada em abas, parecido com os WebBrowser. Para isto é utilizado a ferramenta `TabPage` do Visual Studio. Foi implementada uma lógica para visualização de componentes, dependendo da aba que será utilizada. O procedimento `TabPage1_Enter` seleciona a `TabPage5` para ser exibida quando entrar na `TabPage1` e fixa os flags `P5` e `P6`. O `TabPage2_Enter` faz o mesmo com o `TabPage7`, `P7`, `P8` e `P9`. Os procedimentos `TabPage5_Leave`, `TabPage5_Enter`, `TabPage6_Leave`, `TabPage6_Enter`, `TabPage7_Enter`, `TabPage8_Enter`, `TabPage9_Enter`, `TabPage3_Enter` e `TabPage3_Leave` fixam os flags `P5`, `P5`, `P6`, `P6`, `P7`, `P8`, `P9`, `P10` e `P10`; respectivamente. O procedimento `TabPage7_Leave` fixa os flags `P7` e `B1`, desabilita o `timer2` e muda a palavra do botão 2 para “Iniciar”. Já o `TabPage8_Leave` fixa os flags `P8` e `B1`, desabilita o `timer2` e muda a palavra do botão 3 para “Iniciar”. Para finalizar, o `TabPage9_Leave` fixa os flags `P9` e `B3`, desabilita o `timer2`, muda a palavra do botão 4 para “Iniciar” e zera o contador `Conta`.

Os procedimentos `PictureBox3_Click`, `PictureBox16_Click`, `PictureBox24_Click` e `PictureBox31_Click` gira as imagens do pulso carotídeo (Netter, 2001) e da posição das mãos (Depositphotos.com) juntamente com as outras imagens associadas, de forma a orientar o usuário de acordo com a posição do manequim em relação a visualização do software.

O procedimento `PictureBox41_Click` mostra uma caixa de grupo com as estatísticas da simulação realizada, portanto, só pode ser visualizada na aba “Simulação”. O procedimento `Button3_Click` inicializa ou finaliza o beep da taxa de ventilação. Quando recebe um clique, seu texto muda para “Finalizar”; o flag `B2` para lógica deste botão é setado, a variável frequência e duração do beep são igualadas a 700 e 300, respectivamente; e o `timer2`, responsável por executar o beep, tem seu intervalo setado em 6000, tempo da taxa de ventilação, e é então habilitado. Para desabilitar, quando o botão recebe outro clique, seu texto muda para “Iniciar”; o flag `B2` é setado novamente e o `timer2` é desabilitado.

O mesmo acontece com o procedimento `Button2_Click`, só que o flag agora é o B1, a variável frequência e duração do beep são iguais a 1000 e 100, respectivamente; e o intervalo do `timer2` é setado para 500. Mesclando os dois procedimentos acima e utilizando o flag B3, temos o procedimento `Button4_Click`, que tem a função de inicializar o beep da compressão/ventilação.

O procedimento `Timer2_Tick` utiliza os flags B1, B2 e B3 para gerenciar qual a taxa e o tipo do beep que será gerado e ainda define as taxas de compressão/ventilação. Utiliza para isto a função `Beep`, que deve receber como parâmetros a frequência e a duração do beep. Lembrando que deve ser importado o arquivo dll “kernel32.dll”.

O procedimento `Button5_Click` inicializa e finaliza as simulações e gerencia a visualização de algumas ferramentas da aba “Simulação” utilizando o flag B4. Define também parâmetros para contagem do tempo da simulação e alguns parâmetros de interesse dos gráficos. É responsável também pelo deslocamento dos eixos x dos gráficos quando estoura a visualização de suas respectivas linhas do tempo.

O procedimento `Form1_FormClosed_1` para a comunicação da plataforma Arduino com o supervisor fecha a aplicação. O procedimento verifica se há comunicação; se afirmativo, esta envia um flag de parada à plataforma, espera até que o microcontrolador pare de enviar dados ao supervisor e depois fecha a porta de comunicação. Após esses passos, o supervisor é finalizado, com o hardware da porta de comunicação protegido.

As tarefas criadas pela função responsável por receber os dados da comunicação serão apresentadas deste ponto em diante. As `Threads SensoresDigitais00`, `SensoresDigitais01` e `SensoresDigitais02` recebem o dado da função e passa por um filtro para extinguir erros de comunicação. O filtro trata-se de comparar o dado recebido com todos os valores que ele pode assumir: se for igual, utiliza-se o dado; caso contrário, utiliza-se o dado anterior previamente armazenado pela Thread anterior. Após o tratamento de erros, o dado é decodificado e as ações que o supervisor deve realizar de acordo com a decodificação são implementadas conforme os flags das abas. Caso ocorra falha (s) em alguma das implementações é exibida uma mensagem avisando que ocorreu falha.

A Thread `SensorCompressão` separa o dígito verificador do dado e verifica se ele é uma string de dois dígitos. Se a condição for atendida, o dado é utilizado; caso contrário, é utilizado o dado anteriormente armazenado pela tarefa anterior, eliminando erros de comunicação. A string é convertida para número, e a lógica da barra de compressão e da atualização do gráfico de compressão são atualizadas conforme os flags das abas. Caso ocorra

falha (s) em alguma das implementações, é exibida uma mensagem avisando que ocorreu falha.

O mesmo acontece com a Thread SensorVentilação, mas agora é verificado se a string contém três dígitos. Antes de executar a lógica como descrito na tarefa anterior, verifica-se se o dado recebido é igual a zero. Caso afirmativo, os parâmetros relacionados a ventilação são zerados; caso contrário, segue como o anterior.

Foi possível realizar a comunicação do supervisório com os sensores digitais. As informações que o supervisório gera aos profissionais de saúde sobre a situação dos sensores digitais ocorre de forma visual, utilizando o recurso de troca de imagens ilustrativas ou sobreposição destas imagens.

A comunicação do supervisório com o sensor ultrassônico também foi implementada. As informações de profundidade de compressão são apresentadas utilizando a ferramenta gráfica em conjunto com a barra de progresso, ambas ferramentas do Visual Studio. O mesmo ocorreu com o sensor da ventilação.

A interrupção tem prioridade de execução, desde que a tarefa Ultra não esteja sendo executada; caso contrário, a prioridade passa a ser de Ultra. Desta forma, o sistema pode apresentar erros somente devido a falhas de comunicação para esses sensores. Como as tarefas dos sensores digitais podem ser interrompidas, estas podem apresentar erros devido a falhas de comunicação e devido a trocas de contexto.

Rotinas para eliminar esses erros foram implementadas no Visual Studio para cada tarefa responsável pelo tratamento dos dados após a comunicação com o sistema embarcado. As leituras com erro dos sensores digitais são desprezadas. Todas as leituras do sensor de profundidade de compressão passam por rotinas para identificar se são números de 2 dígitos, caso contrário são desprezadas. O mesmo acontece para o sensor volume de insuflação, mas é verificado se são números de 3 dígitos. Desta forma o supervisório conseguiu atender ao seu objetivo de gerar feedback em um tempo suficiente para o usuário corrigir suas manobras enquanto as realiza.

A principal vantagem do sensor volume de insuflação reside na sua relação custo-benefício, na medição direta do ar que entra no pulmão e na inserção de parâmetros espirométricos. Além disso, esperamos gerar feedback para os usuários, em trabalhos futuros, como gráficos de expiração baseados em modelos espirométricos, a fim de trazer mais realismo às simulações e inúmeras possibilidades de debriefing.

Os parâmetros espirométricos, especialmente a CVF, juntamente com os gráficos gerados para o debriefing, permitirão ao aluno realizar uma manobra de ventilação ideal durante a RCP, pois o sistema mostra a quantidade de ar que entrou no pulmão e seu perfil de entrada espirométrico a partir da análise gráfica da suavidade da curva. Para um controle mais rígido dos parâmetros, ainda é possível exigir intervalos de tempo considerando o FEVt, e inferir indiretamente o fluxo de ar usando o parâmetro FEV médio.