

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO  
Programa de Pós-Graduação em  
Computação Aplicada

Dissertação de Mestrado

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO  
DE UM DISPOSITIVO VESTÍVEL DE  
MONITORAMENTO FISIOLÓGICO  
PARA PLATAFORMAS E-HEALTH**

LUCAS ZANOLLA





**UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO**  
**INSTITUTO DE CIÊNCIAS EXATAS E GEOCIÊNCIAS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM COMPUTAÇÃO APLICADA**

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE UM  
DISPOSITIVO VESTÍVEL DE  
MONITORAMENTO FISIOLÓGICO PARA  
PLATAFORMAS E-HEALTH**

**Lucas Zanolla**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Computação Aplicada na Universidade de Passo Fundo.

**Orientador: Prof. Dr. Rafael Rieder**  
**Coorientador: Prof. Dr. Guilherme Afonso Madalozzo**

Passo Fundo  
2020

CIP – Catalogação na Publicação

---

Z33d Zanolla, Lucas  
Desenvolvimento e validação de um dispositivo vestível de monitoramento fisiológico para plataformas e-health [recurso eletrônico] / Lucas Zanolla. – 2020.  
8.8 MB ; PDF.

Orientador: Prof. Dr. Rafael Rieder.  
Coorientador: Prof. Dr. Guilherme Afonso Madalozzo.  
Dissertação (Mestrado em Computação Aplicada) –  
Universidade de Passo Fundo, 2020.

1. Software. 2. Hipertensão – Controle. 3. Monitorização fisiológica. I. Rieder, Rafael, orientador. II. Madalozzo, Guilherme Afonso, coorientador. III. Título.

CDU: 004.4

## ATA DE DEFESA DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO DO ACADÊMICO

### LUCAS ZANOLLA

Aos dezoito dias do mês de março do ano de dois mil e vinte, às quatorze horas e trinta minutos, realizou-se, no prédio D01 sala 01, da Universidade de Passo Fundo (UPF), a sessão pública de defesa do Trabalho de Conclusão de Curso “Desenvolvimento e validação de um dispositivo vestível de monitoramento fisiológico para plataformas e-health”, de autoria de Lucas Zanolla, acadêmico do Curso de Mestrado em Computação Aplicada do Programa de Pós-Graduação em Computação Aplicada – PPGCA. Segundo as informações prestadas pelo Conselho de Pós-Graduação e constantes nos arquivos da Secretaria do PPGCA, o aluno preencheu os requisitos necessários para submeter seu trabalho à avaliação. A banca examinadora foi composta pelos doutores Rafael Rieder, Guilherme Afonso Madalozzo, Marcelo Trindade Rebonatto e Leonel Pablo Tedesco. Concluídos os trabalhos de apresentação e arguição, a banca examinadora considerou o candidato APROVADO. Foi concedido o prazo de até quarenta e cinco (45) dias, conforme Regimento do PPGCA, para o acadêmico apresentar ao Conselho de Pós-Graduação o trabalho em sua redação definitiva, a fim de que sejam feitos os encaminhamentos necessários à emissão do Diploma de Mestre em Computação Aplicada. Para constar, foi lavrada a presente ata, que vai assinada pelos membros da banca examinadora e pela Coordenação do PPGCA.



Prof. Dr. Rafael Rieder – UPF  
Presidente da Banca Examinadora  
(Orientador)



Prof. Dr. Guilherme Afonso Madalozzo – UPF  
(Coorientador)



Prof. Dr. Marcelo Trindade Rebonatto – UPF  
(Avaliador Interno)



Prof. Dr. Leonel Pablo Tedesco -UNISC  
(Avaliador Externo)



Prof. Dr. Rafael Rieder  
Coordenador do PPGCA



Dedico este trabalho, com muito carinho, à minha família, amigos, orientador e coordenador, pois o apoio desses foi essencial para esta conquista.





## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Universidade de Passo Fundo pela oportunidade da bolsa concedida, permitindo o desenvolvimento deste projeto e minha especialização nessa área em nível de Mestrado.

Agradeço aos colegas do mestrado pelo auxílio nas diversas áreas de conhecimento exploradas no decorrer do curso.

Um agradecimento especial ao meu orientador e ao meu coorientador, que dispuseram de tempo e atenção para me auxiliar. Com amizade e profissionalismo, deram-me suporte para a concepção desse trabalho.

Aos meus pais e a minha irmã, agradeço pelo constante incentivo e suporte em todas as minhas escolhas e conquistas.



“Je suis dans l’instant.  
Dans la liberté d’être. Ici et maintenant.  
Je ne suis pas un portable, une carte de crédit  
ou un agenda sur table.  
Je suis maître de mon temps.  
Alors je m’échappe. Dans l’ici et maintenant.”  
**(Andrea Catozzi)**



# DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE UM DISPOSITIVO VESTÍVEL DE MONITORAMENTO FISIOLÓGICO PARA PLATAFORMAS E-HEALTH

## RESUMO

As doenças cardiovasculares são uma das principais causas de morte entre a população, e a hipertensão arterial é um dos fatores de risco relacionados. O monitoramento fisiológico regular de batimentos cardíacos é uma prática importante nesse contexto, e tecnologias vestíveis, como pulseiras e relógios, oportunizam esse controle. Com isto em mente, esse trabalho tem como objetivo desenvolver e validar um dispositivo vestível de monitoramento fisiológico capaz de se comunicar com plataformas e-Health por meio de redes sem fio. Para tanto, foi utilizado como estudo de caso a plataforma e-LifeStyle, uma solução que integra e monitora pacientes hipertensos à distância, por meio de aplicativos e um webservice, utilizada por profissionais de saúde. O protótipo desenvolvido apresentou uma comunicação estável com o aplicativo, os valores de frequência cardíaca coletados tiveram um erro relativo de 6,5% comparados a produtos comerciais, e um estudo piloto avaliou o vestível como confortável. Destaca-se também o desenvolvimento de bibliotecas de comunicação, que podem ser utilizadas em outros projetos juntamente com filtros e cálculos que permitem a obtenção de dados de frequência cardíaca.

Palavras-Chave: frequência cardíaca, monitoramento fisiológico, plataforma de saúde, sensores, vestíveis.



# DEVELOPMENT AND VALIDATION OF PHYSIOLOGICAL MONITORING WEARABLE DEVICE FOR E-HEALTH PLATFORMS

## ABSTRACT

Cardiovascular diseases are the leading cause of death for the population, and hypertension is one of the related risk factors. Heart rate monitoring is an important practice in this context, and wearable devices, such as bracelets and watches, provide this kind of control. With this in mind, this work aims to develop and validate a wearable health device for physiological monitoring and communicating with e-Health platforms using wireless network. We used the e-LifeStyle platform as a case study, a solution that integrates and remotely monitors Hypertensive patients, through mobile applications and a web server, available for healthcare professionals. Our wearable device showed a stable connection with the mobile app, the collected heart rate values presented a relative error of 6.5% in comparison with commercial devices, and a pilot study evaluated it as comfortable. We also highlighted the development of communication libraries, which can be used in other projects considering filters and formulas to obtain heart rate data.

Keywords: heart rate, physiological monitoring, e-health platform, sensors, wearable.





## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Esquema do processo de MS. . . . .	27
Figura 2.	Demonstração do método de fixação. . . . .	31
Figura 3.	Esquema Octopus. . . . .	32
Figura 4.	Teste HR and EE. . . . .	33
Figura 5.	Sensor BEAT. . . . .	35
Figura 6.	App Uddin. . . . .	36
Figura 7.	<i>Wearable</i> desenvolvido <i>Monitora Vestível</i> com esquemático. . . . .	39
Figura 8.	Arduino Lilypad. . . . .	40
Figura 9.	Tabela de comparação entre Lilypad, Flora e Gemma v2. . . . .	41
Figura 10.	Onda de ECG e respectivos segmentos e intervalos. [39]. . . . .	42
Figura 11.	Sensor de batimento cardíaco e oxímetro MAX30100. Créditos: <a href="https://www.filipeflop.com">https://www.filipeflop.com</a> . . . . .	42
Figura 12.	Bateria CR2032. Créditos: <a href="https://www.filipeflop.com">https://www.filipeflop.com</a> . . . . .	43
Figura 13.	Módulo RTC. Créditos: <a href="https://www.filipeflop.com">https://www.filipeflop.com</a> . . . . .	43
Figura 14.	Representação da interface de comunicação do projeto E-lifestyle. . . . .	45
Figura 15.	Simulação de comunicação bluetooth utilizando o padrão <i>Header</i> <i>– Payload – Trailer</i> . . . . .	47
Figura 16.	Fluxo de frequência cardíaca coletada pelo sensor MAX30100 na janela de samples de 1400 a 2500. . . . .	48
Figura 17.	Representação do fluxo pulsátil percorrido pela pulsação do san- gue arterial até um sensor de leitura. . . . .	49
Figura 18.	Dado de frequência cardíaca após aplicação do filtro DC sendo visualizada na janela de samples de 1500 a 2500. . . . .	50
Figura 19.	Dado de frequência cardíaca depois do filtro de média, sendo esse gráfico na janela de samples de 1500 a 2500. . . . .	51
Figura 20.	Sinal final depois do tratamento de filtros. Gráfico do sample 0 até o 5500. . . . .	52
Figura 21.	Miband 3 HR. . . . .	56
Figura 22.	Gear S3 Frontier. Créditos: <a href="https://www.showmetech.com.br">https://www.showmetech.com.br</a> . . . . .	57
Figura 23.	Observações feitas por participantes. . . . .	61
Figura 24.	Variação de dados de HR observados durante o primeiro experi- mento. . . . .	63



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Resumo dos trabalhos selecionados no MS. ....	28
Tabela 2.	I2C Init e Start. ....	46
Tabela 3.	Print serial usando AVR. ....	46
Tabela 4.	Frequência dos resultados do Questionário de Conforto. ....	61
Tabela 5.	Varição média da HR durante o segundo experimento. ....	64



# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>21</b>
<b>2</b>	<b>TRABALHOS RELACIONADOS</b> .....	<b>25</b>
2.1	METODOLOGIA .....	25
2.2	ANÁLISE GLOBAL .....	27
2.2.1	<b>ESPORTE</b> .....	27
2.2.2	<b>ATIVIDADE FÍSICA</b> .....	29
2.2.2.1	Detecção .....	29
2.2.2.2	Posicionamento .....	30
2.2.2.3	Gastos com energia .....	30
2.2.3	<b>SAÚDE</b> .....	32
2.2.3.1	m-Health .....	33
2.2.3.2	Dispositivos vestíveis .....	34
2.2.3.3	Projetos de dispositivo vestível .....	35
2.3	DISCUSSÃO .....	36
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>39</b>
3.1	HARDWARE .....	40
3.1.1	<b>Frequência Cardíaca</b> .....	41
3.1.2	<b>Fonte de Alimentação e Regulador de Tensão</b> .....	43
3.1.3	<b>RTC</b> .....	43
3.2	SOFTWARE .....	44
3.2.1	<b>Interface de comunicação</b> .....	44
3.2.1.1	Comunicação I2C .....	44
3.2.1.2	Comunicação SPI .....	46
3.2.2	<b>Comunicação Bluetooth</b> .....	46
3.2.3	<b>Filtros</b> .....	48
3.2.3.1	Amostras por segundo .....	48
3.2.3.2	Filtro DC .....	49
3.2.3.3	Média Exponencial .....	50
3.2.3.4	Butterworth .....	50

3.2.3.5	Cálculo de Frequência Cardíaca .....	52
3.2.3.6	Cálculo do nível de oxigenação .....	53
3.3	ESTUDO PILOTO .....	54
3.3.1	<b>Pré-Teste</b> .....	55
3.3.2	<b>Primeiro Experimento</b> .....	55
3.3.3	<b>Segundo Experimento</b> .....	56
3.3.4	<b>Questionário de Conforto</b> .....	57
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b> .....	<b>59</b>
4.1	COMUNICAÇÃO .....	59
4.2	CONFORTO .....	59
4.3	PRECISÃO DOS VALORES DE FREQUÊNCIA CARDÍACA .....	62
4.4	PRECISÃO DOS VALORES DE OXIMETRIA DE PULSO .....	64
4.5	LIMITAÇÕES DO ESTUDO .....	65
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>67</b>
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>69</b>
	<b>APÊNDICE A</b> – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido .....	<b>75</b>
	<b>APÊNDICE B</b> – Questionário de Caracterização da Amostra .....	<b>77</b>
	<b>APÊNDICE C</b> – Questionário de Conforto .....	<b>79</b>

## 1. INTRODUÇÃO

É comum o uso cotidiano de sensores pela população e pela indústria. Smartphones, tablets e laptops são exemplos de equipamentos que carregam sensores em sua arquitetura. Outros dispositivos que oferecem sensores também podem ser citados, desde eletrodomésticos até módulos aeroespaciais. Recentemente, pode-se destacar também o uso pessoal de sensores para monitorar a própria saúde [1], de maneira simples e prática, por dispositivos como Fitness Bands, que são um mercado crescente [2] [3].

Esses sensores de uso pessoal, embutidos em um invólucro, são conhecidos como sensores vestíveis ou *wearables*. Eles têm facilitado o acompanhamento do estilo de vida de cada indivíduo [4], pois fornecem, de maneira prática, informações diversas sobre o usuário como, por exemplo, dar uma noção básica dos sinais fisiológicos comuns em atividades físicas [5]. Além disso, esse tipo tecnologia está se tornando cotidiana em nossas vidas [6], podendo ser aplicado para fins mais específicos de monitoramento de saúde, com supervisão médica [4]. Como esses sensores podem capturar uma enorme quantidade de informações, pode-se estudar as aplicações destes vestíveis no contexto da saúde e bem-estar, de forma mais ampla e acessível [6].

A abundância dessas informações promove a necessidade de gerenciamento eficaz das condições do paciente. E um paciente bem informado, com orientação médica a partir de dados importantes sobre a vida diária do paciente, é um meio de melhorar e oferecer um estilo de vida saudável [6] [7]. Embora seja uma alternativa acessível, ainda nota-se carência de integração entre *wearables* e plataformas utilizadas por médicos para o acompanhamento de seus pacientes.

Entre os *wearables* aplicados em saúde, alguns são mais populares: o uso de acelerômetros para detectar a progressão de doenças crônicas como Parkinson; o monitoramento de dados fisiológicos para auxiliar no diagnóstico da doença de Crohn (doença inflamatória crônica no sistema digestivo); o uso de sensores como a resposta galvânica da pele para identificar o estresse; e uso de sensores de frequência cardíaca para monitorar e prevenir problemas cardiovasculares [8].

Uma das principais causas de morte no mundo são as doenças cardiovasculares (CVD, do inglês *Cardiovascular diseases*) [9]. De acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS), elas são responsáveis por mais de 17,9 milhões de mortes em 2016, representando 31% de todas as mortes no mundo [10]. A hipertensão é um fator de risco para doenças cardiovasculares e afeta cerca de 30% da população brasileira [11]. Infelizmente, a hipertensão arterial não tem cura e, por isso, é importante detectar a doença nos estágios iniciais, conscientizar, tratar e controlá-la para prevenir complicações futuras [12]. Nesse

contexto, é conveniente melhorar os métodos de monitoramento dos pacientes, especialmente os relacionados à frequência cardíaca.

Um aspecto que dificulta identificar alterações na pressão arterial de um indivíduo é que a hipertensão quase não possui sintomas, passando despercebido o problema e dificultando o tratamento [13]. Agregado a esse fator, situações como a idade, o excesso de peso, a alta ingestão de sal, o sedentarismo e o estilo de vida da pessoa podem acarretar em CVDs [11].

Uma forma de precaver essa doença é fazer uma mudança no estilo de vida das pessoas [14], orientando-as para dietas que diminuam a ingestão de sal, e para o aumento da quantidade de atividades físicas, além de monitorar fatores secundários, como batimentos cardíacos e humor.

Como a hipertensão é de difícil identificação, é fundamental monitorar frequentemente a pressão arterial. Porém, de maneira geral, as pessoas acabam fazendo esse monitoramento de forma insuficiente [15]. Diferentes plataformas de saúde necessitam que a pessoa faça medição e insira os dados de maneira manual em um aplicativo, por exemplo. Uma das formas de agilizar esse processo é automatizar a coleta de dados fisiológicos.

As medidas fisiológicas sempre foram importantes para o acompanhamento de pacientes na Medicina. Para fazer a mensuração tradicional da pressão arterial das pessoas, por exemplo, é necessário que um médico saiba utilizar corretamente um esfigmomanômetro. Porém, com a evolução da ciência, outras técnicas foram criadas, como manômetros digitais vendidos para uso doméstico [16]. Além deste, vários utensílios específicos para coleta de dados começaram a ser vendidos para a população, como medidores de pressão arterial e medidores de batimentos cardíacos embutidos em acessórios, como roupas e relógios. Algumas tecnologias foram criadas com o foco especial para os hipertensos [17] [18], mas ambos não armazenam e/ou enviam informações para uma plataforma digital de acompanhamento médico diário.

Nesse contexto, é essencial que os dados não sejam vistos somente pelo usuário da tecnologia e sim também por médicos, para o devido acompanhamento, diagnóstico e prescrição ao paciente. Entretanto, pela carência de automação, um problema comum em plataformas de saúde é a inserção manual das medidas fisiológicas, por parte do paciente, o que acaba gerando problemas como valores errôneos e inconstância de submissão, e, conseqüentemente, lacunas de dados.

Um fato importante de ser citado é que *wearables* fornecem dados fisiológicos tão precisos quanto os aparelhos utilizados em clínicas e hospitais [19]. Assim, pode-se monitorar o estilo de vida de um paciente com tendência a desenvolver CVD, por exemplo. O uso de *wearables* também pode aproximar ainda mais o paciente do seu médico, de forma a fazer um acompanhamento no estilo de vida e na saúde da pessoa de forma prática e detalhada, de acordo com o perfil de cada indivíduo [6].



Outro aspecto relevante é disponibilizar esses dados em sistemas baseados em e-Health (saúde eletrônica), facilitando o acesso e a supervisão do profissional de saúde ao seu paciente. Este tipo de aplicação vem atraindo um número crescente de usuários, motivados, principalmente, pelo advento e difusão dos dispositivos móveis, bem como pelo interesse em qualidade de vida.

De acordo com a OMS, as soluções baseadas em e-health têm o potencial de transformar a forma de prestação de serviços de saúde em todo o mundo [20]. Os resultados da pesquisa da OMS demonstram que a maioria das regiões do mundo, incluindo países de baixa e média renda, está trabalhando ativamente em projetos piloto m-Health (*mobile-Health*), ou implantou sistemas e plataformas web para gerenciar a adesão ao tratamento, realização de atividades e dados dos usuários.

Existe uma proposta de plataforma e-Health que visa integrar e monitorar pacientes hipertensos à distância, denominada e-Lifestyle [21], composta por um webserver e um aplicativo gamificado [22]. Nessa plataforma são armazenadas variáveis de peso, circunferência abdominal, altura, sono, humor, pressão arterial e prática de atividades físicas. Também realiza a avaliação de risco, a partir de uma ação conjunta que envolve o recebimento de alertas, de lembretes e o acompanhamento de um profissional da saúde. Outro aspecto que essa plataforma facilita é a interação de dados dos pacientes com a plataforma, os quais podem ser utilizados para uma melhor prescrição médica, considerando detalhes sobre as medições fisiológicas do paciente.

Nesse contexto, este trabalho tem por objetivo apresentar o desenvolvimento e a validação preliminar de um dispositivo vestível de monitoramento fisiológico para plataformas e-health. Esse projeto faz parte do projeto guarda-chuva "Sistema e-Lifestyle: uma solução e-Health para monitoramento das condições de saúde de pacientes hipertensos", aprovado pelo Edital MS-SCTIE-Decit/CNPq no 12/2018 – Pesquisas de inovação em saúde. A ideia é apresentar um *wearable*, sua respectiva interface de comunicação e tratamento de sinais fisiológicos, este capaz de automatizar a coleta de dados e de transmitir os resultados para um aplicativo da plataforma e-Lifestyle.

Para tanto, esse documento está assim organizado: o Capítulo 2 apresenta os trabalhos relacionados, frutos da aplicação de um processo de mapeamento sistemático; o Capítulo 3 mostra os materiais e métodos utilizados e definidos para a construção do *wearable* e da interface de comunicação; o Capítulo 4 apresenta os resultados e as discussões de uma avaliação preliminar do equipamento e sua comunicação com aplicativo da plataforma e-Lifestyle; por fim, o Capítulo 5 mostra as conclusões desse estudo e os trabalhos futuros.



## 2. TRABALHOS RELACIONADOS

Para criar e validar o dispositivo proposto por este trabalho, foi necessário identificar primeiramente a evolução tecnológica dos sensores vestíveis aplicados à Saúde, bem como as abordagens já relatadas em trabalhos relacionados. Nesse sentido, desenvolveu-se um Mapeamento Sistemático de Literatura descrito nas próximas subseções.

### 2.1 METODOLOGIA

Como estratégia metodológica para verificar as contribuições nesta área de pesquisa, procurou-se fundamentar este processo a partir das concepções sobre Mapeamento Sistemático (MS). De acordo com Kitchenham, Charters e Petersen [23][24][25], um MS é uma revisão planejada que ajuda a identificar lacunas nesta área, capazes de sugerir pesquisas futuras e prover um guia para posicionar adequadamente novas atividades de pesquisa. Este processo utiliza métodos explícitos e sistemáticos para identificar, selecionar e avaliar os estudos, e para coletar e analisar os dados dos estudos incluídos na revisão.

Desta forma, seguindo o objetivo citado na Seção 1, inicialmente elaborou-se a seguinte questão de pesquisa para servir como guia no processo de planejamento do MS: **Quais são as tecnologias vestíveis utilizadas para monitoramento da saúde?**

Para responder a esta questão, foi estabelecida uma estratégia de busca utilizando a seguinte expressão: (health OR e-health OR ehealth OR m-health OR mhealth OR healthcare OR "smart healthcare" OR "internet of health things") AND (system OR platform OR framework OR software OR middleware) AND (sensor OR wearable).

Neste processo, foram elencadas três bases digitais que tradicionalmente concentram periódicos e trabalhos científicos na área de Ciência da Computação: ACM Digital Library, IEEE Xplore Digital Library e Springer Link. Também foram escolhidas três bases digitais da área da Saúde: PubMed, Lilacks e MedLife - todas elas incluídas dentro da BVS (Biblioteca Virtual em Saúde).

As buscas foram filtradas por data, dentro do intervalo anual 2013-2018. Sempre que possível, foram utilizados metadados (por exemplo, argumentos "tak" e "near" nas ferramentas de busca das bases Science Direct e Springer Link).

De acordo com a estratégia de busca, definiram-se os critérios de inclusão e exclusão dos trabalhos. Para inclusão foram definidos os seguintes critérios:

- Artigos que apresentam sensores de monitoramento fisiológico;
- Artigos que apresentam avaliações de atividades cotidianas a partir dos sensores;

- Artigos que propõem plataforma ou solução computacional para detecção de atividades físicas e dados fisiológicos;
- Artigos que apresentam avaliações em relação aos sensores vestíveis;
- Artigos que propõem o uso de tecnologias inovadoras para monitoramento fisiológico.

Como critérios de exclusão, foram considerados:

- Artigos que não propõem formas de estudo sobre sensores vestíveis;
- Duplicidade de artigos já analisados em fontes diferentes;
- Artigos que apresentam revisões sistemáticas de literatura;
- Artigos publicados há mais de cinco anos.

Após efetuada a busca nas fontes citadas, obteve-se como retorno 650 resultados, sendo 552 desses trabalhos oriundos das bases de pesquisas IEEE Xplore Digital Library, ACM Digital Library, Springer Link e 98 trabalhos da BVS. A primeira fase de busca dos estudos foi realizada entre os dias 22 março de 2018 e 15 de abril de 2018.

De início, foi realizada a verificação de artigos duplicados, o que culminou na eliminação de 28 artigos, sobrando 622 para a etapa de triagem.

A partir de então, foi realizada uma primeira triagem com o objetivo de selecionar os artigos que trouxessem, de fato, um experimento em que propusesse a avaliação de um interface, tecnologia vestível ou software voltado para atividade física. Para tanto, foram analisados os títulos das obras em função dos critérios de pesquisa, culminando num montante de 168 artigos supostamente relacionados.

A segunda triagem se deu com a leitura dos resumos dos artigos para selecionar abordagens que realizam pesquisas na área de computação vestível junto com atividade física e monitoramento fisiológico. Com isso, foram excluídos 116 artigos, os quais não apresentavam tal característica, permanecendo somente 52 trabalhos para uma análise aprofundada.

Na terceira triagem, houve a leitura das seções de Introdução e Conclusão dos artigos selecionados. Nessa etapa, observou-se que 17 dos artigos selecionados na segunda triagem apresentavam as características buscadas por essa pesquisa.

Por fim, a quarta triagem engloba a leitura completa dos materiais selecionados, corroborando as escolhas prévias. Portanto, a presente pesquisa baseia-se nas informações oriundas de 17 artigos, selecionados no processo de MS. O processo descrito pode ser visualizado na Figura 1.

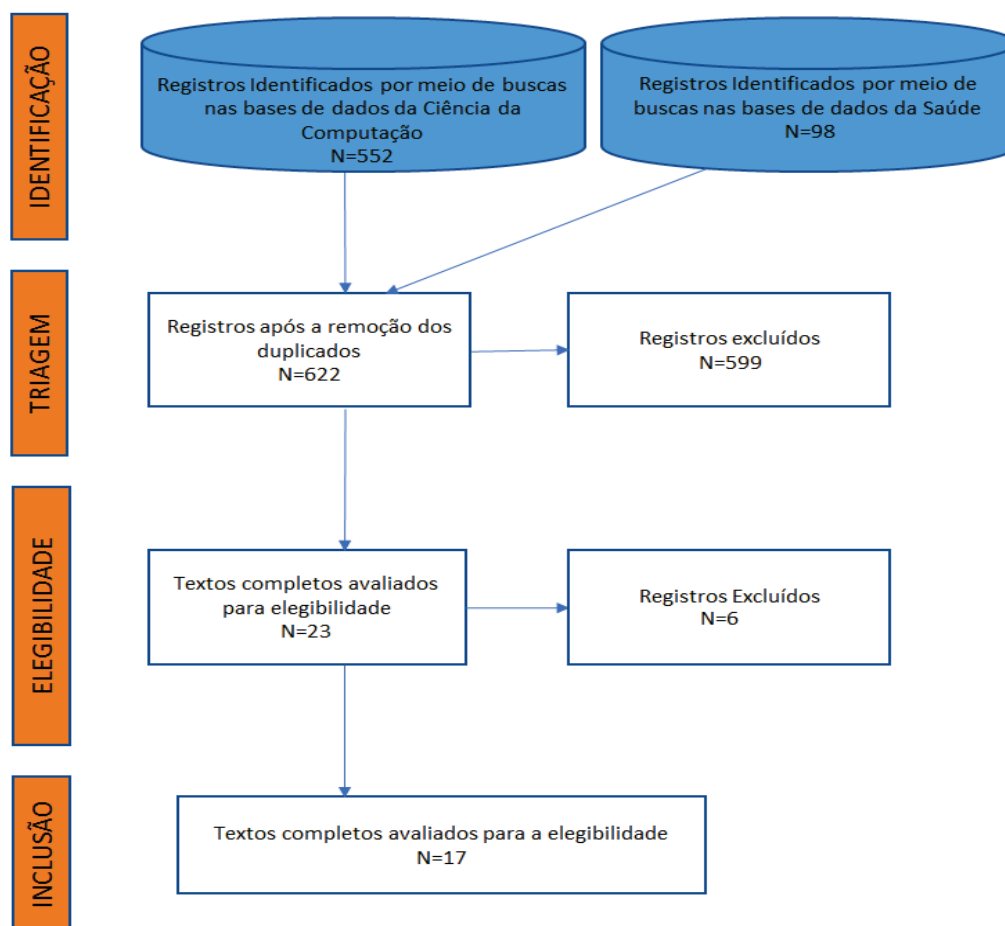


Figura 1. Esquema do processo de MS.

## 2.2 ANÁLISE GLOBAL

A Tabela 1 mostra um resumo das principais informações sobre cada documento. As subseções detalham brevemente os artigos e suas abordagens.

### 2.2.1 ESPORTE

Maheedhar *et al.* [26] avaliam a aptidão do atleta, considerando diferentes tipos de treinamento. Eles usam um algoritmo para detectar automaticamente exercícios de treinamento de força (cobrindo os principais grupos musculares), contagem de repetições, calorias estimadas gastas em cada sessão e controle de potência. Seu algoritmo foi capaz de diferenciar entre estado ativo e passivo com precisão de 95%, reconhecer a atividade com sensibilidade de 96%, e contar o número de repetições para cada atividade com precisão superior a 95%. Seu trabalho considerou oito exercícios específicos: flexões, abdominais, agachamentos livres, voador, rosca direta, puxada pela frente na polia alta, pular corda e supino.

Tabela 1. Resumo dos trabalhos selecionados no MS.

Nº	Ref	Ano	Tipo	Sensores	Foco
1	[26]	2016	Algoritmo	Acelerômetro/Giroscópio/ECG	Esporte
2	[27]	2016	Algoritmo	Acelerômetro/Giroscópio/ECG	Esporte
3	[28]	2016	Método	-	Atividade Física
4	[17]	2016	Projeto/Validação	ECG	Saúde
5	[29]	2015	Validação	Acelerômetro/Giroscópio/HR	Atividade Física
6	[30]	2017	Validação	ECG/EMG	Saúde
7	[31]	2016	Estudo	GPS/Acelerômetro/Giroscópio	Saúde
8	[8]	2015	Estudo	Acelerômetro/Giroscópio	Saúde
9	[18]	2016	Estudo	-	Saúde
10	[32]	2016	Método	Acelerômetro/Giroscópio/ECG	Atividade Física
11	[33]	2016	Método/Estudo	-	Saúde
12	[34]	2017	Estudo/Validação	Acelerômetro/ECG/O2	Atividade Física
13	[9]	2017	Estudo	Acelerômetro/Giroscópio/ECG	Atividade Física
14	[35]	2015	Algoritmo	Acelerômetro/Giroscópio/ECG	Saúde
15	[36]	2017	Estudo/Método	Movimento Corporal	Atividade Física
16	[37]	2017	Estudo	ECG/Temperatura da Pele	Saúde
17	[19]	2017	Validação	ECG/Gasto Energético	Atividade Física

Por outro lado, Delgado *et al.* [27] projetam um novo algoritmo para executar a análise de um treinamento de natação. A natação é um dos esportes mais completos em relação à atividade física. O algoritmo detecta o estilo de natação que o atleta está executando, considerando os seguintes recursos:

- Detecção de natação: realizada por uma máquina de estado que captura os momentos em que a pessoa está ou não nadando. As transições entre estados são ditadas por análise espectral;
- Contagem de voltas: uma volta é contada quando ocorre uma transição entre os estados de natação e final de uma volta. O algoritmo verifica se a duração, a contagem de braçadas e o ritmo são consistentes com o tamanho da piscina e com os parâmetros fisiológicos conhecidos;
- Classificação do estilo: Um gráfico de decisão de profundidade 2 é usado para determinar o estilo predominante de natação no final de uma volta. O gráfico mostra as três classes de natação usando a aceleração média. A orientação do acelerômetro é relevante para obter uma classificação consistente;
- Contagem de tempos: A contagem de tempos é derivada da frequência fundamental detectada e do tempo total em que o usuário completou uma volta. Esse valor representa os movimentos por braço (ciclo completo de natação);
- Parâmetros derivados: vários parâmetros úteis podem ser diretamente derivados dos itens anteriores e merecem atenção: tempo na volta, tempo total de natação, ritmo / velocidade por volta, distância total da natação e eficiência da natação.

## 2.2.2 ATIVIDADE FÍSICA

Para facilitar a compreensão do uso de vestíveis em atividade física, esta subseção está estruturada em três partes, as quais apresentam o agrupamento de estudos sobre detecção de atividade, posicionamento de sensores, e gastos de energia.

### 2.2.2.1 Detecção

Os dispositivos vestíveis da actimetria em estudos com grupos de pessoas podem fornecer uma visão mais profunda e objetiva dos padrões de atividade física. De acordo com Sprint *et al.* [32], a atividade física consiste em surtos de movimento separados por períodos de descanso. Eles usam um método para identificar as atividades físicas, considerando quatro perguntas:

- Frequência: o número de surtos de atividade física dentro de um período de tempo, como um dia.
- Duração: o período de tempo em que um indivíduo participa de uma luta comum.
- Intensidade: o esforço fisiológico associado a um tipo particular de atividade física.
- Tipo de atividade: o tipo de exercício realizado.

De acordo com Marschollek [28], é necessário um método genérico para identificar eventos relevantes de atividade física, com base em valores abrangentes, como duração e intensidade. Sprint *et al.* [32] explicam que, se duas janelas de tempo contiverem dados significativamente diferentes, elas podem indicar uma mudança importante no comportamento. Essa solução já existe no mercado, mas os métodos não fornecem o contexto ou a explicação sobre essa alteração.

Nesse contexto, o método de detecção de mudanças na atividade física (PACD) proposto por Sprint *et al.* usa:

- Segmentação de dados de séries temporais;
- Detecção de alterações entre esses períodos;
- Determina a significância das alterações detectadas;
- Análise a natureza das alterações.

Por outro lado, Marschollek [28] apresenta um método para identificar limiares de detecção de eventos universais para parâmetros de PA (*physical activity*), destacando metagrupos de comportamento de atividade física (grupos com valores e padrões semelhantes).

### 2.2.2.2 Posicionamento

Um sistema vestível para reconhecer atividades pode ser uma solução útil no monitoramento das tarefas diárias de um indivíduo, independentemente do local e da hora. Para um sistema de reconhecimento de atividade vestível, vários sensores podem ser usados na forma de uma rede de área corporal sem fio autogerenciada (WBAN).

Usando um WBAN, Rezaie *et al.* [29] tentaram identificar cinco posturas corporais considerando cenários intensivos e não intensivos: em pé, sentado, deitado, andando e correndo. Os dispositivos vestíveis são usados em pontos específicos do corpo.

O posicionamento no corpo é fundamental, pois os dados de aceleração e velocidade angular são diferentes de um local para outro, no mesmo segmento do corpo. Ao selecionar a posição de um segmento corporal em relação ao local de fixação do dispositivo de captura, os efeitos potenciais desse local e a qualidade da medição do movimento devem ser considerados.

Na discussão dos métodos de fixação, Marin *et al.* [36] aconselham a manter o dispositivo o mais próximo possível do corpo e dos ossos como demonstrado na Figura 2. Os efeitos a longo prazo da carga do dispositivo devem ser considerados e os efeitos no usuário de pontos psicológicos (conforto) e físicos (suor, fadiga, etc.) devem ser analisados. Também há questões a serem consideradas, como peso, conforto, material e tamanho do tecido.

Marin *et al.* [36] definiram um esquema chamado Octopus (Figura 3), que representa um produto / serviço do MoCap-wearable e de seus ecossistemas. Ele propõe abordar um design vestível sequencial considerando: objetivo do projeto, estudo de contexto, design de serviço, interação do usuário, tecnologia, ligação ao corpo, propriedades físicas e ponto de processamento de dados.

### 2.2.2.3 Gastos com energia

A atividade física está diretamente relacionada à demanda de energia. Este valor pode ser calculado através de algoritmos que simulam a integridade dos múltiplos sistemas fisiológicos envolvidos no suprimento de energia.

Em seu estudo longitudinal, Beltrame *et al.* [34] explicam que sensores vestíveis, como acelerômetros, são frequentemente usados para estimar os níveis de atividade física baseados em resposta para tipos específicos de PA.

De acordo com Shcherbina *et al.* [19], os dispositivos podem fornecer dados diretamente do usuário e estimam a frequência cardíaca (HR) e as medidas de gasto energético. Ao contrário dos dispositivos clinicamente aprovados, os estudos de validação não estão



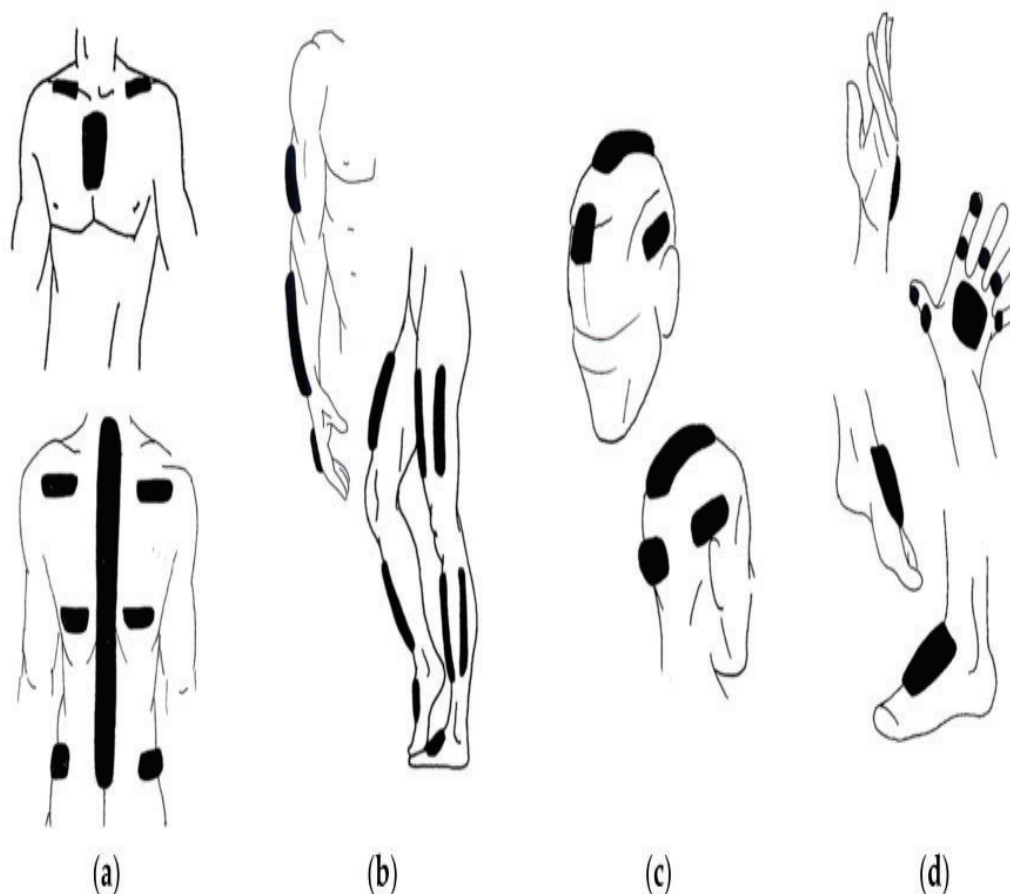


Figura 2. Demonstração do método de fixação.

disponíveis; portanto, não há validação dos dados adquiridos para melhorar o atendimento clínico de seus usuários.

Segundo Beltrame *et al.* [34], uma avaliação utilizando o sensor VO<sub>2</sub> forneceu avaliações sensíveis das atividades físicas de intensidade leve, moderada e vigorosa durante as atividades diárias. Os resultados mostraram potenciais para avaliar os níveis diários de atividade física como reflexo de um estilo de vida saudável e para avaliar mudanças na dinâmica do sistema aeróbico como índice de aptidão cardiovascular e respiratória geral.

Shcherbina *et al.* [19] aplicaram um protocolo quando cada participante utilizava simultaneamente até quatro dispositivos para monitorar batimentos cardíacos (HR) e calorimetria. Os autores determinaram uma taxa de erro de 5% dentro dos limites aceitáveis. Para o HR, seis dispositivos atingiram um erro mediano inferior a 5%. Por outro lado, o erro na estimativa do gasto de energia foi consideravelmente maior do que em todos os dispositivos.

Como demonstrado na Figura 4, Shcherbina *et al.* [19] também identificaram dois aspectos principais: (1) a maioria dos dispositivos de monitoramento de pulso relata HR com erro aceitável em condições controladas por laboratório; (2) nenhum equipamento de

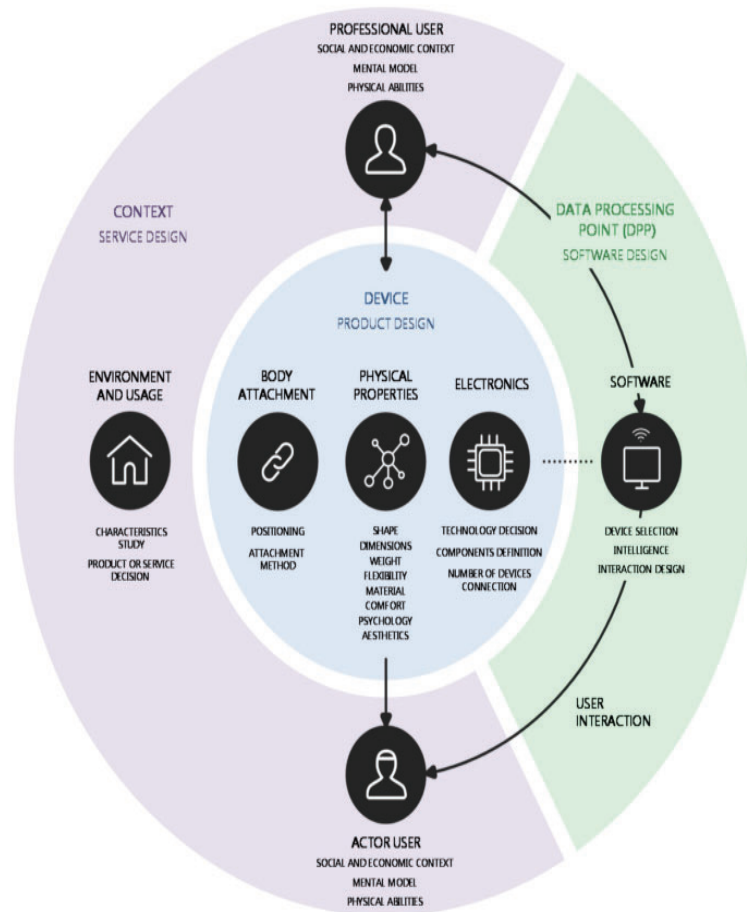


Figura 3. Esquema Octopus.

monitoramento usado no pulso relata gasto de energia dentro de uma faixa aceitável de erro nessas condições.

Já Yingling *et al.* [9] fizeram um sistema de monitoramento de atividade física, considerando uma pulseira (com um hub centralizado para download de dados em um local da comunidade) e uma conta online segura para rastreamento manual de fatores de saúde. Os dados foram divididos em categorias sedentárias ou ativas, com base no número de etapas participantes medidas pela pulseira e de acordo com os índices estabelecidos para hábitos saudáveis (as pessoas sedentárias foram classificadas como tendo menos de 5000 etapas por dia).

### 2.2.3 SAÚDE

Kestens [31] destaca que a saúde humana está diretamente relacionada ao ambiente em que vivemos, principalmente quando envelhecemos. Nesse contexto, Ravelomanantsoa [30] releva que os sistemas de monitoramento de saúde vestíveis (WHMSs) tem atraído a atenção da comunidade de pesquisa e do setor. Existem estudos sobre saúde

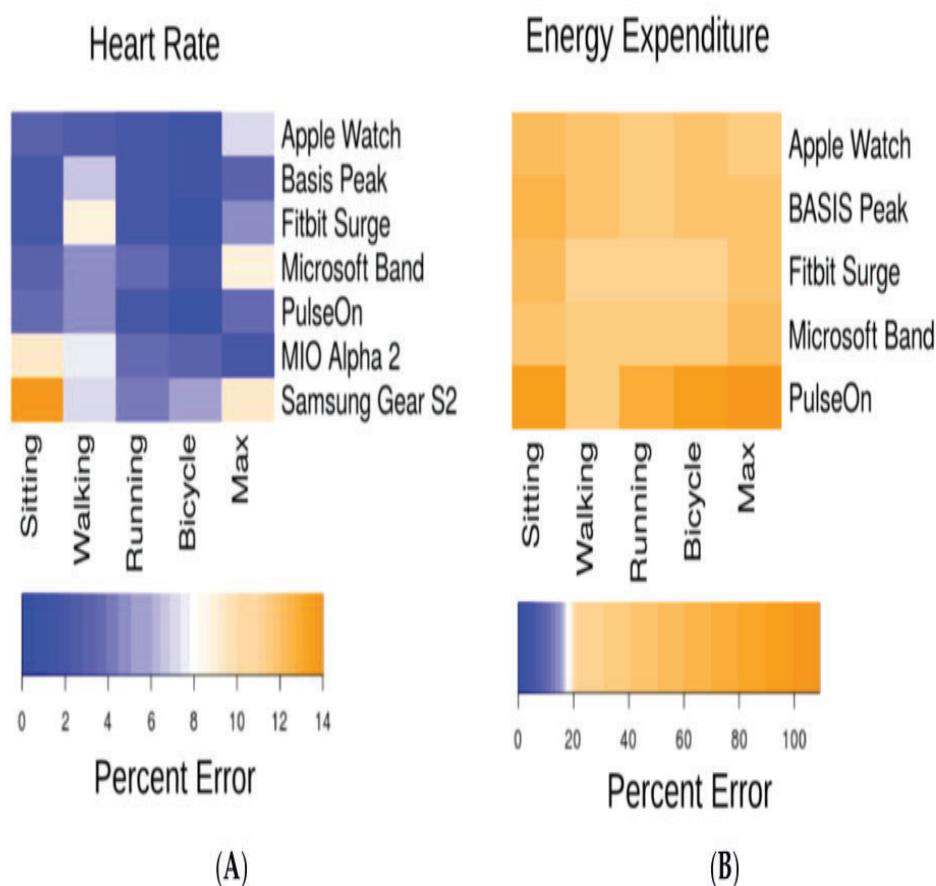


Figura 4. Teste HR and EE.

móvel (mHealth), dispositivos vestíveis e projetos de sensores focados na saúde de uma população, relatados nas próximas subseções relacionadas a este tópico.

### 2.2.3.1 m-Health

As intervenções de PA são componentes críticos dos programas de redução de risco de doenças cardiovasculares. O uso da tecnologia m-health para reduzir o risco de doença cardiovascular é promissor, mas a integração na rotina de atendimento clínico e no gerenciamento da saúde da população tem sido um grande desafio nessa área [33].

O estudo de Lobelo *et al.* [33] mostra que, apesar de barreiras como a falta de integração de dados nos registros médicos, os dispositivos de saúde vestíveis estão progredindo em termos de facilidade de uso, confiabilidade e automação. Os autores relatam que, para avançar na evolução das soluções m-health, é preciso definir diretrizes clínicas que ajudem na padronização de captura e integração de dados.

Banos *et al.* [35] comentam que a provisão de serviços de saúde também sofreu mudanças com a falta de diretrizes ligadas à telemedicina. Eles também destacam que o

mHealth é um mecanismo essencial para mobilidade em saúde, e que o mercado ainda carece de ferramentas projetadas especificamente para esse tipo de solução.

### 2.2.3.2 Dispositivos vestíveis

De acordo com Metcalf *et al.* [18], saúde e condicionamento humano são áreas nas quais os dispositivos vestíveis têm maior capacidade de coleta de dados. Em comparação aos smartphones, esses dispositivos são mais ajustados à atividade física de auto-monitoramento. Além disso, os médicos podem sugerir o uso desses dispositivos para os pacientes como uma maneira de monitorar as condições de saúde (hipertensão e estresse, por exemplo). Por outro lado, os autores também comentam que ainda existem alguns problemas, como a falta de engajamento das pessoas com essa nova tecnologia.

Motti *et al.* [8] discutem requisitos, desafios, oportunidades de aplicações em potencial e vestíveis para cuidados gerais de saúde, particularmente mudanças comportamentais, apresentando uma breve análise do estado da arte. Os autores demonstram várias aplicações usando acelerômetros para detectar a progressão de doenças crônicas como Parkinson; e o uso de outros sensores, como a condutância da pele, para identificar o estresse.

Motti *et al.* [8] também destacam alguns requisitos para projetar dispositivos vestíveis:

- Coleta contínua de dados;
- Design discreto e ergonômico para manter contato com o corpo;
- Fácil acesso aos dados;
- Fácil interação;
- Confiabilidade;
- Uma interface intuitiva;
- Privacidade de dados;
- Interfaces personalizadas, considerando a experiência do usuário.

Os biossensores portáteis permitem medir várias variáveis fisiológicas relacionadas à saúde. Segundo Li *et al.* [37], eles são capazes de medir a atividade física diária, bem como medir parâmetros como HR e temperatura da pele.

Li *et al.* [37] investigam preliminarmente o uso desses dispositivos para: (1) registrar com precisão e exatidão medidas fisiológicas em indivíduos em tempo real (ou em alta

frequência); (2) quantificar padrões diários e revelar respostas fisiológicas interessantes a diferentes ciclos circadianos e ambientais; (3) identificar padrões de referência personalizados e diferenças entre indivíduos; (4) detectar diferenças no estado de saúde entre indivíduos (pessoas com diabetes versus pessoas sem diabetes); (5) detectar respostas inflamatórias e auxiliar no diagnóstico médico no estágio inicial do desenvolvimento da doença, impactando potencialmente os cuidados médicos.

### 2.2.3.3 Projetos de dispositivo vestível

Uddin *et al.* [17] desenvolveram um sistema de monitoramento cardíaco vestível para Treinamento Neurocárdico Comportamental (BNT), baseado em um sistema de eletrocardiograma (ECG). O sensor da Figura 5 foi projetado para operar com um aplicativo móvel da Figura 6 que orienta os usuários sobre os exercícios de BNT para treinar a técnica de respiração lenta para recuperação do estresse. Ele considera a forma de onda da frequência cardíaca para o impacto do treinamento.



Figura 5. Sensor BEAT.

Ravelomanantsoa *et al.* [30] apresentam uma abordagem baseada no sensor comprimido. Essa abordagem recupera sinais com representações esparsas. Sua principal

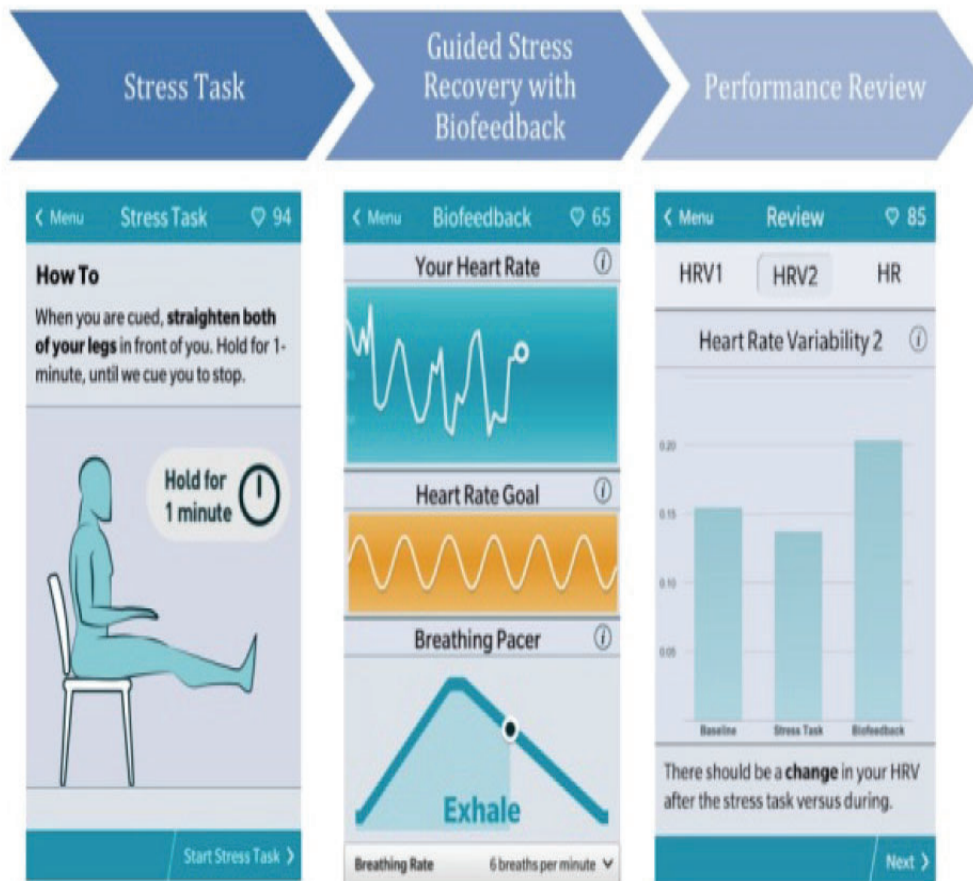


Figura 6. App Uddin.

vantagem é o processo de aquisição, exigindo menos complexidade computacional, mais adequada para sistemas com restrição de energia como WHMSs. As experiências mostraram que os sinais comprimidos EMG e ECG são recuperados sem perda ou ruído notáveis.

## 2.3 DISCUSSÃO

Em geral, nosso MS apresenta tecnologias avançadas. No entanto, nota-se que todos os estudos selecionados apontam, somente após os experimentos, a importância de seguir as diretrizes para criar novas soluções vestíveis. Alguns estudos apresentam guias de desenvolvimento relevantes [8][36], que devem ser incorporados em novos projetos científicos ou comerciais.

Lobelo *et al.* [33] e Banos *et al.* [35] mostram que uma questão que deve ser mais estudada é a comunicação de dados entre sensores vestíveis e a plataforma que gerencia esses dados para uso médico. É importante que o usuário tenha acesso aos dados gerados por ele mesmo em uma interface amigável, mas é ainda mais importante que os médicos



tenham acesso total aos dados dos pacientes. Dessa forma, eles podem monitorar a saúde do paciente em detalhes e as prescrições com mais precisão.

Em relação aos dispositivos vestíveis, é importante observar as variações que essa tecnologia deve ter, considerando o propósito dela. Avaliar a usabilidade do vestível é uma maneira de identificá-lo, destacando a adaptabilidade do dispositivo e utilidade para os usuários finais [36].

Hipertensão leva a complicações graves e aumenta o risco de doença cardíaca, acidente vascular cerebral e morte. Estudos selecionados não apresentaram soluções completas para o monitoramento da hipertensão. Devido a dificuldade de mapeamento dos sintomas, a maioria dos trabalhos considera monitorar separadamente potenciais fatores para alertar o paciente.

Como a hipertensão também se agrava devido a comportamentos, como a ingestão excessiva de sal [11], nota-se que uma proposta é integrar tecnologias para monitoramento conjunto de fatores, considerando, por exemplo, medidas fisiológicas, dietas de alimentação junto, histórico familiar, registros médicos e comunicação do paciente com seu médico para o melhor controle possível.

O trabalho de Uddin *et al.* [17] mostra um *wearable* para verificar alterações no batimento cardíaco, e Motti *et al.* [8] destacam o uso da condutância da pele para mensurar os problemas de estresse. As variações do batimento cardíaco e o estresse são dois dos fatores agravantes da hipertensão. A combinação dessas abordagens citadas poderia levar à criação de uma solução completa de monitoramento da hipertensão, considerando outras medidas relacionadas, agregadas a um framework de saúde, por exemplo.

Geralmente, a criação de um novo *wearable* comercial para um aspecto específico oferece visões diferentes sobre os mesmos dados. Mas existem casos como os projetos de Maheedhar *et al.* [26] e de Delgado *et al.* [27] em que a simples modificação ou geração de um algoritmo já serve para construir novos relatórios analíticos. Portanto, investir em novos recursos de software é fundamental para aumentar a qualidade e a validade de um dispositivo vestível, além de permitir uma integração inteligente com os sistemas de saúde.

O estudo constatou que as pesquisas mostram que os projetos voltados à saúde utilizando *wearables* envolvem, principalmente, sensores de ECG / HR. Outros sensores também são empregados, como temperatura e condutância da pele, acelerômetro e giroscópio. De acordo com Shcherbina *et al.* [19], os sensores de ECG / HR disponíveis no mercado apresentam valores de monitoramento bem aferidos.

Por fim, alguns erros em relação aos dados são comentados por alguns trabalhos. Shcherbina *et al.* [19] mostram que a estimativa de energia em dispositivos vestíveis comerciais tem um erro com valor considerável e não indicam o uso desses valores para fins de e-health. Em contraste, os valores obtidos no teste para a HR apresentaram valores confiáveis. Outra questão comentada por Marin *et al.* [36] é sobre o posicionamento do

sensor, que pode influenciar o resultado esperado. Um exemplo é o uso do acelerômetro e sensor de giroscópio para função pedométrica que, se fixado em cotovelo ou pulso (áreas do corpo podem se mover mesmo sem a pessoa caminhar), pode gerar erros em relação a contagem de passos.



### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

O presente Capítulo apresenta as ferramentas e as técnicas aplicadas no desenvolvimento de um protótipo de *wearable*, denominado *Monitora Vestível*, proposto por este trabalho para coletar medidas fisiológicas e compartilhar estas em uma plataforma e-Health. A Figura 7 apresenta o protótipo em geral, sua utilização no pulso, e seu esquemático.

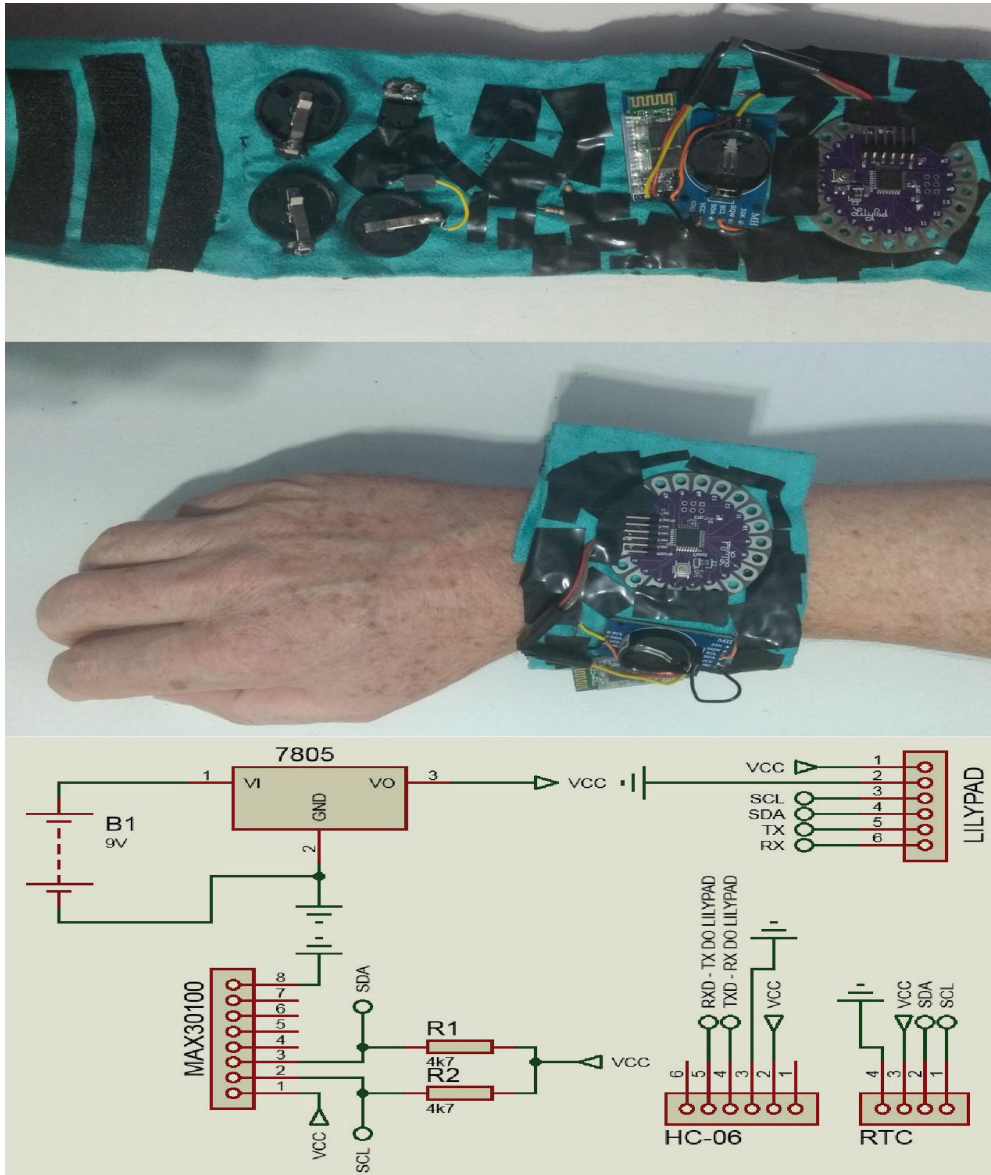


Figura 7. *Wearable* desenvolvido *Monitora Vestível* com esquemático.

A criação do *Monitora Vestível* considera a integração de tecnologias de hardware e software em uma plataforma embarcada, de forma não invasiva. Para tanto, foi considerado a incorporação de sensores de frequência cardíaca, bem como o desenvolvimento de uma interface de comunicação responsável pela coleta de dados do usuário e transmissão sem fio para um aplicativo.

Também, definiu-se a realização de um estudo piloto, para avaliar o conforto do protótipo e validar a precisão e o envio de dados obtidos pelos sensores para uma plataforma e-Health.

As próximas Seções apresentam os materiais e métodos utilizados e estabelecidos para este trabalho, divididos em hardware, software e estudo piloto.

### 3.1 HARDWARE

O módulo de *hardware* do protótipo proposto é formado por diferentes componentes eletrônicos. O componente principal, que desempenha as ações e gerencia os sensores, é uma placa micro-controladora conhecida como Arduino Lilypad desenvolvida para projetos vestíveis e de tecidos inteligentes [38] (Figura 8).

Criado e desenvolvido originalmente por Leah Buechley e SparkFun Electronics, seu projeto permite que a plataforma seja costurada em roupas. Ele mantém o uso de sensores de alimentação e atuadores montados de forma semelhante a outros embarcados, porém utilizando fios condutores costuráveis e suportando uma tensão máxima de 5,5 volts. A placa é baseada no ATmega168V, versão de baixa potência do ATmega168, e no ATmega328V. A placa utilizada no projeto é a versão ATmega328p, sendo o mesmo microcontrolador do Arduino Uno.

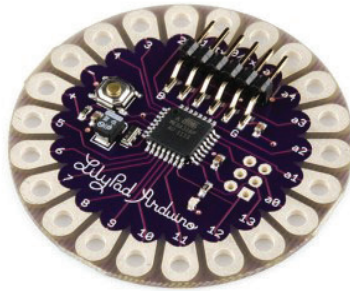


Figura 8. Arduino Lilypad.

Outra placa utilizada para projetos vestíveis, também estudada por esse projeto, é o Adafruit Flora. Construído em torno do chip Atmega32u4, possui 8 GPIOs e proteções elétricas como regulador de tensão próprio e proteção para polaridade inversa. Ambas as proteções são encontradas no Adafruit GEMMA v2, que possui memória reduzida em comparação as outras já comentados.

O Lilypad, diferentemente de placas como Adafruit FLORA e Adafruit GEMMA v2, tem uma quantidade de GPIOs consideravelmente maior (Figura9), capazes de fornecer

recursos de comunicação embutidos. Esse detalhe foi decisivo para a escolha da mesma para a abordagem proposta no presente trabalho.

Comparação de dispositivos vestíveis			
Especificações técnicas	Arduino Lilypad	Adafruit FLORA	Adafruit GEMMA v2
Tamanho (diâmetro)	50mm	45mm	28mm
Peso (gramas)	*	4.4g	3.29
Processador	Atmega168 ou Atmega328p	Atmega32u4	Attiny85
Memória flash	16KB ou 32kb	32kb	8kb
SRAM	1kb ou 2kb	2.5kb	512 bytes
EEPROM	512 bytes ou 1kb	1kb	512 bytes
Bytes para uso	~14kb ou ~30kb	~28kb	~5.25kb
Clock interno	8MHZ	8MHZ	8MHZ
Consumo	*	20mA	9mA
USB boot	Não (modulo FTDI)	Sim	Sim
Alimentação	FTDI ou Externo	USB ou Externo	USB ou Externo
Regulador de alimentação	Não	3.3V com 250mA de saída	3.3V com 150mA de saída
Corrente por pino	40mA	30mA	30mA
Máxima tensão de entrada	5.5V	16V	16V
Mínima tensão de entrada	2.7V	3.5V	3.5V
Proteção de polaridade reversa	Não	Sim	Sim
Proteção termal	Não	Sim	Sim
Proteção de corrente Limite	Não	Sim	Sim
GPIO	12 - 6 PWM Out + 6 Entradas analógicas	8 - 4 PWM Out + 4 Entradas analógicas	3 - 2 PWM Out + 1 Entradas analógicas
Porta Serial	Sim	Sim	Não
Botão de Reset	Sim	Sim	Sim
LED de alimentação	Sim	Sim	Sim
Preço (Dolares)	\$19.95	\$14.95	\$9.95

Figura 9. Tabela de comparação entre Lilypad, Flora e Gemma v2.

As próximas subseções apresentam os sensores de medição fisiológica, de controle e fonte de alimentação para o hardware citado.

### 3.1.1 Frequência Cardíaca

Equipamentos de medição digital de batimentos cardíacos por minuto (BPM) são normalmente constituídos por LED's e fotodetectores. Com eles, é possível detectar o momento da pulsação na circulação sanguínea e calcular a frequência, considerando o intervalo de tempo entre os picos, segmentos e intervalos de ondas de eletrocardiograma (ECG), como demonstrado na Figura 10.

A Figura 10 apresenta os intervalos e os segmentos de um batimento cardíaco. Em ECGs com ritmo regular, o intervalo RR ou frequência ventricular (distância entre duas ondas R sucessivas, incluindo uma onda R), pode ser calculado sabendo o valor da frequência cardíaca.

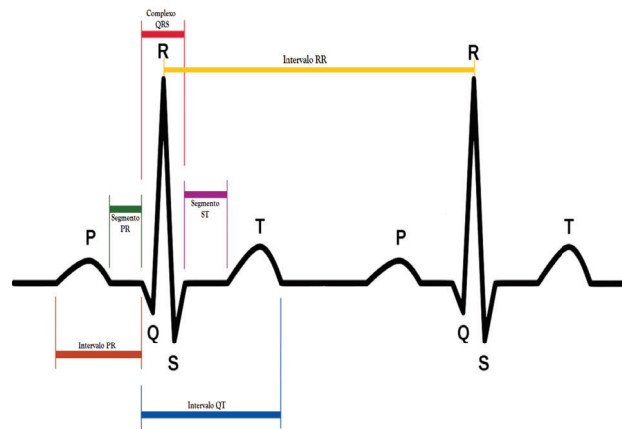


Figura 10. Onda de ECG e respectivos segmentos e intervalos. [39]

Há vários sensores no mercado que se utilizam dessa técnica para medir BPM como, por exemplo, *PulseSensor* (sensor da <https://pulsesensor.com>), MAX30100, entre outros. Para este projeto, optou-se pelo sensor modelo MAX30100 (Figura 11), pois ele permite facilmente programar seus registradores, além de ser uma solução bem consolidada no mercado. O sensor possui também a função de oxímetro, responsável por medir indiretamente a quantidade de oxigênio no sangue, considerando a leitura de hemoglobinas através de luzes vermelhas e infravermelhas, e dados de saturação [40]. A possibilidade de coletar dados de frequência cardíaca e nível de oxigênio podem ser úteis para monitorar a pressão arterial, por exemplo.

O sensor tem um funcionamento com alimentação de 1,8V a 3,3V e utiliza o protocolo de comunicação serial I2C - aspectos importantes quando se trata de um sensor vestível. Essa comunicação pode ser utilizada para controlar mais de um sensor ao mesmo tempo, e será detalhada no Capítulo 3.2.1.1, que aborda sobre soluções de software.

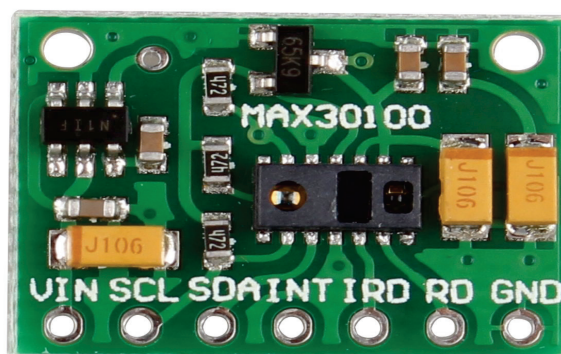


Figura 11. Sensor de batimento cardíaco e oxímetro MAX30100. Créditos: <https://www.filipeflop.com>

### 3.1.2 Fonte de Alimentação e Regulador de Tensão

Para a alimentação do sistema, definiu-se o uso de baterias que atendem o pré-requisito de tamanho para um vestível, e tensão correspondente ao que é necessitado pelo Lilypad e sensores. Baterias como CR2025 ou CR2032 (Figura 12) são exemplos que completam tais requisitos.



Figura 12. Bateria CR2032. Créditos: <https://www.filipeflop.com>

O protótipo tem suporte para utilizar duas baterias em série. Nesse contexto, é fundamental regular a tensão de alimentação para que não ultrapasse 5,5v. Para tanto, utilizou-se o regulador 7805 que trabalha na faixa de 7,5V até 35V de entrada.

### 3.1.3 RTC

Como a solução proposta precisa de uma aplicação de tempo para gravar dados, foi utilizado um módulo RTC (*Real Time Clock*), apresentado pelo Figura 13, para fornecer informações como segundos, minutos, dia e data.

O RTC possui, em sua placa, um circuito que detecta falhas de energia, acionando automaticamente a bateria para evitar perda de dados. Já endereços e informações são transferidas via protocolo I2C. Correções como meses com menos de 31 dias e anos bissextos são feitas automaticamente [41].

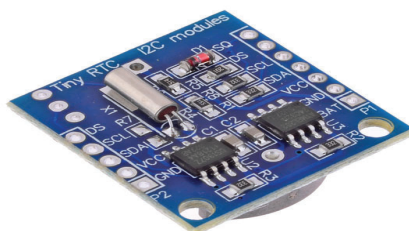


Figura 13. Módulo RTC. Créditos: <https://www.filipeflop.com>



## 3.2 SOFTWARE

O módulo de software do protótipo *Monitora Vestível* contempla a definição de uma interface de comunicação para preparação e troca de mensagens entre o módulo de hardware e o aplicativo e-Health, bem como os filtros de sinais aplicados para o fluxo de dados dos sensores.

As próximas subseções apresentam o método e as técnicas adotadas para comunicação e processamento de sinais.

### 3.2.1 Interface de comunicação

A interface de comunicação é o software que se encontra entre o sistema operacional e os aplicativos nele executados. Funciona como uma camada oculta de tradução, permitindo a comunicação e o gerenciamento de dados para aplicativos distribuídos [35].

Para o presente projeto, a interface de comunicação é responsável em transmitir e receber dados entre o dispositivo vestível e uma plataforma e-Health, por meio de um protocolo de comunicação sem fio, conforme mostra a Figura 14.

Diferentemente dos trabalhos de Uddin *et al.* [17] e Yingling *et al.* [9], o *Monitora Vestível* é um projeto destinado a automatizar a coleta de dados fisiológicos para alguma plataforma e-health. Pode-se considerar também que ele unifica as ideias de criar um produto de monitoramento vestível [17] e uma interface de comunicação para uma plataforma e-Health [9].

A Figura 14 representa o funcionamento da comunicação entre o vestível (A) e a plataforma e-Lifestyle (B e C), sendo a criação do protótipo (A) e a comunicação dele para o aplicativo (B) adotado como estudo de caso para este trabalho.

A comunicação entre os sensores com o Lilypad e do embarcado para o aplicativo utilizam certos tipos de protocolos de comunicação, sendo elas I2C, SPI e bluetooth. As próximas subseções apresentam o detalhamento de comunicação adotado para esse trabalho, sendo que não foi utilizado bibliotecas prontas para as comunicações para economia de recursos assim como evitar dependências.

#### 3.2.1.1 Comunicação I2C

O protocolo de comunicação serial I2C (*Inter-Integrated Circuit*) é um padrão de comunicação mundialmente conhecido e amplamente utilizado em projetos eletrônicos para comunicação de dispositivos instalados na mesma placa de circuito impresso. Por ser síncrono, utiliza duas linhas de comunicação: a de dados, chamada Serial Data Line (SDA); e

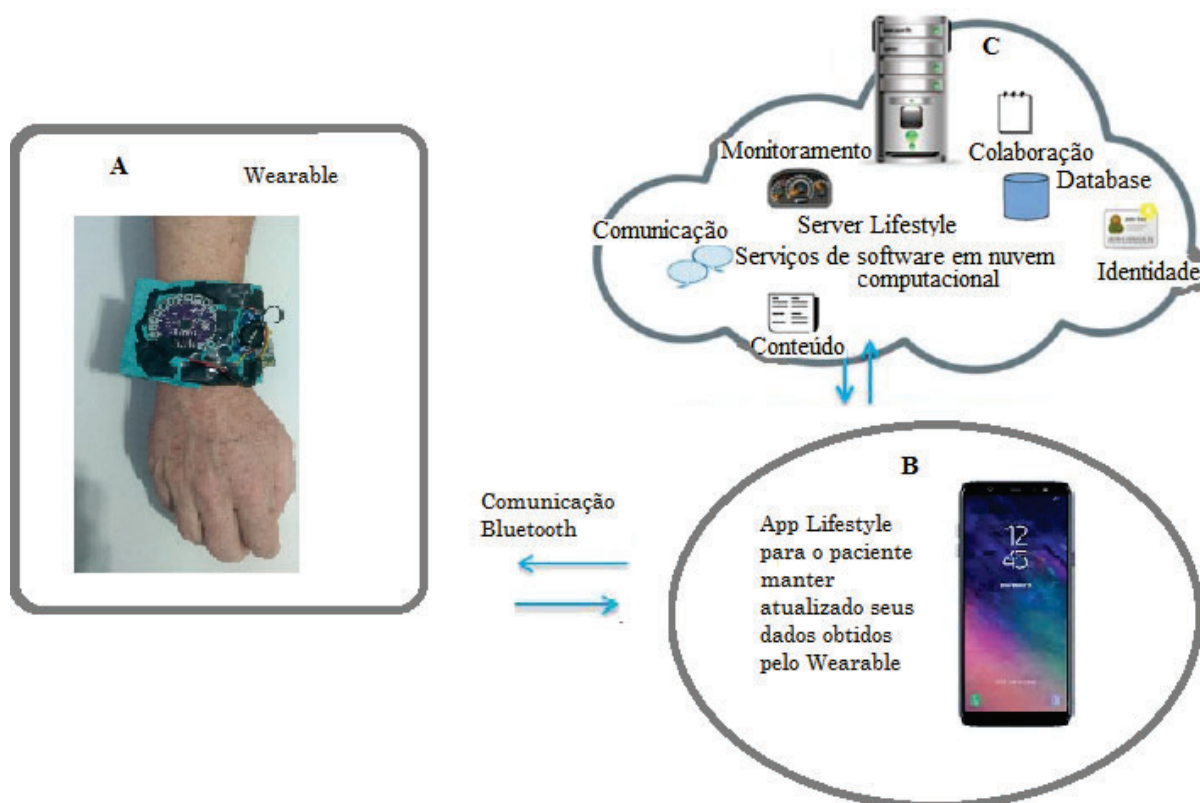


Figura 14. Representação da interface de comunicação do projeto E-lifestyle.

a linha de clock, chamada Serial Clock Line (SCL). Os dispositivos que se comunicam utilizando o barramento I2C são classificados entre Master (Mestre) e Slave (Escravo), sendo o Mestre encarregado da geração do clock [42].

Uma característica do I2C é que o endereçamento é feito por software. Assim, a comunicação sempre é iniciada pelo dispositivo mestre, que coloca inicialmente na linha SDA o endereço do dispositivo escravo com o qual ele irá se comunicar [43]. Cada byte que trafega na linha SDA carrega uma informação que define se a comunicação é de escrita ou de leitura.

Com o endereçamento feito pelo software, é possível ter mais de um sensor ou dispositivo conectado e em comunicação com o mestre que, nesse caso, é o Lilypad. No projeto tanto o RTC quanto o Max30100 utilizam a comunicação I2C.

Para o funcionamento do I2C foi criada uma biblioteca com as funções necessárias. Todas as funções foram desenvolvidas utilizando o funcionamento dos registradores do ATmega328p, o protocolo de comunicação e as necessidades em relação aos sensores.

A (Tabela 2) apresenta o código de duas funções criadas neste trabalho: uma delas para estabelecer a comunicação I2C e a outra para iniciar a comunicação.

---

```

1. void i2c_init()
2. {
3.     TWBR = 0x00;
4.     TWBR = 0x20; // Clock Frequency = 200KHz
5.     TWSR = 0x00; // Prescaler = 1
6. }
7.
8. void i2c_start( )
9. {
10.    TWCR = (1 << TWINT)|(1 << TWEN)|(1 << TWSTA); // Condição de Início
11.    while(!(TWCR & (1 << TWINT))); // Esperar completar operação
12.    if((TWSR & 0xF8) != 0x08) i2c_start(); // Estados de condição de início
13. }

```

---

Tabela 2. I2C Init e Start.

### 3.2.1.2 Comunicação SPI

Para gerar a comunicação SPI (*Serial Peripheral Interface*) utilizando o ATmega328p, foi necessária a programação em nível de registradores utilizando código AVR. Para tanto, foi criado um código que opera com os registradores do Arduino LilyPad, considerando a frequência do processador.

A comunicação SPI é uma comunicação bidirecional, na qual o vestível envia e recebe dados. A Tabela 3 mostra o código desenvolvido para envio de *strings* entre o vestível e o aplicativo. No caso, os dados contêm uma tipagem pré-definida para envio, sendo *unsigned char*, *float*, *uint* e *int*. O recebimento de dados é executado a partir de uma interrupção que guarda o valor em uma *string*.

---

```

1. void print_Serial_str(unsigned char buffer[])
2. {
3.     uint8_t i = 0;
4.     while(buffer[i] != '\0')
5.     {
6.         while (!(UCSR0A & (1 << UDRE0))); // espera registrador ficar livre
7.         UDR0 = buffer[i]; // UDR0 é o data buffer
8.         i++;
9.     }
10. }

```

---

Tabela 3. Print serial usando AVR.

### 3.2.2 Comunicação Bluetooth

Para gerar a comunicação entre o vestível e uma plataforma e-Health, optou-se pelo módulo bluetooth HC-06 e o ATmega328p. Para simulação da comunicação com um aplicativo, utilizou-se a ferramenta ArduTooth, capaz de simular o terminal de comunicação



entre as partes. Como a comunicação Bluetooth utiliza protocolo de comunicação serial, foram utilizados os códigos criados para comunicação SPI 3.2.1.2 para realizar essa comunicação.

Utilizou-se o padrão *Header – Payload – Trailer* para o envio de dados. Como já comentado, cada tipo de dado tem uma forma de envio específico. Os valores de BPM são enviados utilizando uma função de inteiros, e as *strings* com a sua respectiva função.

A Figura 15 demonstra o envio de valores de BPM. Os marcadores HEADER BEGIN/END, PAYLOAD BEGIN/END e TRAILER BEGIN/END nas mensagens, apresentados na Figura 15, são meramente ilustrativas.

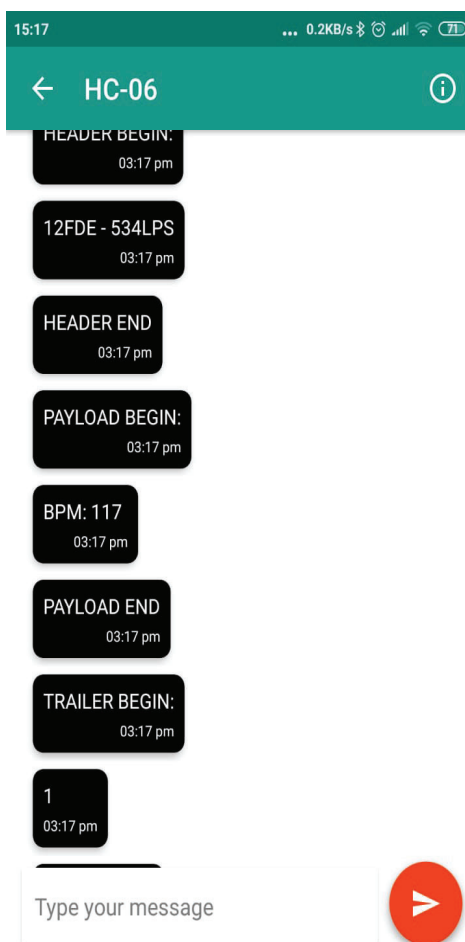


Figura 15. Simulação de comunicação bluetooth utilizando o padrão *Header – Payload – Trailer*.

O *Header* é responsável pelo envio de um valor de identificação do vestível, juntamente com a identificação de quem está recebendo os dados (celular). Já o *Payload* é o pacote que contém os dados a serem enviados. Por fim, o *Trailer* é uma mensagem que determina se a comunicação já está completa ou se ocorrerá novos envios de mensagens, sendo esse um valor binário (0 para comunicação em andamento, e 1 para comunicação encerrada).

### 3.2.3 Filtros

Para conseguir os valores de BPM e oxigenação do sangue do sensor MAX30100, foi necessário tratar os sinais captados pelo sensor, por meio de aplicações de diversos filtros.

As próximas subseções apresentam cada uma das técnicas utilizadas.

#### 3.2.3.1 Amostras por segundo

Inicialmente, é preciso configurar os registradores do sensor para definir a quantidade de amostras (*samples*) por segundo que será adquirida, juntamente com tipo de modo a ser utilizado, corrente dos LEDs e afins. Essa configuração possibilita operar com o fluxo de frequência cardíaca (Figura 16) sob diferentes precisões.

Para o protótipo do presente trabalho, foi definido o uso de 400 *samples* por segundo para obter ganho em relação a precisão de tempo e, assim, calcular o BPM. Desse modo, pode-se definir uma janela de tempo entre *samples* de 2,5ms.

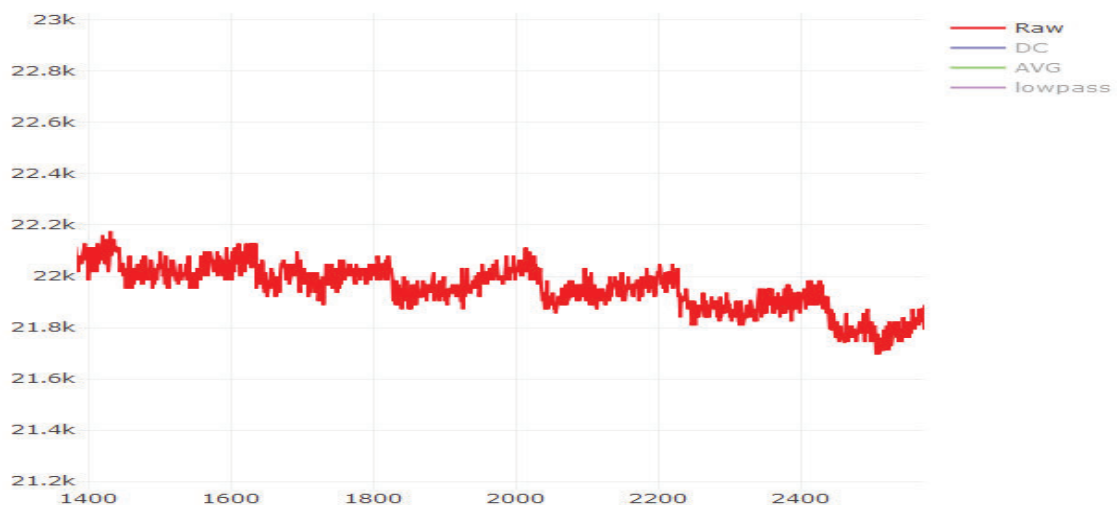


Figura 16. Fluxo de frequência cardíaca coletada pelo sensor MAX30100 na janela de samples de 1400 a 2500.

Em um sample, existem duas informações oriundas do LED vermelho (650nm) e do LED infravermelho (950nm). O infravermelho é o responsável pelos dados que, depois de filtrados, resultam nos BPM. Para o nível de oxigenação, que depende da leitura de hemoglobinas, é necessário analisar as ondas de ambos os sensores (oxihemoglobina, LED vermelho; desoxihemoglobina, LED infravermelho) para definir o nível de oxigenação do sangue [44].

### 3.2.3.2 Filtro DC

Filtros de *Direct Current* (DC) são utilizados para retirar o valor constante de uma função que há variações com o tempo. Nos dados brutos recebidos pelo MAX30100, existe um valor DC que varia de pessoa para pessoa e dificulta a geração de um limiar (*threshold*), útil para calcular BPM e comparar a oxigenação do sangue. Para tanto, é importante utilizar um filtro DC para tratamento dos dados.

Como comentado, o valor DC varia de pessoa para pessoa, devido às variações de massa corpórea. Isso influencia na forma como a luz é absorvida pela melanina, tecidos, gordura, músculos e ossos. A Figura 17 ilustra esse fenômeno.

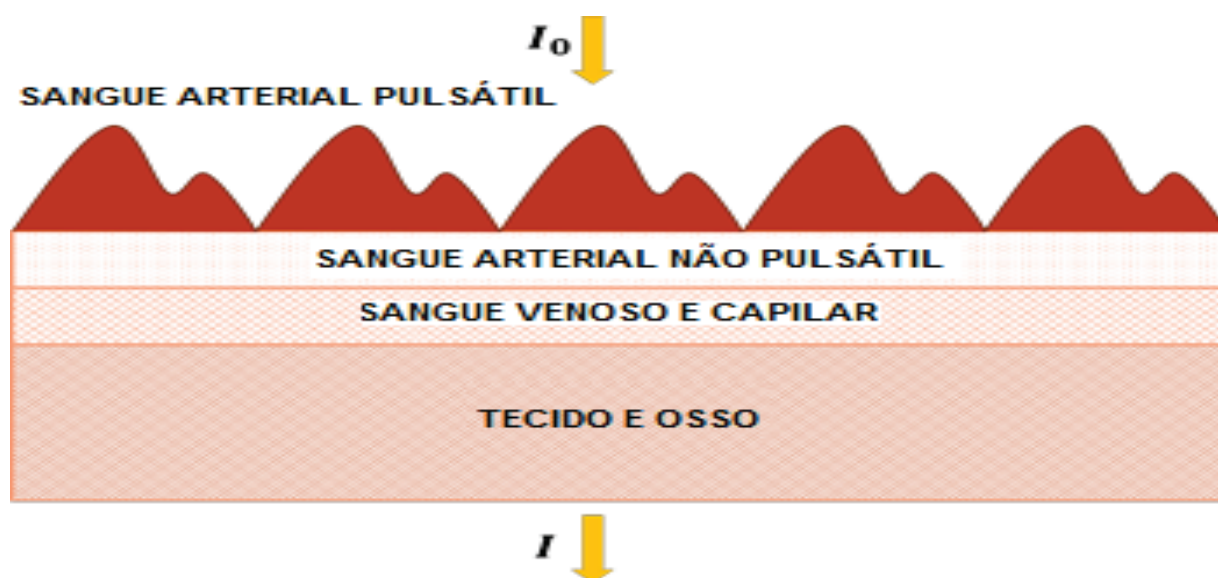


Figura 17. Representação do fluxo pulsátil percorrido pela pulsação do sangue arterial até um sensor de leitura.

Para remover um valor DC, deve-se obter uma média móvel longa do sinal e subtrair a média do sinal. O filtro DC utilizado no projeto é um filtro IIR (*Infinite Impulse Response*), que emprega as Equações 1 e 2.

$$w(t) = x(t) + \alpha \cdot w(t - 1) \quad (1)$$

$$y(t) = w(t) - w(t - 1) \quad (2)$$

Onde  $y(t)$  é a saída do filtro,  $x(t)$  é a amostra de entrada atual,  $w(t)$  é um valor intermediário que age como um histórico do valor DC do sinal e  $\alpha$  é um fator de escala que amplia ou restringe o filtro. Se  $\alpha$  for 1, o filtro passará por tudo e, se for 0, nada passará. Se  $\alpha$  for próximo de 1, ele funciona como uma *stop band* na frequência DC. A Figura 18 mostra um exemplo de saída após o tratamento do fluxo de entrada.

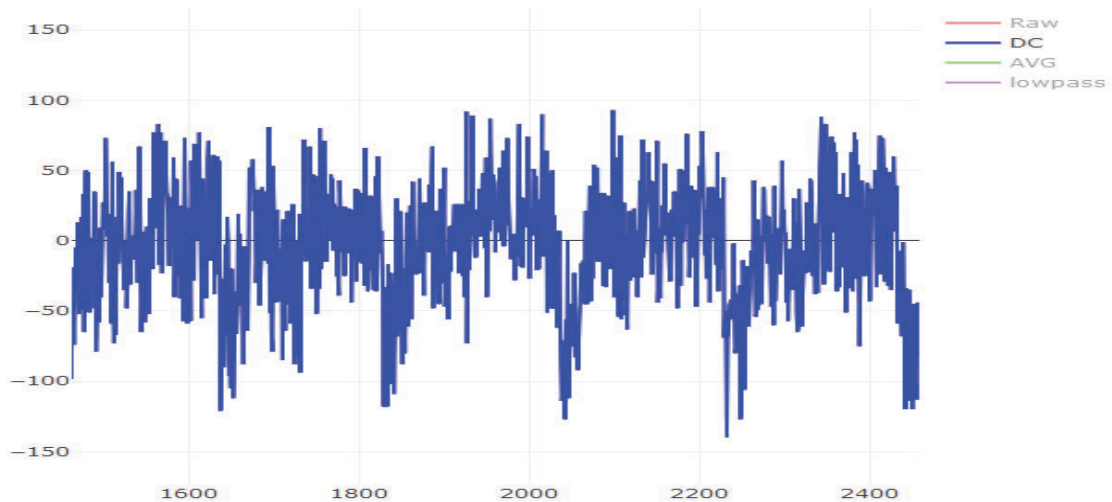


Figura 18. Dado de frequência cardíaca após aplicação do filtro DC sendo visualizada na janela de samples de 1500 a 2500.

### 3.2.3.3 Média Exponencial

Para conseguir o valor de frequência cardíaca, é necessário melhorar a detecção dos pulsos do sinal. Nesse contexto, optou-se pela utilização da média exponencial para realçar os picos do sinal (Equação 3).

Para calcular a média exponencial, é preciso da amostra atual e da média anterior (resultado do cálculo de média anterior) para calcular a nova média e realçar os picos. A escolha desta equação deve-se à limitação de recursos da plataforma embarcada, que impossibilita calcular médias móveis devido ao espaço e ao consumo de energia [45].

$$average[i] = w.s[i] + (1 - w).average[i - 1] \quad (3)$$

Onde  $w$  é a ponderação da amostra atual, um valor entre 0 e 1. Quanto maior a ponderação, maior o impacto da amostra atual na média.  $S[i]$  é o sample atual.

Com a aplicação desse filtro de média no sinal da Figura 18, por exemplo, obteve-se o resultado da Figura 19.

### 3.2.3.4 Butterworth

O filtro Butterworth é utilizado para remover ruídos de alta frequência. Tecnicamente, o Butterworth é um filtro passa banda que também pode ser utilizado como filtro de passa baixa.

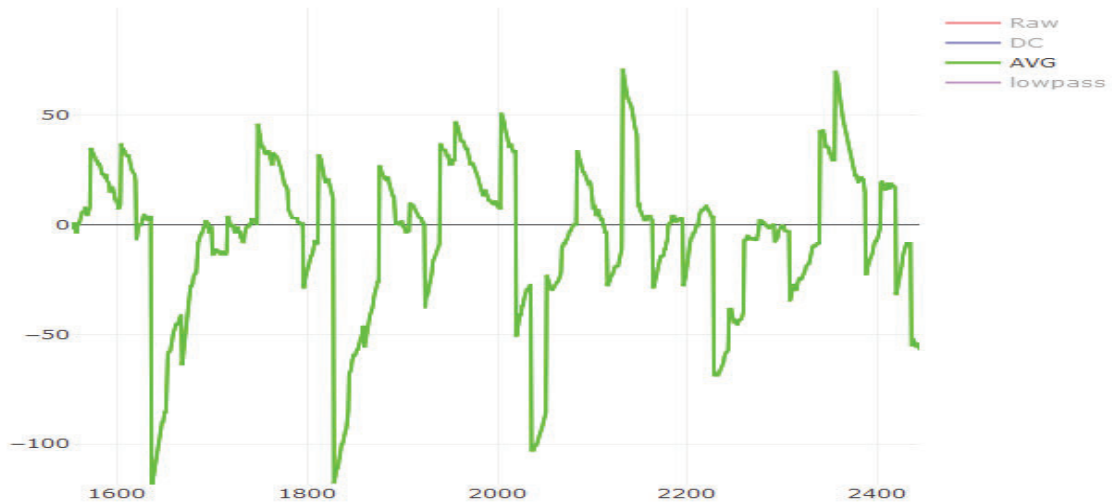


Figura 19. Dado de frequência cardíaca depois do filtro de média, sendo esse gráfico na janela de samples de 1500 a 2500.

Sendo que de acordo com Fox, Naughton e Haskell [46], o valor de BPM máximo é de aproximadamente 220. Para esse projeto, foi considerado uma frequência máxima de batimento cardíaco de 240 BPM, ou seja frequência de 4Hz, e que o filtro garanta o sinal até 7Hz. A Equação 4 representa a função de transferência normalizada, onde  $G(w)$  é o ganho (unitário),  $w$  é a frequência e  $n$  é a ordem do filtro:

$$G(w) = 1 / \sqrt{1 + (w)^{2n}} \quad (4)$$

Executando a Transformada de Laplace da função de transferência, obtém-se a Equação 5:

$$G(s/c) = c^2 / (s^2 + \sqrt{2s*c + c^2}) \quad (5)$$

Onde  $c$  é a constante utilizada para gerar o filtro, sendo este valor calculado a partir da Equação 6:

$$C = \pi * wc / ws \quad (6)$$

Onde o valor de  $Wc$  é a frequência de corte (7Hz) e  $Ws$  é a frequência de amostragem (400Hz).

Para transformar o filtro em um filtro digital, aplicou-se uma Transformação Bilinear (Equação 7):

$$S = \frac{(z-1)}{(z+1)} \quad (7)$$

Após a Transformação Bilinear, a Equação fica na função de Z, sendo  $H(z)$  o ganho da função, apresentado pela Equação 8:

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{c^2}{\left(\frac{z-1}{z+1}\right)^2 + \sqrt{2\frac{z-1}{z+1}} * c + c^2} \quad (8)$$

Como resultado final do filtro, obteve-se a Equação 9:

$$Y(n) = 0.00207758 * (X(n) + 2 * X(n-1) + X(n-2)) + 1.8669906 * (Y(n-1)) - 0.875301 * (Y(n-2)) \quad (9)$$

Após a utilização do filtro e da inversão dos valores, chega-se ao sinal demonstrado na Figura 20.

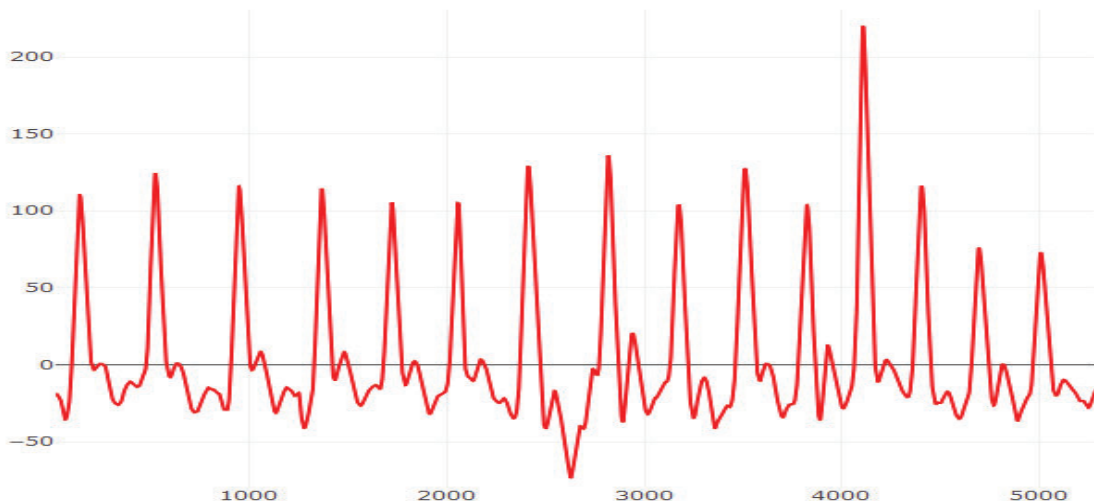


Figura 20. Sinal final depois do tratamento de filtros. Gráfico do sample 0 até o 5500.

### 3.2.3.5 Cálculo de Frequência Cardíaca

Após a aplicação dos filtros sobre o fluxo original de sinais do sensor, pode-se gerar a medida de BPM a partir dos picos R, das ondas ECG e do uso de um *threshold* para detectar o movimento de cada onda.

Para tanto, foi criada uma função que detecta o momento de subida do pico R e de descida do mesmo. Essa função devolve um valor binário onde quando o valor é 1 no exato momento em que o *sample* fica menor do que o valor do *threshold* logo após passar pelo pico. Isso ativa outra função que verifica se já é possível calcular o valor de frequência cardíaca, que considera a quantidade de samples entre o mesmo ponto de dois picos R, utilizando a Equação 10:

$$HR = \frac{60}{SC * \frac{1}{Samples/sec}} \quad (10)$$

Onde HR é o valor de BPM, SC é a quantidade de *samples* contados (*Sample Counter*), entre os pontos detectados pela função, e Samples/sec é a frequência de *samples* obtidas do sensor (neste projeto, definido em 400).

### 3.2.3.6 Cálculo do nível de oxigenação

As hemácias constituem mais de 99% das células do sangue e têm como principal função o transporte do oxigênio ( $O_2$ ) e também do gás carbônico ( $CO_2$ ). As proteínas de hemoglobina contidas em grandes quantidades nas hemácias combinam-se com o oxigênio e, em uma menor extensão, com o dióxido de carbono de forma reversível. Dessas combinações é que resulta a coloração do sangue (vermelho-claro para o  $O_2$  e vermelho-escuro para o  $CO_2$ ) [47].

De acordo com Costa [48], em situações normais, as moléculas de hemoglobina presentes nas hemácias do sangue são responsáveis pelo transporte de 97% do oxigênio, formando um composto denominado oxihemoglobina (ou hemoglobina oxigenada,  $HbO_2$ ), enquanto apenas 3% é transportado dissolvido no plasma. Assim, o termo nível de saturação parcial de oxigênio no sangue corresponde ao percentual de moléculas de oxihemoglobina em relação à hemoglobina total funcional (quantidade total de hemoglobina, oxigenada ou não). A Equação 11 demonstra como é feito a porcentagem de oximetria de pulso ( $S pO_2$ ) do sangue.

$$S pO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \cdot 100\% \quad (11)$$

Para realizar o cálculo com o sinal de atenuação da luz através das propriedades materiais pela qual a luz passou (ossos, pele, musculo, sangue), foi necessário utilizar a Lei de Beer-Lambert [49]. Segundo ela, a determinação da energia luminosa total transmitida através de uma solução possuindo determinada concentração de uma substância qualquer pode ser dada pela seguinte Equação 12:

$$I = I_0 \cdot e^{-\epsilon(\gamma)cd} \quad (12)$$

Onde:  $I$  é a luz transmitida através da solução;  $I_0$  é a intensidade de luz incidente;  $\epsilon(\gamma)$  é o coeficiente de extinção a um específico comprimento de onda  $\gamma$ ;  $c$  é a concentração da substância absorvente; e  $d$  é a distância.

Como comentado na Seção 3.2.3.1, existem duas informações oriundas do LED vermelho (650nm) que tem uma captura melhor para a desoxihemoglobina, e do LED in-



fravermelho (940nm) que tem uma captura melhor para o oxihemoglobina. Logo, pode-se fazer uma relação do aumento da atenuação da luz vermelha e da infravermelha (segundo a Lei de Lambert-Beer) do sangue arterial, por meio da Equação 13:

$$R = \frac{\log \frac{I_{acv}}{I_{dcv}}}{\log \frac{I_{aiv}}{I_{div}}} \quad (13)$$

Onde "I<sub>acv</sub>" é a amplitude da intensidade luminosa alternada no vermelho; "I<sub>dcv</sub>" é a amplitude da intensidade luminosa contínua no vermelho; "I<sub>aiv</sub>" é a amplitude da intensidade luminosa alternada no infravermelho; "I<sub>div</sub>" é a amplitude da intensidade luminosa contínua no infravermelho.

Sendo R a relação entre a intensidades luminosas, é possível calcular o  $S pO_2$  utilizando a Equação 14:

$$S pO_2 = aR^2 + bR + c \quad (14)$$

Onde "a", "b" e "c" são valores que dependem de calibração. Para esse projeto, os valores calibrados foram a = 1.5958422; b = -34.6596622; c = 112.6898759, com base no estudo de [50].

### 3.3 ESTUDO PILOTO

Para fins de avaliação preliminar do protótipo *Monitora Vestível*, definiu-se um protocolo geral para avaliar o conforto e validar a precisão e o envio de dados de BPM para uma plataforma e-Health, na ordem a seguir:

- Pré-teste: assinatura de termo de consentimento livre e esclarecido, preenchimento de questionário de caracterização da amostra, apresentação do protótipo, e vestimenta dos equipamentos;
- Teste: execução do experimento;
- Pós-teste: retirada dos equipamentos e preenchimento de questionário de conforto.

Essa avaliação preliminar considera a realização de dois experimentos distintos. O primeiro é responsável em avaliar o protótipo com um grupo de oito usuários durante um intervalo curto de tempo. Já o segundo experimento tem por objetivo avaliar o protótipo com um usuário apenas durante um intervalo longo de tempo. Os participantes foram convidados para participar da avaliação, de maneira voluntária.

Para avaliar o protótipo, o primeiro experimento contou com a participação de 8 usuários saudáveis, de formação variada (três com Ensino Médio, três com Ensino Superior



e dois com Pós-Graduação) sendo 1 homem e 7 mulheres com idade entre 15 e 55 anos ( $26,75 \pm 14,4$ ) anos. O segundo experimento teve a participação de um usuário saudável, pós-graduado, homem com idade de 31 anos.

As próximas subseções descrevem cada um dos experimentos de teste, bem como os instrumentos de avaliação utilizados.

### 3.3.1 Pré-Teste

Ao iniciar a avaliação, o participante faz a leitura e confirma o aceite do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A), para conhecer o objetivo do projeto.

Em seguida, ele preenche um questionário de caracterização da amostra (Apêndice B), com perguntas sobre idade, gênero, escolaridade, e algumas questões relacionadas ao monitoramento pessoal de saúde e uso de vestíveis.

Sequencialmente, o avaliador apresenta rapidamente o projeto e o protótipo desenvolvido, as instruções de como configurar o *Monitora Vestível* e um outro vestível "X" ou "Y" qualquer (utilizado para fins comparativos) para obter medidas de BPM.

Posteriormente, o participante é convidado a vestir os equipamentos. O avaliador faz a colocação dos dispositivos na região do pulso do braço não-dominante, ajustando-os adequadamente e cômoda. O participante sempre fica confortavelmente sentado em uma cadeira, com os braços sobre uma mesa. Antes de iniciar o experimento, faz-se uma verificação de leitura, para se certificar que ambos os equipamentos estão funcionando.

A mão do braço dominante fica livre para interagir manualmente com o vestível "X", uma vez que ele exige intervenção do usuário para coletar o BPM (no caso do primeiro experimento). Similarmente, a mesma definição vale para o vestível "Y", uma vez que o usuário realiza mais tarefas cotidianas com sua mão dominante (no caso do segundo experimento).

Especificamente no caso do primeiro experimento, o avaliador sempre alerta ao participante para interagir com o vestível "X" minuto a minuto. Ele também anota os valores obtidos pelos vestíveis.

### 3.3.2 Primeiro Experimento

O primeiro experimento tem por objetivo avaliar o vestível em um período de 5 minutos, considerando uma variabilidade de frequência cardíaca em uma série de intervalo curto de tempo (*short-term heart interval serie*).

Para fins comparativos, utilizou-se um vestível de uso pessoal disponível no mercado, desenvolvido pela Xiaomi (Figura 21, vestível "X"), em conjunto com o protótipo *Monitora Vestível*. A ideia foi aferir as medidas de frequência cardíaca, fazendo uma comparação

entre os equipamentos, além de conferir a comunicação bluetooth e avaliar o conforto. Ambos os dispositivos coletam dados de BPM.



Figura 21. Miband 3 HR.

Ao final deste teste obtém-se, por participante, cinco medidas de BPM do vestível desenvolvido e cinco medidas do vestível Mi Band 3. Esses dados são utilizados para comparação das medidas de BPM e aferição da coleta de dados do protótipo proposto.

### 3.3.3 Segundo Experimento

O segundo experimento tem por objetivo avaliar o vestível em um período de 6 horas, considerando uma variabilidade de frequência cardíaca em uma série de intervalo maior de tempo (*1/4 long-term heart interval serie*).

Para fins comparativos, utilizou-se um vestível de uso pessoal disponível no mercado (Gear S3 Frontier), desenvolvido pela Samsung (Figura 22, vestível "Y"), em conjunto com o protótipo *Monitora Vestível*. A ideia foi aferir as medidas de frequência cardíaca, fazendo uma comparação entre os equipamentos, além de conferir a comunicação bluetooth e avaliar o conforto. Ambos os dispositivos coletam dados de BPM.

Como adicional, esse experimento também tem por objetivo fazer um teste de ruído de sinal, com o uso do equipamento no cotidiano. Devido às restrições de tempo, optou-se somente pela avaliação preliminar com um participante.

Ao longo de seis horas, o participante deve realizar normalmente atividades do seu cotidiano. Como aditivo, deve executar também uma caminhada de rua por 30 minutos.

Ao final deste experimento, têm-se 360 medidas de cada vestível para posterior comparação de dados.



Figura 22. Gear S3 Frontier. Créditos: <https://www.showmetech.com.br>.

### 3.3.4 Questionário de Conforto

Para finalizar cada experimento, aplica-se adicionalmente um questionário de avaliação de conforto do *Monitora Vestível*. O instrumento é uma adaptação do *Transcutaneous Electrical Stimulation Comfort Questionnaire* (TESCQ), utilizado por Zhou *et al.* [51] e construído por Lawrence [52].

A estimulação elétrica transcutânea (TES) está frequentemente associado ao desconforto e, ocasionalmente, a dor [53] - o que pode ser um fator limitante na aceitação da tecnologia [54]. O questionário TESCQ considera a avaliação de conforto nesse sentido [52]. A adaptação do TESCQ por Zhou *et al.* [51] tem foco mais direcionado ao uso de eletrodos.

A adaptação proposto por esse trabalho modifica o questionário de Zhou *et al.*, retirando a avaliação de sensação de desconforto relacionado a vibrações e câimbra, e adiciona outras como a limitação de movimento e a fixação do equipamento (se está muito apertado ou justo, por exemplo). O Apêndice C apresenta o questionário modificado.



## 4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Como forma de avaliar preliminarmente a comunicação, o conforto, e a precisão dos sensores do equipamento desenvolvido, com a plataforma e-Lifestyle, este Capítulo tem por objetivo apresentar os resultados dos dois experimentos descritos no Capítulo 3. As próximas Seções, também, apresentam discussões sobre os resultados obtidos.

### 4.1 COMUNICAÇÃO

A comunicação entre o vestível e o aplicativo é um ponto chave desse projeto. Ela precisa estar funcional para garantir a transferência dos dados dos sensores para o smartphone via *Bluetooth*, evitando erros de leitura e armazenamento dos dados.

Em relação a este ponto, considerou-se válido o funcionamento dos protocolos de comunicação adotados, pois a transmissão e o registro esperado dos dados foi concluída com sucesso ao longo dos dois experimentos, com todos os participantes. A biblioteca criada para permitir a comunicação I2C operou corretamente, sendo possível resgatar os dados do sensor para análise posterior. O mesmo se aplica para a biblioteca criada para o funcionamento da comunicação serial SPI, responsável pela comunicação com o módulo Bluetooth.

Para os experimentos, os valores de média foram enviados de minuto a minuto para o aplicativo. Nesse contexto, é importante verificar se existe algum atraso na comunicação I2C entre o sensor de HR e o microcontrolador, considerando milissegundos.

Para verificar a comunicação I2C foi feito um teste de latência em relação a coleta e a filtragem de 400 amostras, realizados por segundo pelo *datasheet* do sensor MAX30100. A operação de coleta desse conjunto de amostras demorou 0,975 segundos. Quando incluídos os filtros, a operação toda de coleta dos dados, filtragem e envio dos dados foi de 1,125 segundos, considerado um tempo adequado dentro do cenário de comunicação do vestível.

### 4.2 CONFORTO

Em relação ao primeiro experimento (uso do *Monitora Vestível* em um período de 5 minutos, Seção 3.3.2), os participantes relataram, em alguns casos, suaves desconfortos, em especial alfinetadas e formigamento. Os participantes mostraram os locais onde sentiam essas sensações na pele, e descobriu-se a necessidade de melhor isolamento em pontos de nós das linhas condutivas.

Um dos participantes também relatou problemas de mau contato, fazendo com que o protótipo se desligasse várias vezes ao longo do teste. Em acompanhamento ao participante, notou-se que a problema também estava relacionado a linha condutiva. Por ser um fio mais grosso e rígido do que uma linha de costura, existiam locais onde os pontos de nós não fechavam corretamente, fazendo com que abrissem conforme o movimento do participante, gerando assim o mau contato.

Como uma solução para os problemas relatados, foram aplicadas soldas com fios nos componentes antes de utilizar a linha condutiva, evitando mau contatos nos componentes pela linha maleável que se movia próxima a outras ilhas condutivas. Também, foi aplicado fita isolante nos pontos de nós, como forma de melhorar o conforto para o segundo experimento. Como trabalho futuro deve-se criar módulos para os sensores e a alimentação do circuito, somente ligando-os pela linha condutiva, em vez de utilizá-la para todo o circuito.

Considerando a avaliação do questionário de conforto dos sete participantes restantes, relacionado ao primeiro experimento, somente dois relataram uma limitação de movimento suave e que não acharam o protótipo macio de vestir. Os demais avaliaram o protótipo como confortável (sem sensação de incômodo) em 11 dos 14 itens avaliados, retornando um resultado muito positivo para um primeiro protótipo. A Tabela 4 apresenta a frequência dos resultados do Questionário de Conforto.

Vale destacar que a escala "suave", utilizada no questionário, pareceu ter uma conotação interpretativa diferente para os participantes, em comparação as outras ("nada", "moderado" e "severo"). Para tanto, explicou-se para cada participante o significado da expressão. Recomenda-se que seja trocada em um próximo experimento, utilizando, por exemplo, "leve" ou "sutil" incômodo. Alguns participantes fizeram observações no questionário, como ilustra a Figura 23.

Ainda em relação ao primeiro experimento, dois participantes relataram sentir um incômodo suave em relação a fixação do vestível ao pulso (cintado, justo ou apertado). Para tanto, adicionou-se mais alguns níveis de regulagem da pulseira para ajustar-se a diferentes grossuras de pulso.

Para o segundo experimento (uso do *Monitora Vestível* em um período de 6 horas, Seção 3.3.3), o protótipo utilizado já apresentou as melhorias de soldagem e isolamento destacadas anteriormente.

Após o uso do protótipo, neste teste, o usuário relatou que em repouso o equipamento não atrapalhou, se mantendo ligado e sem gerar grande desconforto. Quando utilizado para cuidar e brincar com os filhos, o usuário relatou que o protótipo era facilmente aberto e, em alguns momentos, quando pegava os filhos no colo, as pilhas caíam. Isso ocorria pelo fato de os bebês baterem e balançarem pés e mãos. Para o uso ativo, cortando grama, o usuário relatou leve desconforto devido ao suor gerado. Em alguns momentos, sentindo dores no pulso devido ao manuseio do equipamento de corte (roçadeira).

Tabela 4. Frequência dos resultados do Questionário de Conforto.

Escala	Nenhum Incômodo		Totalmente Incômodo	
	Nada (0)	Suave (1)	Moderado (2)	Severo (3)
Palavras-chaves				
Vibrações	7	1	0	0
Penetrante/ Alfinetadas	7	1	0	0
Dores	8	0	0	0
Perfuração	8	0	0	0
Pontas Afiadas	8	0	0	0
Limitação de Movimentos	5	3	0	0
Angústia	8	0	0	0
Queimação/ Caloroso	8	0	0	0
Formigamento	7	1	0	0
Ardência	8	0	0	0
Mal-estar/ Invasivo	8	0	0	0
Suave/Macio/ Delicado	5	3	0	0
Cortes/ Machucados	8	0	0	0
Cintado/Justo/ Apertado	6	2	0	0

Por favor, marque as sensações táteis que você experienciou durante o uso do vestível equipado em seu pulso, considerando cada uma das palavras-chave:

Escala	Nenhum incômodo		Totalmente incômodo		
	Nada (0)	Suave (1)	Moderado (2)	Severo (3)	
Palavras-chaves					
Vibrações	X				
Penetrante/Alfinetadas	X				
Dores	X				
Perfuração	X				
Pontas Afiadas	X				
Limitação de Movimentos	X				
Angústia	X				
Queimação/Caloroso	X				
Formigamento	X				
Ardência	X				
Mal-estar/ Invasivo	X				
Suave/Macio/Delicado					
Cortes/Machucados	X				
Cintado/Justo/Apertado	X				

confortável

Obs: é confortável e macio.

Figura 23. Observações feitas por participantes.



Os problemas apresentados no primeiro teste do primeiro experimento não se repetiram nesse segundo experimento. Os imprevistos do segundo experimento ocorreram em momentos de alta atividade e por fatores externos. Como trabalho futuro, é possível solucionar estes problemas migrando o protótipo para uma munhequeira ajustável, o que fará com que o protótipo não abra facilmente, dará mais conforto ao usuário, e também protegerá o circuito de fatores externos.

### 4.3 PRECISÃO DOS VALORES DE FREQUÊNCIA CARDÍACA

A verificação dos valores de HR também considerou os dois diferentes experimentos, tendo como principal diferença o tempo de uso do protótipo. Como a HR varia de participante para participante, a análise de dados precisa ser de forma individual.

Como o primeiro experimento foi realizado em curto espaço de tempo, e a pessoa não estava executando tarefas, a HR não deveria variar muito dentro desse intervalo.

Na Figura 24, nota-se que existe uma diferença considerável da HR para o participante 1, em relação a média e desvio padrão entre a Pulseira Mi Band 3 e o protótipo *Monitora Vestível*. Esse participante foi o que relatou os problemas de hardware. Para os demais participantes, pode-se verificar que, apesar do protótipo apresentar uma variabilidade maior nos valores coletados de HR, ele é condizente em relação aos apresentados pela pulseira comercial.

Em relação ao participante 6, foi o único teste que o avaliador precisou efetuar uma verificação manual dos BPM ao final do teste, dado os valores elevados apontados pelos dois dispositivos. A medição manual apontou para 120 BPM, o que indica um possível erro de medição da pulseira comercial de 5 BPM para baixo, e no protótipo de 6 BPM para cima, o que explica a diferença entre os valores de média de ambas.

Já em relação ao participante 4, suspeita-se que possa ter ocorrido o mesmo tipo de variação apresentada pelo participante 6. Levando em consideração o trabalho da Shcherbina [19], que demonstra que os sensores vestíveis tem uma variação de aproximadamente 5%, é possível inferir que essa diferença entre as leituras do protótipo *Monitora Vestível* e da Pulseira Mi Band 3 variou para uma direção em cada um dos dispositivos.

Mesmo com a maioria dos testes demonstrando uma variação máxima maior no protótipo *Monitora Vestível*, em dois casos essa variação foi menor (e bem próxima) da Pulseira Mi Band 3. Nos dados recolhidos de ambos os equipamentos, calculou-se a média da variação, resultando em  $\approx 11$  BPM para a pulseira comercial, e  $\approx 21$  BPM para o protótipo.

Para o cálculo de erro absoluto e erro relativo, foi utilizado os valores da Mi Band 3 como valor exato, resultando o cálculo da média do erro absoluto em 5,02 BPM e relativo de 6,13%. No entanto, deve-se considerar a Mi Band 3 trabalha com um erro relativo de  $\approx 5\%$  do valor real exato[19].



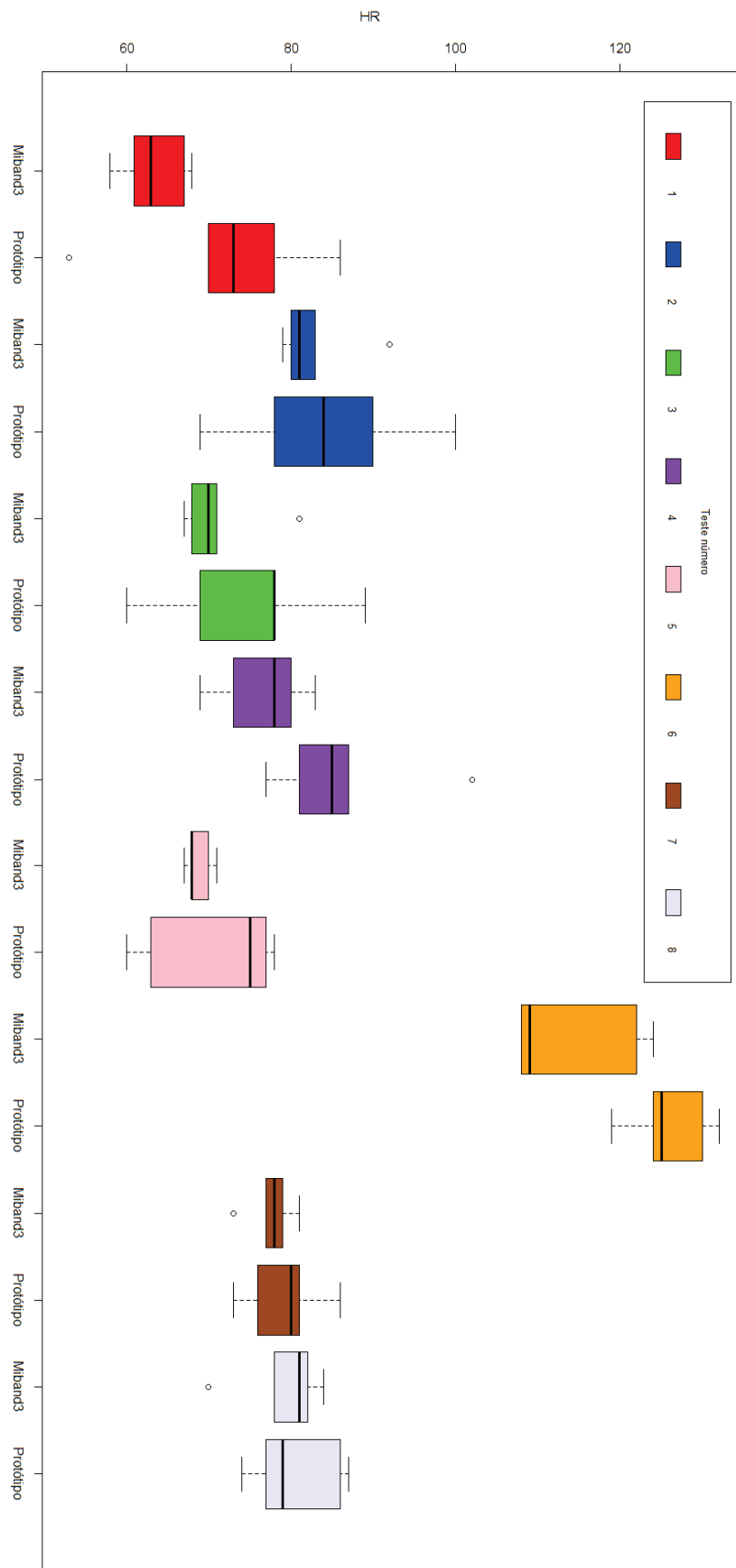


Figura 24. Variação de dados de HR observados durante o primeiro experimento.

O segundo experimento teve uma duração de 6 horas, com coleta de dados de 5 em 5 minutos, tanto do protótipo *Monitora Vestível* como do vestível Samsung Gear S3 Frontier, para fins de comparação. Para ter variações nos valores de HR, definiu-se tarefas para execução do participante. O participante dividiu a avaliação do uso do vestível em três diferentes tarefas o cotidiano: i) em repouso no sofá, assistindo TV; ii) levemente ativo, cuidando e brincando com seus filhos; iii) atividade intensa, cortando e aparando grama de sua residência. Tendo, para cada tarefa, a duração de duas horas. A Tabela 5 mostra as médias obtidas para cada tarefa.

Tabela 5. Variação média da HR durante o segundo experimento.

<b>Estado/ Atividade</b>	<b>Hora</b>	<b>Média BPM Samsung</b>	<b>Média BPM Protótipo</b>
Repouso/ TV	1	79	71
	2	74	73
Levemente Ativo/ Filhos	3	82	75
	4	86	77
Ativo/ Cortar grama	5	98	93
	6	102	98

Com esse experimento, pode-se notar uma coerência em relação as medidas do protótipo com as do vestível comercial da Samsung. Para o cálculo de erro absoluto e erro relativo, novamente foi utilizado os valores do sensor comercial usado no experimento como valor exato, resultando o cálculo da média do erro absoluto de 5,6 BPM e relativo de 6,5%. Por ser um teste mais próximo de um caso real, prático, utilizado no dia a dia do usuário, esperava-se um valor de erro maior. Porém, mesmo com uma probabilidade maior de interferência, os valores de média dos erros foram baixos, o que corrobora a coerência nos dados do protótipo.

#### 4.4 PRECISÃO DOS VALORES DE OXIMETRIA DE PULSO

Os dados de  $SpO_2$  são valores calculados em porcentagem, por representarem a oxigenação presente no sangue. Nos experimentos conduzidos, obteve-se valores de  $SpO_2$  com uma variação entre 93% e 99%. Para essa análise, os dados do participante 1 do primeiro experimento foram descartados, devido aos problemas de hardware anteriormente relatados.

De acordo com Helayel *et al.* [55], os valores de  $SpO_2$  para uma pessoa saudável deve ser superior a 95%. Apesar de que alguns valores apresentarem percentual um pouco abaixo de 95%, o estudo demonstra uma constância para valores saudáveis.

Porém, ainda não há como validar estatisticamente essa medida, uma vez que os experimentos não fizeram coleta de medidas de um aparelho com sensor de oxigenação do sangue de precisão confiável, para fins de comparação e veracidade da precisão.

#### 4.5 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Esses experimentos tem como objetivo avaliar três questões principais: qualidade dos dados, comunicação e conforto. Uma limitação do estudo realizado é o não acesso ao fluxo de dados dos dispositivos comerciais, obrigando a interação do participante para informar valores de monitoramento cardíaco. Como a comunicação entre o vestível e o aplicativo móvel foi feita em intervalos predefinidos, não foi possível também realizar uma análise comparativa de fluxo constante (onda do batimento cardíaco).

Essa pesquisa foi feita para trabalhar em conjunto com plataformas e-health e, por questões burocráticas, não foi viável realizar os testes diretamente com os usuários finais do projeto no momento dos experimentos. Este fator implica na necessidade de realizar novo estudo com um população maior de usuários em geral, antes de focar em testes com usuários finais.

No que diz a respeito da análise dos dados, é necessário validar os dados de oximetria fazendo testes comparativos com um oxímetro de dedo. Assim, pode-se também trabalhar na adaptação do protótipo para aceitar a leitura da oximetria no dedo.



## 5. CONCLUSÃO

O presente trabalho apresentou o projeto, desenvolvimento e a avaliação preliminar de um dispositivo vestível de monitoramento fisiológico para plataformas e-health, denominado *Monitora Vestível*. Este trabalho faz parte do projeto guarda-chuva "Sistema e-Lifestyle: uma solução e-Health para monitoramento das condições de saúde de pacientes hipertensos", aprovado pelo Edital MS-SCTIE-Decit/CNPq no 12/2018 – Pesquisas de inovação em saúde. A ideia foi apresentar um protótipo inicial de *wearable*, e sua respectiva interface de comunicação e tratamento de sinais fisiológicos, com o intuito de automatizar a coleta dos dados e transmitir os resultados para um aplicativo da plataforma e-Lifestyle.

O estudo considerou, primeiramente, um mapeamento sistemático de literatura com o objetivo de identificar tecnologias vestíveis utilizadas para monitoramento de saúde. Esse mapeamento apontou para 17 trabalhos relacionados que, em suma, destacam a importância de seguir as diretrizes na criação de novas soluções vestíveis, seguindo um propósito claro do que monitorar, em termos de medidas fisiológicas. O estudo também confirmou que o sensor de frequência cardíaca é principal sensor utilizado em vestíveis para monitoramento de saúde, fato que definiu a obrigatoriedade do uso desse sensor no protótipo proposto por este trabalho.

O *Monitora Vestível* foi desenvolvido para ser versátil, tendo como foco três principais pontos: comunicação simples para plataformas e-health, validação da precisão das medidas de frequência cardíaca, e conforto em vestir o equipamento. O primeiro foi pensado para a portabilidade futura do dispositivo; o segundo considerou a entrega de dados confiáveis para futura análise do profissional de saúde; e o terceiro tomou por base a importância da boa aceitação do futuro usuário ou paciente.

O resultado do projeto foi a construção de protótipos vestíveis que fazem a medição da frequência cardíaca e oxigenação do sangue, e o desenvolvimento de filtros digitais para tratamento de dados de forma precisa. Como forma de comunicação, o protótipo envia esses dados via bluetooth para o celular, usufruindo de bibliotecas de comunicação também geradas por este trabalho a finalidade de economizar recursos e evitar dependências.

Para validar o protótipo, foram conduzidos dois experimentos de diferentes intervalos de monitoramento, que mostraram uma variação de 6.5% nos valores de frequência cardíaca para com outros dois vestíveis comerciais testados. Os experimentos também foram utilizados para aferir a funcionalidade da comunicação do protótipo e investigar sobre o conforto, onde o protótipo teve uma avaliação boa em ambos os quesitos.

Além do protótipo *Monitora Vestível*, pode-se destacar que a principal contribuição deste trabalho foi o desenvolvimento das bibliotecas de comunicação que poderão ser uti-

lizadas em outros projetos, juntamente com filtros e cálculos que permitem a obtenção de dados de frequência cardíaca e de oximetria de pulso.

O projeto tem um valor significativo para quem o usufrui. Para os pacientes, o vestível desenvolvido facilita a coleta de dados e a comunicação com plataformas de saúde, automatizando a tarefa de monitoramento fisiológico. Em relação ao profissional da saúde, o projeto também é importante, pois a geração de dados durante o dia a dia do paciente contribui para melhorar a prescrição médica. Entretanto, é necessário realizar mais estudos sobre a percepção do público em relação ao todo (vestível, coleta de dados e plataformas e-health).

Como trabalhos futuros, sugere-se o desenvolvimento de placas de circuito impresso como módulos para fazer a ligação das partes de alimentação, sensores e RTC (*Real Time clock*) com o microcontrolador. Isso reduzirá problemas de hardware, além de tornar mais fácil a inclusão de novos sensores e também a produção em massa do vestível. Outra sugestão consiste em estabelecer comunicação direta com o servidor da plataforma e-Lifestyle, utilizando-se de mais marcadores nos dados transmitidos para comunicação constante com o aplicativo e o servidor. Ademais, criar um menu para escolha de formas de envio, permitindo que o usuário opte pelo tipo de formato em que os dados serão entregues ou visualizados, como também escolher a periodicidade de tempo entre os dados, e a verificação dos valores no momento desejado. Outra proposta é realizar um teste mais apurado de validação do sensor de oximetria que, por ser de calibração complexa, necessita de um comparativo com dispositivo já homologado no mercado. Recomenda-se a confecção de um invólucro final ao vestível, para uma melhor apresentação e aceitação do produto ao consumidor. Por fim, é importante que uma nova avaliação seja conduzida, com um grupo maior de usuários, sendo testado em unidades de saúde, intensificando o trabalho por meio de inserção com profissionais da saúde.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] USEMOBILE. *Como os wearables estão mudando o setor da saúde*. 2018. Disponível em: <<https://usemobile.com.br/wearables-setor-da-saude/>>. Acesso em: Nov. 27, 2019.
- [2] TECMUNDO. *Mercado de wearables deve crescer 91% no Brasil em 2019, aponta IDC*. 2019. Disponível em: <<https://www.tecmundo.com.br/mercado/143851-mercado-wearablesdeve-crescer-91-brasil-2019-aponta-idc.htm>>. Acesso em: Nov. 27, 2019.
- [3] GARTNER. *Forecast: Wearable Electronic Devices, Worldwide, 2018*. 2018. Disponível em: <<https://www.gartner.com/en/documents/3891988>>. Acesso em: Nov. 27, 2019.
- [4] COXBLUE. *10 Ways Wearables Are Impacting Healthcare*. 2019. Disponível em: <<https://www.coxblue.com/10-ways-wearables-are-impacting-healthcare/>>. Acesso em: Nov. 27, 2019.
- [5] HENRIKSEN, A. et al. Using fitness trackers and smartwatches to measure physical activity in research: Analysis of consumer wrist-worn wearables. *J Med Internet Res*, v. 20, n. 3, p. e110, Mar 2018. ISSN 1438-8871. Disponível em: <<https://doi.org/10.2196/jmir.9157>>.
- [6] COLA, G.; VECCHIO, A. Wearable systems for e-health and wellbeing. *Personal and Ubiquitous Computing*, Personal and Ubiquitous Computing, v. 22, n. 2, p. 1, apr 2017. ISSN 16174909. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s00779-017-1041-1>>.
- [7] DUNN, J.; RUNGE, R.; SNYDER, M. Wearables and the medical revolution. *Personalized Medicine*, v. 15, 09 2018.
- [8] MOTTI, V. G.; CAINE, K. An Overview of Wearable Applications for Healthcare: Requirements and Challenges. *Proceedings of the 2015 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing and Proceedings of the 2015 ACM International Symposium on Wearable Computers - UbiComp '15*, p. 635–641, 2015. Disponível em: <<http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=2800835.2809436>>.
- [9] YINGLING, L. R. et al. Adherence with physical activity monitoring wearable devices in a community-based population: observations from the Washington, D.C., Cardiovascular Health and Needs Assessment. *Translational Behavioral Medicine*, v. 7, n. 4, p. 719–730, dec 2017. ISSN 16139860. Disponível em: <<https://academic.oup.com/tbm/article/7/4/719-730/4810329>>.
- [10] WHO. *Cardiovascular diseases*. 2016. Disponível em: <[http://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](http://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))>. Acesso em: Nov. 27, 2016.

- [11] VI Diretrizes Brasileiras de Hipertensão. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, scielo, v. 95, p. I – III, 00 2010. ISSN 0066-782X.
- [12] LOPES, H. F. Genética e hipertensão arterial. *Rev. bras. hipertens*, p. 87–91, 2014.
- [13] SOCIEDADE Brasileira de Hipertensão: sobre a hipertensão. 2018. Disponível em: <<http://www.sbh.org.br/arquivos/hipertensao>>. Acesso em: May. 10, 2018.
- [14] SAGNER, M. et al. Lifestyle medicine potential for reversing a world of chronic disease epidemics: from cell to community. *INT J CLIN PRACT*, Wiley, v. 68, n. 11, p. 1289–1292, 11 2014. ISSN 1368-5031.
- [15] SILVEIRA, C. L. Implantação de um plano de intervenção para monitoramento da pressão arterial de pacientes hipertensos. 2017.
- [16] ARAUJO, T. L. d.; ARCURI, E. A. M.; MARTINS, E. Instrumentação na medida da pressão arterial: aspectos históricos, conceituais e fontes de erro. *Revista da Escola de Enfermagem da USP*, scielo, v. 32, p. 33 – 41, 04 1998. ISSN 0080-6234. Disponível em: <[10.1590/S0080-62341998000100006](http://dx.doi.org/10.1590/S0080-62341998000100006)>.
- [17] UDDIN, A. A. et al. Development of a Wearable Cardiac Monitoring System for Behavioral Neurocardiac Training: A Usability Study. *JMIR mHealth and uHealth*, v. 4, n. 2, p. e45, 2016. ISSN 2291-5222. Disponível em: <<http://mhealth.jmir.org/2002/2/e45/>>.
- [18] METCALF, D. et al. Wearables and the internet of things for health: Wearable, interconnected devices promise more efficient and comprehensive health care. *IEEE Pulse*, v. 7, n. 5, 2016. ISSN 21542287.
- [19] SHCHERBINA, A. et al. Accuracy in Wrist-Worn, Sensor-Based Measurements of Heart Rate and Energy Expenditure in a Diverse Cohort. v. 7, n. 2, 2017. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.3390/jpm7020003>>.
- [20] WHO. *e-health*. 2018. [http://who.int/goe/publications/ehealth\\_series\\_vol3/em/](http://who.int/goe/publications/ehealth_series_vol3/em/). Acesso em: Sep. 2, 2018.
- [21] VEIGA, J. E. *Um sistema e-health para auxiliar na promoção de estilo de vida saudável em hipertensos*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de Passo Fundo, 2017.
- [22] CECHETTI, N. P. *Uma proposição de gamificação em sistemas m-health para o engajamento dos usuários*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de Passo Fundo, 2017.
- [23] BA, K.; CHARTERS, S. Guidelines for performing systematic literature reviews in software engineering. v. 2, 01 2007.



- [24] PETERSEN, K. et al. Systematic mapping studies in software engineering. In: *Proceedings of the 12th International Conference on Evaluation and Assessment in Software Engineering*. Swindon, UK: BCS Learning & Development Ltd., 2008. (EASE'08), p. 68–77. Disponível em: <<http://dl.acm.org/citation.cfm?id=2227115.2227123>>.
- [25] KITCHENHAM, B. A.; BUDGEN, D.; BRERETON, O. P. Using mapping studies as the basis for further research - a participant-observer case study. *Inf. Softw. Technol.*, Butterworth-Heinemann, Newton, MA, USA, v. 53, n. 6, p. 638–651, jun. 2011. ISSN 0950-5849. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.infsof.2010.12.011>>.
- [26] MAHEEDHAR, M. et al. StayFit: a wearable application for Gym based power training. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, v. 2016, p. 6290–6293, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2016.7592166>>.
- [27] DELGADO-GONZALO, R. et al. Real-time monitoring of swimming performance. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, v. 2016, p. 4743–4746, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2016.7591787>>.
- [28] MARSCHOLLEK, M. A Method to Find Generic Thresholds for Identifying Relevant Physical Activity Events in Sensor Data. *J Med Syst*, v. 40, n. 1, p. 29, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1007/s10916-015-0383-3>>.
- [29] REZAIE, H.; GHASSEMIAN, M. Implementation study of wearable sensors for activity recognition systems. *Healthc Technol Lett*, v. 2, n. 4, p. 95–100, 2015. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4614075/?tool=pubmed> <http://dx.doi.org/10.1049/htl.2015.0017>>.
- [30] RAVELOMANANTSOA, A. et al. Design and Implementation of a Compressed Sensing Encoder: Application to EMG and ECG Wireless Biosensors. *Circuits, Systems, and Signal Processing*, v. 36, n. 7, p. 2875–2892, jul 2017. ISSN 15315878. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s00034-016-0444-y>>.
- [31] KESTENS, Y. et al. Understanding the role of contrasting urban contexts in healthy aging: an international cohort study using wearable sensor devices (the CURHA study protocol). *BMC Geriatr*, v. 16, p. 96, 2016. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4858908/?tool=pubmed> <http://dx.doi.org/10.1186/s12877-016-0273-7>>.
- [32] SPRINT, G.; COOK, D. J.; SCHMITTER-EDGEcombe, M. Unsupervised detection and analysis of changes in everyday physical activity data. *J Biomed Inform*, v. 63, p. 54–65, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbi.2016.07.020>>.
- [33] LOBELO, F. et al. The Wild Wild West: A Framework to Integrate mHealth Software Applications and Wearables to Support Physical Activity Assessment, Counseling and

Interventions for Cardiovascular Disease Risk Reduction. *Progress in Cardiovascular Diseases*, Elsevier Inc., v. 58, n. 6, p. 584–594, 2016. ISSN 18731740. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.pcad.2016.02.007>>.

- [34] BELTRAME, T. et al. Extracting aerobic system dynamics during unsupervised activities of daily living using wearable sensor machine learning models. *Journal of Applied Physiology*, p. jap.00299.2017, 2017. ISSN 8750-7587. Disponível em: <<http://jap.physiology.org/lookup/doi/10.1152/jap.00299.2017>>.
- [35] BANOS, O. et al. Design, implementation and validation of a novel open framework for agile development of mobile health applications. *BioMedical Engineering OnLine*, v. 14, n. Suppl 2, p. S6, 2015. ISSN 1475-925X. Disponível em: <<http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-14-S2-S6>>.
- [36] MARIN, J.; BLANCO, T.; MARIN, J. J. Octopus: A Design Methodology for Motion Capture Wearables. v. 17, n. 8, 2017. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.3390/s17081875>>.
- [37] LI, X. et al. Digital Health: Tracking Physiomes and Activity Using Wearable Biosensors Reveals Useful Health-Related Information. *PLoS Biol*, v. 15, n. 1, p. e2001402–e2001402, 2017. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1371/journal.pbio.2001402>>.
- [38] DATASHEET. *Lilypad*. 2018. Disponível em: <<https://www.mouser.com/catalog/specsheets/LilyPad.pdf>>. Acesso em: Oct. 16, 2018.
- [39] CCE. *Alterações mais frequentes do ECG*. 2019. Disponível em: <<https://ccenf.pt/cc/2/altecg>>. Acesso em: Nov. 27, 2019.
- [40] CPAPS. *Oxímetro*. 2018. Disponível em: <<https://www.cpaps.com.br/blog/oximetro-de-pulso-de-dedo/>>.
- [41] FILIPEFLOP. *RTC DS1307*. 2019. Disponível em: <<https://www.filipeflop.com/produto/real-time-clock-rtc-ds1307/>>. Acesso em: Oct. 5, 2019.
- [42] ZANCO, W. d. S. *Microcontroladores PIC: técnicas de software e hardware para projetos de circuitos eletrônicos com base no PIC16F877A*. Brasil: São Paulo: Érica, 2008. 392 p.
- [43] EBAH. *I2C*. 2016. Disponível em: <<http://www.ebah.com.br/content/ABAAAe7xoAL/barramento-serial-spi-i-c>>. Acesso em: Nov. 12, 2016.
- [44] DELTALIFE. *Monitor cirurgico*. 2019. Disponível em: <<https://www.deltalife.com.br/monitor-cirurgico-dl410-com-oximetro-oxipet-plus.html>>. Acesso em: Nov. 28, 2019.

- [45] KOBLENSKI, S. *Everyday DSP for Programmers: Averaging*. 2015. Disponível em: <<http://sam-koblenski.blogspot.com/2015/09/everyday-dsp-for-programmers-averaging.html>>. Acesso em: Jul. 15, 2019.
- [46] FOX, S.; NAUGHTON, J.; HASKELL, W. Physical activity and the prevention of coronary heart disease. *Annals of clinical research*, v. 3, n. 6, p. 404—432, December 1971. ISSN 0003-4762. Disponível em: <<http://europepmc.org/abstract/MED/4945367>>.
- [47] HALL J. E.; GUYTON, A. C. *Tratado de Fisiologia Médica*. Brasil: Elsevier, 2017. 1176 p.
- [48] COSTA, E. T. Equipamentos médico-hospitalares e o gerenciamento da manutenção: Capacitação a distância. In: \_\_\_\_\_. Brasil: BRASIL, Ministério da Saúde., 2002. cap. Oxímetro de pulso. P. 491-504.
- [49] PAIM, F. C. A. *Desenvolvimento de um sistema de telemetria para aquisição de sinais fisiológicos com aplicação em programas de reabilitação cardíaca*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Santa Catarina, 2005.
- [50] MAXIMINTEGRATED. *Guidelines for SPO2 measurement*. 2019. Disponível em: <<https://www.maximintegrated.com/en/design/technical-documents/app-notes/6/6845.html>>. Acesso em: Oct. 6, 2019.
- [51] ZHOU, H. et al. Stimulating the comfort of textile electrodes in wearable neuromuscular electrical stimulation. *Sensors*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 15, n. 7, p. 17241–17257, 2015.
- [52] LAWRENCE, M. *Transcutaneous electrode technology for neuroprostheses*. Tese (Doutorado) — ETH Zurich, Zürich, 2009. Diss., Eidgenössische Technische Hochschule ETH Zürich, Nr. 18213, 2009.
- [53] CHAE, J.; HART, R. Comparison of discomfort associated with surface and percutaneous intramuscular electrical stimulation for persons with chronic hemiplegia. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, v. 77 6, p. 516–22, 1998.
- [54] D.M. GRILL W.M., K. R. D. Neural engineering. In: \_\_\_\_\_. Boston, MA: Springer, 2005. cap. Electrical Stimulation of the Neuromuscular System.
- [55] HELAYEL, P. E. e. a. Gradiente SpO<sub>2</sub> - SaO<sub>2</sub> durante ventilação mecânica em anestesia e terapia intensiva. *Revista Brasileira de Anestesiologia*, scielo, v. 51, p. 305 – 310, 00 2001. ISSN 0034-7094. Disponível em: <<https://doi.org/10.1590/S0034-70942001000400005>>.



## APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) para participar de pesquisa “DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO DE UM DISPOSITIVO VESTÍVEL DE MONITORAMENTO FISIOLÓGICO PARA PLATAFORMAS E-HEALTH”, de responsabilidade do acadêmico LUCAS ZANOLLA e dos professores doutores RAFAEL RIEDER e GUILHERME AFONSO MADALAZZO, pesquisadores do Grupo de Sistemas Interativos e de Informação da Universidade de Passo Fundo (UPF).

Esta pesquisa faz parte do projeto “Sistema e-Lifestyle: uma solução e-Health para monitoramento das condições de saúde de pacientes hipertensos”, e se destina a avaliar preliminarmente o conforto de um dispositivo vestível de monitoramento fisiológico, e validar a comunicação de dados com o sistema supracitado, por meio de sensores e um aplicativo.

Nesse sentido, o objetivo desta pesquisa é avaliar o conforto e a comunicação de um protótipo vestível gerado pelo projeto, comparando-o com dados de um vestível distribuído comercialmente. Para tanto, o(a) participante é convidado(a) a utilizar ambos os vestíveis e, ao mesmo tempo, interagir com eles para coletar dados de frequência cardíaca, respondendo alguns questionários ao longo do experimento.

Como benefícios, esta pesquisa possibilitará que dados sejam enviados de forma automática para uma plataforma de saúde para monitoramento de condições de saúde de pacientes hipertensos, contribuindo como futura ferramenta para a rede pública de saúde.

Sua participação se resume a este único encontro, com duração aproximada de 30 (trinta) minutos, período diurno, nas dependências do Campus I da UPF, UPF Parque, módulo 3, Laboratório de Realidade Virtual. A observação será registrada em papel e, eventualmente, por um software que receberá os dados de frequência cardíaca.

Cabe lembrar que o objetivo deste estudo **não é** avaliar o participante, **mas sim** avaliar o equipamento que o(a) participante utilizará durante os testes. O uso que se faz dos registros efetuados durante o teste é estritamente limitado a atividades de pesquisa e desenvolvimento, e sua contribuição permitirá verificar a qualidade do sistema em questão.

Não são esperados desconfortos ou riscos durante a sessão. Porém, caso sejam identificados sinais de desconforto, o pesquisador fará o encaminhamento para os profissionais especializados da área de Psicologia ou de Enfermagem da UPF.

Você terá a garantia de receber esclarecimentos sobre qualquer dúvida relacionada à pesquisa e poderá ter acesso aos seus dados em qualquer etapa do estudo. Sua participação não é obrigatória e você pode desistir a qualquer momento, retirando seu consentimento.

Não há previsão de ressarcimento de gastos ou pagamento pela participação na pesquisa. Em caso de necessidade de auxílio para transporte, este será providenciado pelos responsáveis em questão.

Os dados relacionados à sua identificação não serão divulgados, e os registros gravados serão posteriormente destruídos. Os resultados da pesquisa serão divulgados em formato de trabalho de conclusão de curso e artigos científicos, mas você tem a partir desse momento a garantia do sigilo e da confidencialidade dos dados.

Caso você tenha dúvidas sobre a pesquisa ou se sinta constrangido(a), incomodado(a) ou prejudicado(a) em sua dignidade ou autonomia, você pode entrar em contato com os pesquisadores LUCAS ZANOLLA, RAFAEL RIEDER e GUILHERME AFONSO MADALOZZO pelos telefones (54) 99191 9134, (54) 99204-7070 ou (54) 99622-7898, ou consultar o Comitê de Ética em Pesquisa da UPF, pelo telefone (54) 3316-8157, no horário das 08h às 12h e das 13h30 às 17h30, de segunda a sexta feira.

Dessa forma, se você concorda em participar da pesquisa como consta nas explicações e orientações acima, coloque seu nome e a data nos locais abaixo indicados. Desde já, agradecemos sua colaboração e solicitamos a sua assinatura de autorização neste termo, que será também assinado pela responsável em duas vias, sendo que uma ficará com você e outra com os pesquisadores.

Passo Fundo, \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_\_.

---

Assinatura do(a) Participante

---

Nome completo do(a) participante (por extenso)

---

Assinatura do Pesquisador

*Acadêmico Lucas Zanolla*

---

Assinatura do Pesquisador

*Professor Dr. Rafael Rieder*

---

Assinatura do Pesquisador

*Prof. Dr. Guilherme Afonso Madalozzo*

## APÊNDICE B – QUESTIONÁRIO DE CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

1 - Idade: \_\_\_\_\_ anos

2 - Gênero: ( ) Masculino ( ) Feminino

3 - Grau de escolaridade?

- |                                                     |                                                   |
|-----------------------------------------------------|---------------------------------------------------|
| <input type="checkbox"/> Ensino Básico Incompleto   | <input type="checkbox"/> Ensino Básico Completo   |
| <input type="checkbox"/> Ensino Médio Incompleto    | <input type="checkbox"/> Ensino Médio Completo    |
| <input type="checkbox"/> Ensino Superior Incompleto | <input type="checkbox"/> Ensino Superior Completo |
| <input type="checkbox"/> Pós-graduação Incompleta   | <input type="checkbox"/> Pós-graduação Completa   |

4 – Como você realiza monitoramento pessoal de sua saúde?

- Indo a uma unidade de saúde (ex.: posto, hospital, farmácia), por iniciativa própria
  - Por aplicativo(s)
  - Por dispositivos que possui em casa (ex.: aparelho de pressão, oxímetro)
  - Não o faço, ou não o faço regularmente
  - Outro(s) – Especifique:
- 

5 – Qual a frequência que você realiza seu monitoramento pessoal de saúde?

- Pelo menos uma vez ao dia
- Pelo menos uma vez por semana
- Pelo menos uma vez a cada duas semanas
- Pelo menos uma vez por mês
- Não o faço, ou não o faço regularmente

6 – Em que momentos você realiza seu monitoramento pessoal de saúde?

- Quando estou em casa
  - Quando estou no trabalho
  - Quando realizo esportes ou alguma atividade física
  - Não o faço, ou não o faço regularmente
  - Outro(s) – Especifique:
-

7 – Você já utilizou algum dispositivo vestível? ( ) Sim ( ) Não

Se sim, qual(is)?

---



## APÊNDICE C – QUESTIONÁRIO DE CONFORTO

Tradução e adaptação do questionário “Transcutaneous Electrical Stimulation Comfort Questionnaire (TESCQ)”

Autor: Lawrence, M. Transcutaneous Electrode Technology for Neuroprostheses. Ph.D. Thesis, ETH Zürich, Zürich, Switzerland, 2009.

Citado por: ZHOU, Hui et al. Stimulating the comfort of textile electrodes in wearable neuromuscular electrical stimulation. *Sensors*, v. 15, n. 7, p. 17241-17257, 2015.

**Por favor, marque com um “X” as sensações táteis que você experienciou durante o uso do vestível equipado em seu pulso, considerando cada uma das palavras-chave:**

<i>Escala</i>	<i>Nenhum incômodo</i>			<i>Totalmente incômodo</i>
	----- ----- -----			
<b>Palavras-chaves</b>	<b>Nada (0)</b>	<b>Suave (1)</b>	<b>Moderado (2)</b>	<b>Severo (3)</b>
Vibrações				
Penetrante/Alfinetadas				
Dores				
Perfuração				
Pontas Afiadas				
Limitação de Movimentos				
Angústia				
Queimação/Caloroso				
Formigamento				
Ardência				
Mal-estar/ Invasivo				
Suave/Macio/Delicado				
Cortes/Machucados				
Cintado/Justo/Apertado				



# UPF

UNIVERSIDADE  
DE PASSO FUNDO

UPF Campus I - BR 285, São José  
Passo Fundo - RS - CEP: 99052-900  
(54) 3316 7000 - [www.upf.br](http://www.upf.br)