



UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
CAMPUS I - CAMPINA GRANDE
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE
MESTRADO PROFISSIONAL EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

MATEUS ANTUNES DA SILVA

**DESENVOLVIMENTO DE ALGORITMO PARA DETECÇÃO E MEDIÇÃO DE
VELOCIDADE DE MARCHA EM IDOSOS**

CAMPINA GRANDE – PB

2022

MATEUS ANTUNES DA SILVA

**DESENVOLVIMENTO DE ALGORITMO PARA DETECÇÃO E MEDIÇÃO DE
VELOCIDADE DE MARCHA EM IDOSOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia em Saúde da Universidade Estadual da Paraíba como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciência e Tecnologia em Saúde.

Área de Concentração: Tecnologia em

Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Eduardo e Silva Barbosa

Coorientadora: Prof. Me. Eujessika Katielly Rodrigues Silva

CAMPINA GRANDE – PB

2022

É expressamente proibido a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano do trabalho.

S586d Silva, Mateus Antunes da.
Desenvolvimento de algoritmo para detecção e medição de velocidade de marcha em idosos [manuscrito] / Mateus Antunes da Silva. - 2022.
81 p.

Digitado.
Dissertação (Mestrado em Profissional em Ciência e Tecnologia em Saúde) - Universidade Estadual da Paraíba, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa, 2022.
"Orientação : Prof. Dr. Paulo Eduardo e Silva Barbosa, Coordenação do Curso de Computação - CCT."
"Coorientação: Profa. Ma. Eujessika Katielly Rodrigues Silva, UEPB - Universidade Estadual da Paraíba"
1. Dispositivo vestível. 2. Monitoramento remoto. 3. Envelhecimento. 4. Idosos. 5. Velocidade da marcha. I. Título
21. ed. CDD 613.043 8

MATEUS ANTUNES DA SILVA

DESENVOLVIMENTO DE ALGORITMO PARA DETECÇÃO E MEDIÇÃO DE VELOCIDADE DE MARCHA EM IDOSOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia em Saúde da Universidade Estadual da Paraíba como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciência e Tecnologia em Saúde.

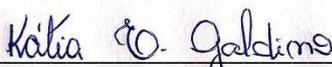
Área de Concentração: Tecnologia em Saúde.

Dissertação aprovada em: 16/09/2022

BANCA EXAMINADORA:



Prof. Dr. Paulo Eduardo e Silva Barbosa
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



Profa. Dra. Kátia Elizabeth Galdino
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



Prof. Dr. Álvaro Campos Cavalcanti Maciel

Álvaro Campos C. Maciel
PROFESSOR
SUPE 01460020 - CPF: 932.614.384-47

Prof. Dr. Álvaro Campos Cavalcanti Maciel
Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN)

AGRADECIMENTOS

A presente dissertação de mestrado não poderia chegar a resultado algum sem o precioso apoio de várias pessoas.

Em primeiro lugar, não posso deixar de agradecer a Deus por toda a força, conhecimento e coragem para enfrentar este desafio, foi uma bela jornada até aqui, sem ele jamais teria conseguido.

Em segundo lugar, não posso deixar de agradecer a meu orientador, Professor Doutor Paulo Eduardo e Silva Barbosa, por toda a paciência, empenho e sentido prático com que sempre me orientou neste trabalho. Muito obrigado por me ter corrigido quando necessário sem nunca me desmotivar.

Gostaria de agradecer especialmente a minha esposa, Gabriele Moura Almeida, por estar sempre me apoiando e me motivando a buscar o meu melhor, de maneira que sem o seu apoio seria difícil alcançar meus objetivos.

Não podendo esquecer de agradecer ao meu avô Abel Antunes de Lima, que no início dessa jornada, foi muito importante, não pensou duas vezes antes de ajudar seu querido netinho.

Por último, quero agradecer aos meus pais, Maria das Dores Silva Antunes e Aristófares Oliveira Antunes, pessoas importantíssimas para o meu processo estudantil, nunca mediram esforços para minha educação, agradeço de todo meu coração.

RESUMO

INTRODUÇÃO: As evoluções tecnológicas têm fornecido suporte em diversas atividades do cotidiano. Com isso, torna-se possível melhorias na qualidade de vida populacional. Usar de dispositivos que auxiliem no monitoramento de idosos, tem se tornado uma prática bastante comum no âmbito hospitalar. O uso da Velocidade da Marcha (VM) como preditor de doenças nos idosos tem se ganhado espaço no ambiente clínico. Tecnologias usadas para acompanhar idosos nas suas Atividades de Vida Diária (AVDs), já faz parte do dia a dia. Nesse contexto, destaca-se a necessidade de medidas de monitoramento que auxiliem na medição da VM nos indivíduos idosos e que seja capaz de transmitir essa informação ao profissional adequado.

OBJETIVO: Desenvolver um sistema de detecção e medição da Velocidade da Marcha.

MÉTODOS: Trata-se de um desenvolvimento experimental de algoritmos, que inseridos em um *smartwatch*, devem ser capazes de identificar quando o usuário está caminhando e realizar a medição da VM. Os sensores inseridos no *smartwatch* são responsáveis por obter as informações do comportamento dos idosos, sendo necessário apenas sua utilização normal. Uma vez que os dados são captados, será enviado ao servidor para a realização dos cálculos da VM. Estes algoritmos, fazem parte do desenvolvimento de uma plataforma, que permitirá a visualização e gerenciamento das informações do idoso em tempo real pelo profissional de saúde e comunicação com o usuário através de envio de mensagens para o aplicativo móvel.

RESULTADOS OBTIDOS: O algoritmo desenvolvido utilizando o sensor GPS, possui boa confiabilidade, que garanta com precisão a mensuração da VM em idosos, predizendo de maneira remota e automática essa medida. Os sistemas possuem características semelhantes, mas foram desenvolvidos com sensores diferentes, o que significa que percorrem caminhos diferentes na aquisição dos dados. O sistema desenvolvido utiliza o GPS para obtenção da velocidade, o que requer sinal conectado com GPS para poder realizar a medição, apesar do sinal GPS disponibilizado via satélite está presente em quase todo planeta, existem algumas barreiras que podem ocasionar perda de sinal. Já o sistema utilizando acelerômetro, consegue medir a velocidade independente de sinais externos, mas precisa ser implementado filtros para melhorar o resultado. **CONCLUSÃO:** Utilizar o sistema desenvolvido, que utiliza o método de medição com GPS, pode melhorar o aspecto de medição de Velocidade da Marcha, uma vez que o sistema apresentou fácil desenvolvimento e usabilidade.

Palavras-Chave: velocidade da marcha; dispositivo vestível; monitoramento remoto; envelhecimento.

ABSTRACT

INTRODUCTION: Technological developments have provided support in several daily activities. This makes it possible to improve the quality of population life. The use of devices that assist in the monitoring of the elderly has become a very common practice in the hospital environment. The use of Gait Speed (MV) as a predictor of diseases in the elderly has gained space in the clinical environment. Technologies used to accompany the elderly in their Activities of Daily Living (ADLs), is already part of the day to day. In this context, we highlight the need for monitoring measures that help in the measurement of MV in elderly individuals and that is able to transmit this information to the appropriate professional. **OBJECTIVE:** To develop a system for detecting and measuring Gait Speed. **METHODS:** This is an experimental development of algorithms, which inserted in a smartwatch, should be able to identify when the user is walking and perform the measurement of the MV. The sensors inserted in the smartwatch are responsible for obtaining information about the behavior of the elderly, and only their normal use is necessary. Once the data is captured, it will be sent to the server to perform the VM calculations. These algorithms are part of the development of a platform, which will allow the visualization and management of information of the elderly in real time by the health professional and communication with the user through sending messages to the mobile application. **RESULTS OBTAINED:** The algorithm developed using the GPS sensor has good reliability, which accurately guarantees the measurement of MV in the elderly, predicting this measurement remotely and automatically. The systems have similar characteristics, but have been developed with different sensors, which means they run different paths in data acquisition. The developed system uses GPS to obtain speed, which requires signal connected with GPS to be able to perform the measurement, although the GPS signal available via satellite is present in almost every planet, there are some barricades that can cause loss of signal. The system using accelerometer, on the other hand, can measure the speed independent of external signals, but filters need to be implemented to improve the result. **CONCLUSION:** Using the developed system, which uses the gps measurement method, can improve the measurement aspect of Gait Speed, since the system presented easy development and usability.

Keywords: gait speed; wearable device; remote monitoring; aging.

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AAL – Ambiente de Vida Assistida

AVDs – Atividades de Vida Diária

DA – Doença de Alzheimer

GPS – Global Positioning System

HSH – Health Smart Homes

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

IoT – Internet of Things

LCD – Liquid Cristal Display

NUTES – Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde

NFC – Near Field Communication

OCDE – Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Econômico

ONU – Organização das Nações Unidas

OMS – Organização Mundial de Saúde

SI – Sistema Internacional

TNL – Transtorno Neurológico Leve

USB – Universal Serial Bus

VM – Velocidade da Marcha

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Figura do percurso para medição da VM.....	25
Figura 2. Método utilizado para análise da VM.....	26
Figura 3. Estrutura de um acelerômetro.....	27
Figura 4. Estrutura de um giroscópio.....	30
Figura 5. Segmento Espacial.....	31
Figura 6. Segmento de Controle.....	32
Figura 7. Segmento de Usuário.....	33
Figura 8. Etapas de desenvolvimento do sistema de monitoramento remoto de idosos.....	36
Figura 9. Arquitetura do Sistema.....	38
Figura 10. Fitbit Ionic.....	40
Figura 11. Modelo de Projetos.....	41
Figura 12. Pastas e Arquivos do Modelo <i>Companion</i>	42
Figura 13. Arquitetura de Comunicação com <i>Companion</i>	43
Figura 14. Eixos do acelerômetro.....	44
Figura 15. Dados do acelerômetro Coletados.....	46
Figura 16. Posição do Relógio x Aceleração da Gravidade.....	47
Figura 17. Posição do Relógio Ortogonal x Aceleração da Gravidade.....	47
Figura 18. Diferença no trajeto percorrido pelo dispositivo Fitbit.....	48
Figura 19. Tela Inicial do Aplicativo no <i>smartwatch</i>	49
Figura 20. Tela Calculando a Velocidade da Marcha no <i>smartwatch</i>	50
Figura 21. Tela Resultado da Distância Percorrida no <i>smartwatch</i>	51
Figura 22. Tela Resultado da Velocidade Máxima no <i>smartwatch</i>	52
Figura 23. Tela Resultado da Velocidade Média no <i>smartwatch</i>	53
Figura 24. Requisitos Funcionais do <i>smartwatch</i>	55

Figura 25. Diagrama do Algoritmo.....	56
--	-----------

LISTA DE FÓRMULAS

Fórmula 01. Cálculo da Velocidade Retilínea Uniforme	23
Fórmula 02. Cálculo da Aceleração Retilínea Uniforme	23
Fórmula 03. Cálculo da Velocidade a partir da Aceleração	24
Fórmula 04. Cálculo do Deslocamento a partir da Velocidade.....	24
Fórmula 05. Força Resultante da Partícula	28
Fórmula 06. Força Resultante da Partícula com Massa Constante.....	28
Fórmula 07. Força Resultante da Partícula com a ação da Gravidade	28
Fórmula 08. Força Resultante da ação Inercial.....	28
Fórmula 09. Equação do Acelerômetro em estado de repouso.....	29
Fórmula 10. Velocidade Angular do Giroscópio.....	30

LISTA DE TABELAS

Tabela 01. Comparativo do sistema desenvolvido x sistema da Sênior.....	54
--	-----------

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A – CÓDIGO JS PARA LEITURA BÁSICA DOS EIXOS DO ACELERÔMETRO

ANEXO B – CÓDIGO JS PARA LEITURA BÁSICA DOS PARÂMETROS DA
BIBLIOTECA EXERCISE API

ANEXO C – COLETA DE DADOS DA SÊNIOR

ANEXO D – CÓDIGO JS PARA CONVERSÃO DOS DADOS DO ACELERÔMETRO EM
VELOCIDADE

LISTA DE APÊNDICES

APÊNDICE A – CÓDIGO JS DO INDEX.JS

APÊNDICE B – CÓDIGO DO INDEX.VIEW

APÊNDICE C – CÓDIGO DO STYLES.CSS

APÊNDICE D – CÓDIGO DO WIDGET.DEFS

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	17
2 JUSTIFICATIVA.....	19
3 OBJETIVOS.....	20
3.1 Objetivo Geral.....	20
3.2 Objetivos Específicos	20
4 REFERENCIAL TEÓRICO	21
4.1 Envelhecimento Populacional.....	21
4.2 Velocidade da Marcha.....	21
4.3 <i>Métodos convencionais de medição da Velocidade e Aceleração</i>	24
4.3.1 <i>Velocidade</i>	24
4.3.2 <i>Aceleração</i>	25
4.4 Métodos de medições da Velocidade da Marcha	26
4.4.1 <i>Métodos utilizados por profissionais da saúde</i>	26
4.5 Sensores utilizados para medição da Velocidade da Marcha.....	28
4.5.1 <i>Acelerômetro</i>	29
4.5.2 <i>Giroscópio</i>	31
4.5.3 <i>GPS</i>	32
4.8 Dispositivos vestíveis – Wearables	35
4.9 Smartwatches	36
5 MATERIAIS E MÉTODO	37
5.1 Tipo de Pesquisa	37
5.2 Etapas de desenvolvimento	37
5.3 Descrição do Sistema.....	38
5.4 Arquitetura do sistema de monitoramento remoto de idosos.....	39
5.5 Descrição do <i>smartwatch</i>	40
5.6 Descrição do ambiente de desenvolvimento	42
5.6.1 <i>Arquitetura de comunicação do Fitbit</i>	45
5.7 Métodos de medição da Velocidade da Marcha no Fitbit	45
5.7.1 <i>Método de medição utilizando Acelerômetro</i>	45
5.7.2 <i>Método de medição utilizando GPS</i>	46

5.8 Descrição do sistema da Sênior.....	47
5.8.1 <i>Coleta de dados</i>	47
5.8.2 <i>Cálculo da Velocidade da Marcha</i>	48
5.8.3 <i>Limitações e deficiências previstas para os métodos</i>	50
5.9 Descrição da Aplicação no Smartwatch	51
5.10 Comparação das principais características apresentadas pelos sistemas.....	55
6 REQUISITOS FUNCIONAIS	57
6.1 Requisitos do <i>Smartwatch</i>	57
6.2 Requisitos do Algoritmo	58
7 DISCUSSÃO.....	59
8 RESULTADOS OBTIDOS	60
9 CONCLUSÃO	61
REFERÊNCIAS	62
APÊNDICE A – CÓDIGO JS DO INDEX.JS.....	69
APÊNDICE B – CÓDIGO DO INDEX.VIEW	72
APÊNDICE C – CÓDIGO DO STYLES.CSS	73
APÊNDICE D – CÓDIGO DO WIDGET.DEFS	76
ANEXO A – CÓDIGO JS PARA LEITURA BÁSICA DOS EIXOS DO ACELERÔMETRO	77
ANEXO B – CÓDIGO JS PARA LEITURA BÁSICA DOS PARÂMETROS DA	78
ANEXO C – COLETA DE DADOS DA SÊNIO.....	79
ANEXO D – CÓDIGO JS PARA CONVERSÃO DOS DADOS DO ACELERÔMETRO EM VELOCIDADE	80

1 INTRODUÇÃO

O número de pessoas idosas tem crescido exponencialmente em vários países, inclusive no Brasil. O censo demográfico realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), no ano de 2017, mostrou que no país havia, aproximadamente, 26 milhões de indivíduos idosos. A Organização Mundial de Saúde (OMS) estima que, no ano de 2050, o Brasil terá triplicado o número de idosos (OMS, 2015).

O crescimento demográfico ocorreu inicialmente em países desenvolvidos e, agora, também ocorre em países subdesenvolvidos. Sendo assim, apresentada como a mais importante mudança demográfica e como um novo desafio de alta relevância em todo o mundo. A implementação e desenvolvimento de políticas de saúde curativas e de prevenção capazes de atender, satisfatoriamente, essa crescente demanda, com vistas à melhora da sua qualidade de vida, torna-se um imperativo atual (SILVA, 2018).

A população idosa apresenta maiores condições crônicas, sendo estas definidas como doenças que persistem por períodos superiores a seis meses, e que não se resolvem em um curto espaço de tempo, e assim corroboram para uma maior incapacidade funcional. Funções são comprometidas pelo processo de envelhecimento, decorrentes da tendência à lentidão dos mecanismos de integração central, sendo estes importantes para o reflexo postural. Fatores como instabilidade, náuseas, sedentarismo, desvio de marcha, tonturas, vertigens, entre outros, também acometem os indivíduos idosos a uma maior probabilidade do envolvimento em episódios de queda e, conseqüentemente, lesões pós-traumáticas como fratura, traumatismo craniano, lacerações sérias ou até mesmo a morte (BRASIL, 2013).

Com o avançar do envelhecimento, tem-se uma maior dificuldade da execução de tarefas do dia a dia. A dependência física e cognitiva impede o autocuidado, gerando maior parcela de carga para os familiares e ao sistema de saúde. Então, além da propensão a doenças, os idosos apresentam também tendências a morarem sozinhos, seja pela preocupação de influência na qualidade de vida dos familiares, por motivos sociais, dentre outros (BRASIL, 2006).

A busca por novas tecnologias vem crescendo dia após dia, associada a necessidade de melhoria no panorama tecnológico. Hoje, com a tecnologia tornam-se possíveis melhorias na forma de vida, e aparelhos que outrora pouco contribuíram com a qualidade de vida populacional, bem como, passam a contribuir em situações que antes poderiam levar a trágicos acidentes. Buscar conhecimento nas áreas da engenharia e aplicá-los para a melhoria de vida populacional tornou-se uma prática comum, objetivando o bem-estar social. Equipamentos, já

usados no cotidiano, são capazes de monitorar parâmetros fisiológicos como batimentos cardíacos, pressão arterial, pulsação, aceleração gravitacional, etc. sendo esse monitoramento um ótimo meio para a criação de ferramentas que objetivam o bem-estar de usuários (BRASIL, 2013).

Neste contexto, destaca-se a relevância da criação de sistemas de monitoramento contínuo com as finalidades de detecção de movimentos para realizar a captação da Velocidade da Marcha (VM), utilizando este parâmetro como preditor de doenças. Diante disso, o conceito *Health Smart Homes* (HSH) emerge da combinação de telemedicina, *Internet of Things* (IoT) e sistemas de Informação. A HSH pode ser definida como uma casa inteligente equipada com dispositivos especializados para os cuidados da saúde à distância, incluindo smartphones e tecnologias vestíveis, como o *smartwatch*. Tais dispositivos podem tomar ações em caso de detecção de situações críticas, permitindo a criação de um ambiente onde as pessoas com dificuldades e/ou doenças desfrutem de maior independência e segurança na rotina diária (MANO, L. Y. et al. 2016).

2 JUSTIFICATIVA

Monitorar as atividades de pacientes com dispositivos vestíveis, vem se tornando cada vez mais comum na sociedade, estima-se que é uma prática que tende a crescer para os consumidores destes dispositivos, projeções estimadas para esse setor, é de que até 2021, 900 milhões de pessoas utilizem destes dispositivos, o que corresponde ao triplo do valor de 2016 (WELK, GREGORY, 2010).

Aplicativos de saúde móvel, conhecidos como *mHealth*, tem ganhado espaço no ambiente clínico, ajudando profissionais da saúde a acompanhar seus pacientes. Segundo Welk, Gregory (2010) estima que se a população dos Estados Unidos da América que precisam de tratamento de doenças como Diabetes, asma e reabilitação cardíaca, utilizassem aplicativos mHealth, cerca de US\$ 7 bilhões por ano seria poupado da população.

A VM tem ganhado espaço no ambiente clínico, hoje com sua análise e medição, é possível gerar previsões do estado de saúde futuro dos idosos, prever hospitalizações e mortalidade, isso porque com sua mudança ocorrem variações funcionais e fisiológicas nos indivíduos que se observadas com antecedência tem potencial de ajudar esse grupo (MASSÉ, 2017).

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

- Desenvolver um sistema de detecção e medição da Velocidade da Marcha.

3.2 Objetivos Específicos

- Implementar algoritmos no *smartwatch* Fitbit Ionic, na sua linguagem padrão *JavaScript*, capazes de medir a Velocidade da Marcha dos usuários;
- Fornecer uma nova metodologia de análise e detecção da Velocidade da Marcha precisa e rápida;
- Promover uma estratégia de acompanhamento de possíveis declínios funcionais no idoso através da Velocidade da Marcha;

4 REFERENCIAL TEÓRICO

4.1 Envelhecimento Populacional

O crescimento da população idosa tem motivado pesquisadores no desenvolvimento de sistemas de cuidados à saúde com objetivo de assegurar a normalidade na rotina diária dos idosos. A faixa etária que considera o indivíduo como idoso é estabelecida pela OMS conforme o nível socioeconômico de cada país. Sendo considerada 60 anos ou mais de idade para países em desenvolvimento e 65 anos para as nações já desenvolvidas.

Nos últimos anos, a quantidade de idosos no mundo vem crescendo rapidamente. Segundo a Organização das Nações Unidas (ONU), em 2017, havia cerca de 982.271 milhões de idosos no mundo e de acordo com estimativas da ONU esse número subirá para aproximadamente 1,6 bilhão até o ano de 2030.

Os países da Europa foram os primeiros a vivenciar o fenômeno do envelhecimento populacional. O processo de transição demográfica nesses países aconteceu de forma mais lenta, levando cerca de um século para a instalação dessas mudanças. No Brasil, o fenômeno de crescimento foi diferente, por ser de maneira demasiada acentuada, corroborando para uma instalação do processo de envelhecimento bem mais acelerado, ocasionando mudanças bruscas em curtos espaços de tempo (IBGE, 2015).

O número de indivíduos idosos residindo no Brasil no ano de 2017 era de aproximadamente 26 milhões entre 60 e 90 anos de idade. Há ainda, a expectativa do IBGE de que a população acima de 60 anos de idade seja de aproximadamente 33,7% da população geral até o ano de 2060 representando 73 milhões de idosos incorporados a população (IBGE, 2018).

De acordo com uma pesquisa realizada pelo The Centre for Modern Family, quase metade das pessoas acima de 60 anos vivem sozinhas, e 48% destas dizem não ter proximidade de moradia com familiares, outros 25% dizem não terem mais família. No Brasil, de acordo com os dados do censo realizado pelo IBGE em 2011, são quase 3 milhões de pessoas acima de 60 anos que moram sozinhos.

4.2 Velocidade da Marcha

A marcha pode ser descrita como uma sequência de movimentos repetidos dos membros inferiores com o objetivo de mover o corpo para a frente, ao mesmo tempo em que mantém a postura estável. Para a execução harmoniosa desses movimentos, deve haver um perfeito equilíbrio entre as forças externas que atuam sobre o corpo e a resposta das forças

internas dos músculos, tendões, ossos, ligamentos e cápsulas articulares (KIRKWOOD et al., 2006).

O uso da VM é considerado um forte indicador do estado de saúde e bem-estar dos idosos, pois trata-se de uma medida que pode ser facilmente mensurável, e que os profissionais podem interpretar de maneira mais fácil, sendo uma medida reconhecida como um sinal vital, válida e sensível para avaliar e monitorar o estado funcional e as condições clínicas nas quais os idosos estão (BINOTTO et al., 2018). A VM é um forte parâmetro das funções físicas e cognitivas (NERI, 2007), sendo considerado um forte indicador clínico para fragilidade física. Com a avançar da idade, os idosos sofrem alterações físicas e fragilidades corporais que podem ser observadas com o acompanhamento da VM. Os resultados de um estudo realizado nos Estados Unidos da América e Itália, que tinha como principal objetivo estimar qual o risco de mortalidade em idosos com idade igual ou superior a 65 anos, mostrou que o uso da VM foi um grande preditor de mortalidade do grupo de idosos, composto por 27.200 idosos.

Segundo Fritz e Lusardi (2009), o uso da Velocidade da Marcha (VM) é possível prever declínio funcional, incluindo mudanças funcionais e fisiológicas. Além disso, o uso da VM tem ajudado a análise do comportamento da caminhada em casa ou na comunidade em que habitam, ajudando como preditor em vários diagnósticos, graças a sua facilidade no uso. É importante lembrar que seu uso sozinho, não é um bom preditor de habilidades funcionais, mas combinado com outros parâmetros, como pressão arterial, batimentos cardíacos, etc. tem demonstrado grande predição nas habilidades funcionais de um indivíduo.

Abdala (2017), realizou um estudo com o intuito de analisar a VM, a prevalência de quedas e o medo de cair em idosas praticantes de exercícios físicos e sedentárias. As mulheres tinham idade entre 60 e 75 anos, e com um grupo composto por 35 idosas, sendo 17 não praticantes de exercícios físicos regulares e 18 praticantes de exercícios físicos. Para realização da análise da VM, as voluntárias caminharam sobre um tapete de 4,88 metros, acoplado com sensores de medição de pressão para análise temporal da marcha, as voluntárias caminharam em duas condições de velocidade: a primeira na velocidade de sua escolha, e a segunda na maior velocidade possível que a idosa poderia caminhar. Teve como resultado que as idosas que tinham vida ativa na realização de exercícios físicos, apresentaram uma redução menor na VM no processo de envelhecimento, apresentaram maior comprimento de passo e maior cadência que as idosas sedentárias, sendo ainda o grupo ativo o que apresentou menor prevalência de quedas e medo de cair, o que sugere que a realização de exercícios melhorou a

VM decorrente dos diferentes efeitos sensório motores que a prática do exercício físico proporciona no organismo.

A VM vem conquistando espaço no ambiente clínico, uma vez que pode ser considerado como sexto sinal vital do idoso, tendo potencial de prever estado futuro, além de refletir em mudanças fisiológicas e funcionais (FERRER; FERREIRA, 2019). Nesse sentido, a VM também está sendo utilizada para observar o trabalho integrado e simultâneo de múltiplos órgãos e sistemas. Ademais a VM consegue se manter estável até os 70 anos de idade e, a partir dessa idade, começa a apresentar um declínio de 15% da velocidade normal, a cada década que se passa e 20% para velocidade normal (MASSÉ, 2017).

A velocidade da marcha (VM) é um dos marcadores desse fenótipo, sendo a VM um dos principais indicadores de que o idoso apresenta fragilidade física, estando também ligada diretamente à sarcopenia e à síndrome da fragilidade.

De acordo com Massé (2017), a literatura aponta estudos que demonstram que a VM é um bom preditor de eventos de quedas em idosos que não apresentam comprometimento cognitivo, mas que deve ser dado uma atenção a mais nos estudos envolvendo idosos com alterações cognitivas.

Pessoas idosas têm suas limitações fisiológicas por duas ou mais doenças crônicas definida como multimorbidade. Sendo considerada uma condição frequente na velhice, com uma prevalência de cerca de 60% na faixa etária de 65 a 74 anos, e de 81,5% em idosos acima de 85 anos. O idoso que apresenta o comprometimento da funcionalidade em estados avançados, pode estar associado a maior risco de morte, efeitos adversos dos medicamentos, limitação das AVDs e prejuízo na qualidade de vida (SALIVE, 2013).

Uma pesquisa realizada por Binotto (2017) com 421 indivíduos de idade igual ou superior a 60 anos, associou a fragilidade física com a capacidade de direção veicular, sendo que os pesquisadores utilizaram a VM como métrica para predição dessa capacidade, observou-se que os idosos que apresentavam a VM lenta, estão associados a fragilidade física, e que os declínios fisiológicos estão associados a fragilidade, o que torna a direção perigosa em diversas situações, idosos que tinham uma vida ativa no trabalho, apresentaram maior VM, e por consequência menor fragilidade física, sendo esse grupo capaz de continuar a direção veicular, mas, por questões legislativas de trânsito, não é possível dar uma opinião baseada nos resultados, já que a legislação ativa, não prevê idosos com VM reduzida para obtenção da habilitação veicular.

Uma revisão sistemática desenvolvida por Binotto et al. (2018), mostrou que a VM está relacionada de forma direta com a fragilidade física e variáveis indicadoras de saúde dos idosos, demonstrou a importância da medição da VM nas avaliações gerontológicas, e recomendou um estudo randomizado para estabelecer um consenso quanto a forma de mensurar a VM para que possa ser utilizada como ferramenta de avaliação gerontológica oficial nas clínicas e hospitais.

Alterações motoras como Transtorno Neurocognitivo Leve (TNL) e Doença de Alzheimer (DA), vem recebendo um olhar clínico por apresentar alterações fisiológicas. Alteração na mobilidade física, ligado a eventos de quedas, apresentam características nos idosos que possuem TNL e DA, e por estarem ligados a alterações na velocidade da marcha, mesmo a DA em estágio inicial, apresenta a velocidade da marcha reduzida, o que ajuda no diagnóstico da demência (TINETTI et al., 2008; MASSÉ, 2017).

Um estudo realizado por Massé (2017), mostrou que idosos com TNL e DA apresentam uma VM reduzida em comparação com idosos preservados cognitivamente, sendo observado uma VM média para idosos sem problemas cognitivos de 1,06 m/s e de 0,89 m/s para idosos com TNL e 0,86 m/s para idosos com DA, mas levando em conta que existe variação entre idade, sexo e antropometria. O estudo teve duração de 6 meses e não apresentou mudanças significativas na VM medida no início e no fim do estudo, ficando o questionamento de que se o tempo de acompanhamento fosse maior, poderia apresentar mudanças mais significativas na VM.

Diante do exposto, a VM está relacionada com o estado de saúde do indivíduo, controle neuromuscular, condições cardiorrespiratórias, nível de atividade física, funções sensoriais e perceptivas e envolvendo as características ambientais onde caminha. Além disso de acordo com o passar do tempo, a VM é reduzida, bem como a quantidade de energia disponível e o equilíbrio hemostático do corpo (FRITZ; LUSARDI, 2009).

4.3 Métodos convencionais de medição da Velocidade e Aceleração

4.3.1 Velocidade

De acordo com Nussenzweig (2013), a variação da posição em relação ao tempo de um determinado corpo é denominada de velocidade (V), sendo uma grandeza vetorial que possui módulo, direção e sentido. Sua razão de deslocamento, ou seja, sua velocidade uniforme, é

medida no Sistema Internacional de Unidades (SI) em m/s ($= m \cdot s^{-1}$). A equação a seguir, é a forma mais simples da velocidade retilínea uniforme:

$$V = \frac{\Delta x}{\Delta t} = \frac{X(t_2) - X(t_1)}{t_2 - t_1}$$

Fórmula 01. Cálculo da velocidade retilínea uniforme (NUSSENZVEIG, 2013)

Onde Δx é a variação do espaço percorrido pelo corpo com velocidade constante em uma trajetória retilínea, sendo que a resultante das forças que atuam sobre este objeto seja nula.

Δt é a variação do tempo que o corpo levou para percorrer o determinado percurso.

O conceito de velocidade é importante para compreender o funcionamento dos dispositivos e seus recursos para calcular a velocidade, uma vez que é totalmente dependente de saber o deslocamento do corpo para saber a velocidade média, e obter a medição de velocidade conta com muitas variáveis, mas que podem facilmente serem entendidas partindo do conceito básico (TRANCANELLI, 2016).

4.3.2 Aceleração

Nussenzveig (2013) cita que a aceleração mede a “velocidade de variação da velocidade”. Exemplificando como um veículo que vai de 0 a 120 km/h em 10 s, dizemos que possui boa velocidade. Em outras palavras, a aceleração é a taxa da variação da velocidade de um corpo em relação ao tempo, sendo medida no SI em m/s^2 ($= m \cdot s^{-2}$). A equação a seguir, descreve a variação mais simples da aceleração média de um corpo.

$$a_{t_1 \rightarrow t_2} = \frac{\Delta V}{\Delta t} = \frac{V(t_2) - V(t_1)}{t_2 - t_1}$$

Fórmula 02. Cálculo da aceleração retilínea uniforme (NUSSENZVEIG, 2013)

O conceito de aceleração é necessário para compreendermos como podemos utilizar sensores capazes de medir a aceleração dos corpos para realizar a medição da velocidade da Marcha. Através da integral da aceleração $a_{t_1 \rightarrow t_2}$ no tempo, é possível obter a velocidade V , e se integrar a própria velocidade ainda é possível obter o deslocamento do corpo

(RODRIGUES, 2010). A fórmula 3 abaixo, descreve a integral da aceleração de forma a obter a velocidade.

$$V^{(t)} = \int a(t) dx$$

Fórmula 03. Cálculo da velocidade a partir da aceleração (RODRIGUES, 2010)

Rodrigues et al. (2010), citou que o deslocamento de um corpo em função do tempo $Z(t)$ pode facilmente ser obtido se efetuar a integração da velocidade $V(t)$, como descrito na fórmula a seguir.

$$Z^{(t)} = \int v(t) dx$$

Fórmula 04. Cálculo do deslocamento a partir da velocidade (RODRIGUES, 2010)

4.4 Métodos de medições da Velocidade da Marcha

4.4.1 Métodos utilizados por profissionais da saúde

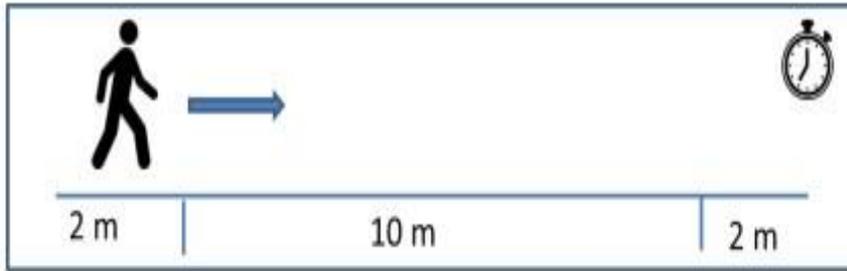
A distância para realizar a medição da VM, varia de acordo com o ambiente clínico, sendo inserido no dia a dia das clínicas como exame de rotina. De acordo com Binotto et al. (2018), por meio de uma revisão sistemática, mostrou que a distância utilizada para realizar a medição da VM, tem uma variação de quatro a seis metros em 83% dos estudos que foram analisados, sendo que a distância mais utilizada foi a de quatro metros. Para utilizar estas distâncias o pesquisador deve levar em conta e respeitar o ambiente clínico inserido. Esforços para realizar a padronização da distância da VM, são necessários, pois trata-se de um forte preditor de fragilidade, incapacidades, quedas, sedentarismo, fraqueza muscular, doenças, gordura corporal, mortalidade, estresse, menor satisfação com a vida, menor qualidade de vida, etc.

O teste de 10 metros é o mais simples para utilização em clínica no dia a dia, pois tratase de um teste relativamente barato e de fácil reprodução (HOLLMAN et al., 2008), além de apresentar boa confiabilidade nos resultados de mobilidade física dos idosos, existindo estudos que correlacionam a VM com eventos de quedas, significando que quanto menor for a VM, maior a chance de ocorrer queda nos idosos (PETERS; FRITZ; KROTISH, 2013).

Para realizar a avaliação da VM é possível utilizar um espaço de 14 metros, sendo desconsiderado 2 metros iniciais e 2 metros finais, eliminando os componentes de aceleração e de desaceleração, ficando apenas com 10 metros e, com a ajuda de um cronômetro para medir o tempo em segundos, é possível realizar a medição da VM. É possível coletar também o

número de passos e de paradas durante o percurso. Após completar todo o percurso, o profissional precisa apenas dividir a distância de 10 metros, pelo tempo que o idoso levou para percorrê-lo, tendo como resultado a velocidade expressa em m/s (BOHANNON, 1997).

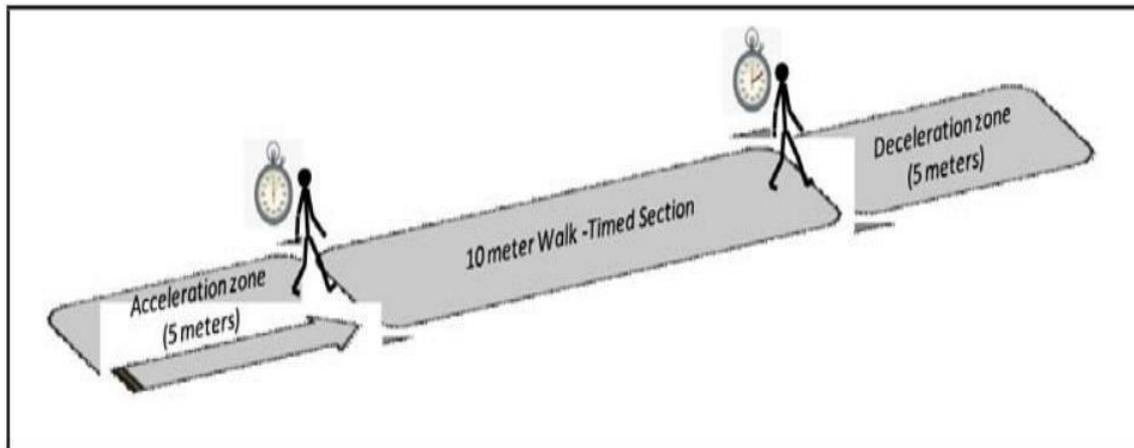
Figura 1. Figura do percurso para medição da VM.



Fonte: Adaptado de Massé (2017).

O teste da VM é seguro e não requer nenhum equipamento especial para ser utilizado, assim como não apresenta custos consideráveis para sua aplicação, requerendo, aproximadamente, 2 minutos para ser realizado. Fritz e Lusardi (2009) sugerem um método para avaliação baseado em uma distância de 20 metros, como mostra a figura 2, sendo que os 5 primeiros metros são para aceleração e os 5 últimos para desaceleração, devendo estar devidamente marcados no percurso, os 10 metros do meio, que são para caminhar em estado retilíneo. O paciente deve caminhar de uma extremidade a outra, em um ritmo considerado confortável para ele. O profissional, com a ajuda de um cronômetro, determina quanto tempo o paciente leva para atravessar o percurso de 10 metros, do centro, devendo iniciar o cronômetro assim que o paciente cruzar o primeiro marcador, e parando-o assim que cruzar o último marcador. Após a captação do tempo, basta aplicar a uma simples equação (distância/tempo), para obter a velocidade média.

Figura 2. Método utilizado para análise da VM.



Fonte: Fritz e Lusardi (2009).

A VM pode variar por sexo, idade e antropometria, considerando o intervalo normal da velocidade de: 1,2 a 1,4 metros por segundo (m/s). Esse padrão tem ajudado no monitoramento de pacientes. As variações de medição têm grande consideração para prever o bem estar de um paciente, uma vez que uma diminuição de 0,1 m/s já pode ser considerada como pior estado de saúde, mais incapacidades e estadias mais longas em hospitais, gerando aumento nos custos médicos. Então seu uso deve ser realizado buscando sempre minimizar os erros do ambiente e de equipamentos utilizados, para que no final não apresente erros consideráveis. Fritz e Lusardi (2009) recomenda o uso da VM para fisioterapeutas, como um sexto “sinal vital” prático e informativo para todos os pacientes, podendo ser examinado assim como ocorre monitoramento rotineiro de pressão sanguínea, pulso, respiração, temperatura, etc.

4.5 Sensores utilizados para medição da Velocidade da Marcha

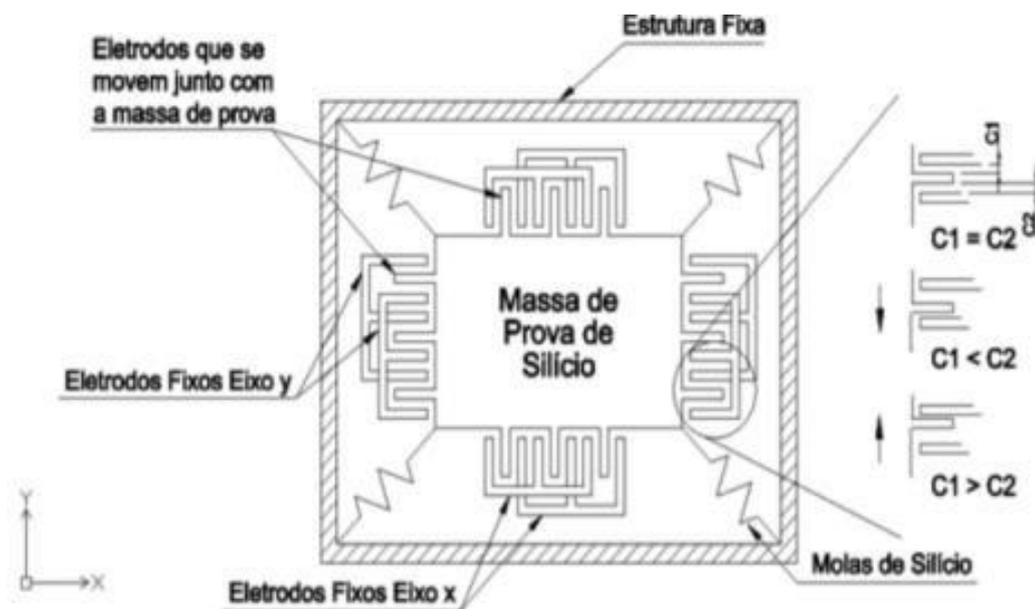
Os sensores utilizados para realizar medição de velocidade podem ser encontrados em diversos dispositivos, tais como acelerômetros, giroscópios, *Global Position System* (GPS), etc. Todos estes desempenham um papel importante na medição de velocidade e, quando combinados, podem apresentar um resultado mais eficiente (BÖTZEL, Kai et al., 2016).

Os sensores são dispositivos que podem responder a estímulos físicos/químicos de maneira específica, o que pode resultar e/ou serem transformados em outras grandezas que podem ser interpretadas para fins de medição e monitoramento

4.5.1 Acelerômetro

O acelerômetro é um dispositivo/sensor capaz de mensurar forças aplicadas pela aceleração nos seus eixos (SILVA, 2018). Os sensores de aceleração, denominados acelerômetros, são capazes de fornecer a aceleração em um ou mais componentes direcionais. Baseados num sistema mola-massa, uma massa de prova de silício é suspensa e fixada por molas, também de silício, permitindo certa mobilidade a massa conhecida(m). Pela fixação ao sistema a ser medido, o acelerômetro estará submetido as forças impostas ao corpo. Pelo princípio da inércia os eletrodos fixos e os móveis terão alterações de deslocamento, e assim uma variação de velocidade será provocada. Quando em repouso, as capacitâncias dos capacitores C1 e C2 serão iguais, e quando sob efeito da aceleração os valores de C1 e C2 variarão a depender do sentido e intensidade das forças que provocam as mudanças no estado inercial, e por meio dos componentes microeletrônicos os sinais são tratados e o valor da aceleração em determinado eixo será estimado (CARVALHO, 2016). A estrutura física do sensor mencionado é vista na Figura 3.

Figura 3. Estrutura de um acelerômetro.



Fonte: Adaptado de Carvalho (2016).

Os acelerômetros são constituídos basicamente de uma massa de prova, uma suspensão que sustenta a massa e um dispositivo de medida que gera um sinal relacionado a aceleração. Pela segunda lei de Newton, a força resultante em uma partícula é igual à taxa temporal de

variação do seu momento linear em um sistema de referência inercial, equacionado pela Fórmula 3, seja m a massa móvel, $v(t)$ sua variação de velocidade temporal (SANTOS, 2016).

$$\vec{F} = \frac{d\vec{p}}{dt} = \frac{d(m(t)\vec{v}(t))}{dt}$$

Fórmula 05. Força resultante da partícula (SANTOS, 2016).

Para um sistema de massa constante, a Fórmula 3 pode ser trabalhada para Fórmula 4.

$$\frac{d(m\vec{v}(t))}{dt} = m \frac{d\vec{v}(t)}{dt} = m\vec{a}(t)$$

Fórmula 06. Força resultante da partícula com massa constante (SANTOS, 2016).

Considerando a ação da gravidade, pode-se detalhar a força resultante na partícula, como apresentado na Fórmula 5.

$$\vec{F} = m\vec{a} = m(\vec{f} + \vec{g})$$

Fórmula 07. Força resultante da partícula com a ação da gravidade (SANTOS, 2016).

Quando o dispositivo sofre aceleração, a massa de prova tende a resistir e a mecânica que suspende essa massa deve aplicar uma força em sentido contrário. Considerando que a gravidade atue sobre o dispositivo e a massa de prova, a força de reação à ação inercial é descrita pela seguinte equação:

$$\vec{F} = -m\vec{f}$$

Fórmula 08. Força resultante da ação inercial (SANTOS, 2016).

Esse efeito irá atuar de diferentes formas a depender da construção estrutural do dispositivo. A reação em um sistema mola-massa provoca a extensão da mola, em um cristal comprime-o e gera uma tensão elétrica proporcional, pelo efeito piezelétrico, em barras vibrantes pode alterar sua frequência, dentre outras variações. Assim, um acelerômetro quando

em estado de repouso deverá medir a força específica para que a massa de prova caia, assim, obtemos:

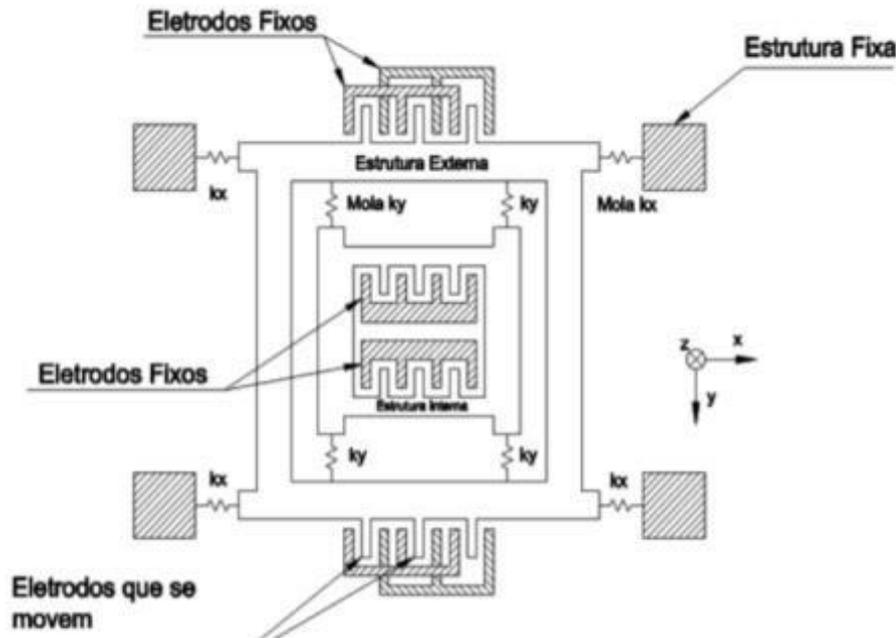
$$mf = -mg$$

Fórmula 09. Equação do acelerômetro em estado de repouso (SANTOS, 2016).

4.5.2 Giroscópio

Os sensores de orientação, conhecidos por giroscópios, são sensores capazes de indicar a orientação de um objeto, baseados no princípio da conservação de momento angular. Possuem estrutura similar ao acelerômetro, tendo como principal diferença a velocidade angular, que é obtida pela força de Coriolis exercida na massa vibrante. A versão clássica de um giroscópio é composta por um disco acoplado a uma estrutura com 3 graus de liberdade. Ao ser rotacionado, o disco tende a manter-se na mesma orientação, devido à conservação do momento angular. Assim, o ângulo entre o eixo de rotação do disco e os arcos externos, os chamados gimbais, são medidos. A construção dos giroscópios pode variar de diversas maneiras, no que diz respeito aos giroscópios MEMS, a construção utiliza microestruturas vibrantes, onde, a massa de prova oscila em uma mesma direção, e com os conjuntos de molas de silício há a presença da força Coriolis, que quando o movimento age sobre as partes externas causam variações capacitivas entre os eletrodos fixos e móveis, essa capacitância é processada, filtrada e digitalizada, produzindo o sinal de saída de orientação nos eixos do giroscópio (SANTOS, 2016). A estrutura do giroscópio é apresentada na Figura 4.

Figura 4. Estrutura de um giroscópio.



Fonte: Adaptado de Carvalho (2016).

Os giroscópios podem ser classificados em analógicos e digitais. Os analógicos fornecem medidas de tensão e corrente proporcionais à velocidade angular medida, enquanto os digitais atuam na conversão dos sinais para obtenção de saídas digitais. Em ambos a velocidade angular ($\omega_{x,y,z}$) medida é fornecida a partir de um viés fixo K_0 e um fator de escala K_1 , como visto na Fórmula 8.

$$\omega_{x,y,z} = \frac{E_\omega}{K_1} + K_0$$

Fórmula 10. Velocidade angular do giroscópio (SANTOS, 2016).

Onde E_ω é a saída do girômetro, dado em V ou mA, o fator de escala K_1 tem dimensões de velocidade angular dividida por unidade de saída do sensor, e o viés fixo K_0 tem unidades de velocidade angular.

4.5.3 GPS

O Sistema de Posicionamento de Global (GPS) foi desenvolvido com o intuito de que sejam necessários pelo menos 4 satélites acima do horizonte do observador para realizar a conexão, sendo assim, funciona em qualquer lugar do mundo desde que esta exigência seja atendida.

Qualquer usuário equipado com um receptor/processador de sinais GPS pode obter sua posição, ou seja, sua localização em formas de coordenadas geométricas instantaneamente. Seu princípio é baseado em um sistema que mede as distâncias de pontos de coordenadas conhecidas pelos satélites para pontos existentes na terra, no mar ou no ar. O GPS está estruturado em 3 seguimentos distintos: Segmento Espacial, Segmento de Controle e Segmento do Usuário (TIMBÓ, 2000).

O Segmento Espacial é composto por 24 satélites na nossa constelação, onde estes satélites orbitam a terra a uma altitude aproximada de 16.000 km e estão distribuídos em seis planos orbitais, em relação a linha do equador, com cada orbita tendo uma inclinação de 55° e cada satélite um período de revolução de 12 horas siderais. A principal função do segmento espacial é gerar e transmitir os sinais GPS (TIMBÓ, 2000).

Figura 5. Segmento Espacial.

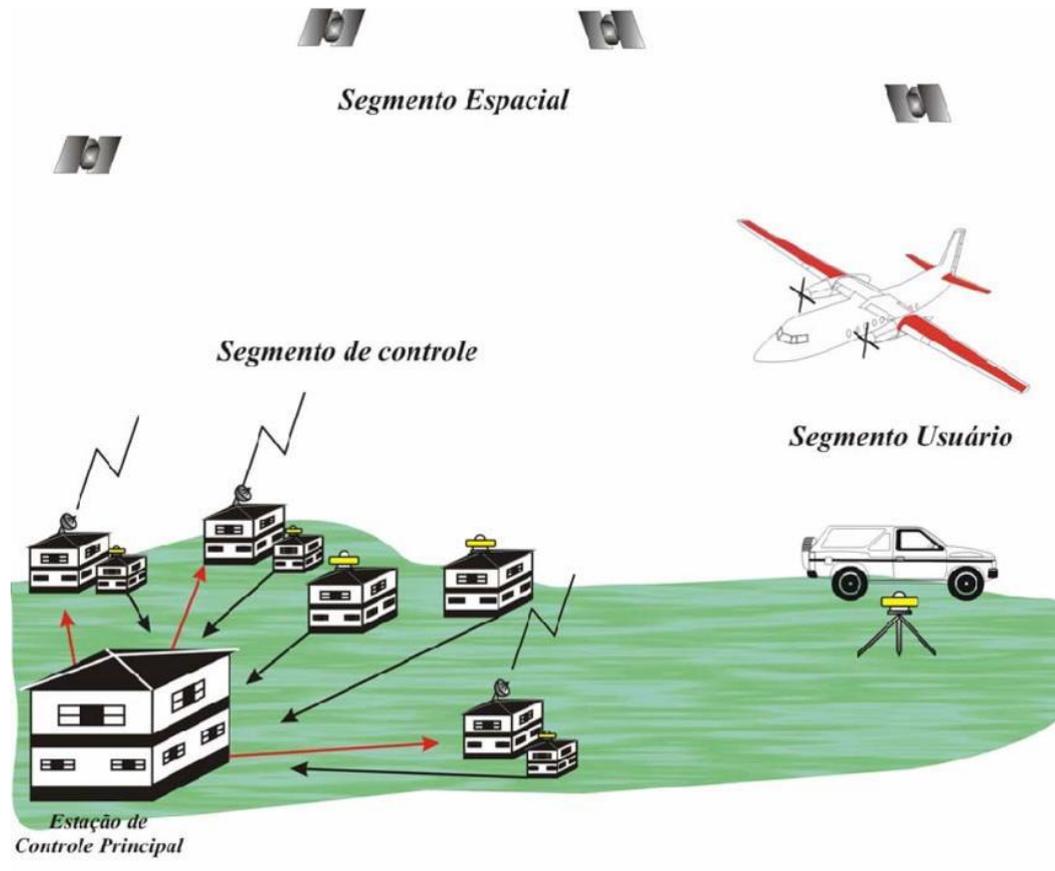


Fonte: Adaptado de Zanotta (2011).

O Segmento de Controle fica responsável pelo operacional do sistema de GPS, tendo como principal função atualizar a mensagem de navegação que é enviada pelos satélites, este segmento contém estações estrategicamente espalhadas pelo mundo que podem ser encontradas nos seguintes locais: *Ascencion*, *Colorado Springs*, *Diego Garcia*, *Kwajalein* e *Hawaii*. Devido a posição geográfica que as *Ground Antenas (GA)* se encontram, ocorrem atualizações diárias

nas mensagens pelo menos três vezes ao dia (TIMBÓ, 2000). Na figura abaixo é possível visualizar o segmento de controle principal interagindo com os secundários.

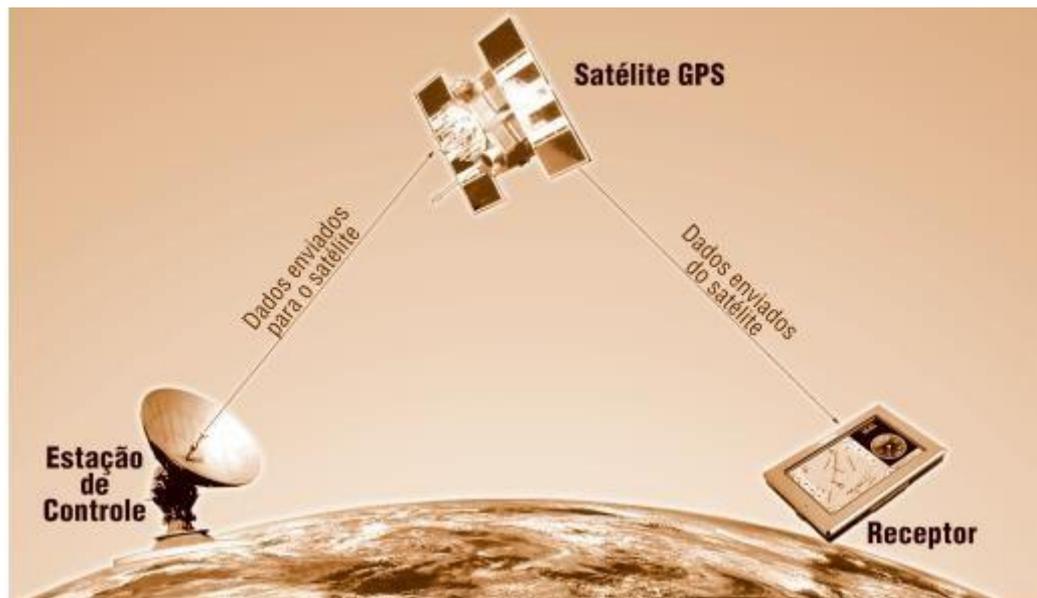
Figura 6. Segmento de Controle.



Fonte: Adaptado de Souza (2007).

O Segmento de Usuário faz referência a todos que compõem o acesso ao GPS, ou seja, tudo que pretende determinar a posição, velocidade e tempo fazendo uso do GPS. Estes receptores são dispositivos simples, que podem ser compostos apenas por uma antena, um pré-amplificador e uma unidade que ficam integrados os elementos eletrônicos do sistema, que são essenciais para realizar o controle, registro e visualização dos dados (TIMBÓ, 2000). Na figura abaixo, o Receptor representa o Segmento de Usuário se comunicando com os demais Segmentos para obter as informações solicitadas.

Figura 7. Segmento de Usuário.



Fonte: Adaptado de Carvalho (2009).

4.8 Dispositivos vestíveis – Wearables

O termo “tecnologias vestíveis” refere-se, particularmente a engenharia, computação e redes de comunicação sem fio que consistem na criação de peças de vestuário de aparência agradável e que contam com peças inteligentes de ponta. A agregação de sensores de maneira não invasiva permitindo maior usabilidade, uma vez que o uso de um adereço já conhecido e de rotina é de maior aceitação (SILVA, 2018).

Decorrentes da necessidade de melhorias na qualidade de vida, as tecnologias vestíveis têm se tornado de suma importância no campo da tecnologia em saúde para monitoramento e armazenamento de dados relacionados à saúde. Dispositivos computacionais estão sendo inseridos em acessórios e peças do vestuário com este objetivo (NASIR; YURDER, 2015).

O avanço das microtecnologias, miniaturização de sensores e tecidos inteligentes, os sistemas vestíveis são empregados frequentemente para avaliações contínuas de dados fisiológicos. Possuem aplicabilidade no monitoramento de dados de saúde, atividades e mobilidades. Uma grande vantagem é serem auto-operacionais, gerando o mínimo de incômodo ao usuário, então enquanto o usuário realiza suas AVDs, dados fisiológicos são obtidos (TORRES, 2018).

Os monitores de atividades vestíveis, como *smartwatch*, estão sendo difundidos e popularizados no mercado rapidamente. Cerca de 58% das pessoas que utilizam *smartphones*, chegaram a baixar algum aplicativo *fitness* ou de saúde. Dados mostram que um total de 45,7

milhões de dispositivos vestíveis foram vendidos em 2015, o que resultou em um aumento de 133% em relação a quantidade que foi vendida em 2014, com projeção para que em 2019 tenha sido vendido 126 milhões de unidades (LOBELO et al., 2016).

4.9 Smartwatches

Com o decorrer do tempo, os sensores passaram a ser mais utilizados, abrindo espaço para pesquisas e desenvolvimento tecnológico. Com os sensores sem fio, tornou-se possível o monitoramento remoto de uma variedade de dados vitais, pois estes apresentam alto índice de confiabilidade e precisão nos seus resultados, logo, o uso de sensores vem se tornando, comumente, associado a grande parte de dispositivos vestíveis disponíveis no mercado (LEE; LEE, 2018).

Os *smartwatches* fazem parte dos dispositivos *wearables*, e são caracterizados por serem dispositivos móveis que trazem a tecnologia convencional de um relógio de pulso. Esses dispositivos vestíveis com sensores acoplados são capazes de desempenhar funções semelhantes às de um computador, obter dados referentes ao usuário através de uma variedade de sensores embarcados no dispositivo e ainda fornecer aplicações de entretenimento além das funções convencionais do dispositivo. Visto assim como uma ferramenta interativa de multiuso (WU et al., 2016; ALMEIDA, 2017).

Os smartwatches são alternativas eficazes na coleta de dados de pacientes, pois são mantidos em contato direto com o pulso, local de fácil captação de dados fisiológicos como frequência cardíaca, pressão arterial, etc. Garantindo assim, a padronização dos sinais captados que pela variedade de módulos já presentes que podem facilitar a transmissão de dados por WiFi e Bluetooth. (CECCHINATO et al., 2015).

Com toda funcionalidade e versatilidade, os dispositivos vestíveis conhecidos como *smartwatches* tem se tornado muito uteis no mercado e em pesquisas na esfera da saúde, por apresentarem sensores precisos e baratos, objetivando o monitoramento de usuários através da aplicação remota. Portanto, diversas aplicações e funcionalidades têm sido implementadas com base nos dispositivos vestíveis em formato de *smartwatches*. Garantindo assim, a possibilidade de uma assistência e acompanhamento em tempo real à saúde do idoso de forma remota. Dessa maneira, a tecnologia pode vir a somar com as modalidades terapêuticas já existentes e destinadas aos cuidados à essa parcela da população. Otimizando assim, os serviços e as medidas estratégicas para monitoramento e os cuidados ao indivíduo idoso (RAWASSIZADEH; PRICE; PETRE, 2015).

5 MATERIAIS E MÉTODO

5.1 Tipo de Pesquisa

De acordo com a Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Econômico OCDE (2007) o desenho do estudo é um sistema experimental, que combina conhecimento prático e científico com o intuito de desenvolver novos produtos, processos, sistemas e serviços.

5.2 Etapas de desenvolvimento

- 1) Levantamento de Requisitos: Etapa que corresponde ao levantamento de informações dos parâmetros que o *smartwatch* consegue mensurar, assim como suas funcionalidades e familiaridade com o ambiente de desenvolvimento.
- 2) Levantamento dos Métodos de Medição de Velocidade: Nesta etapa é realizada uma revisão com base nas principais maneiras de obter a velocidade através do acelerômetro, *Global Positioning System* (GPS) e giroscópio.
- 3) Escolha do Método de Medição de Velocidade: Após uma análise dos métodos possíveis, serão filtrados os métodos que possam ser implementados no Fitbit Ionic, uma vez que os métodos foram implementados, serão comparados para identificar o que apresentar maior exatidão na medição da velocidade.
- 4) Protótipo: Desenvolvimento do sistema dentro do *smartwatch* a partir do método escolhido. Esta etapa permite a visualização de possíveis falhas ou elementos que possam melhorar antes de alcançar o resultado final.

O fluxo e resumo das etapas de desenvolvimento da plataforma podem ser observados na figura abaixo:

Figura 8. Etapas de desenvolvimento do sistema de monitoramento remoto de idosos.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

5.3 Descrição do Sistema

Trata-se do desenvolvimento e comparação dos algoritmos de avaliação da velocidade da marcha dos indivíduos utilizando *Smartwatch*. O sistema consiste no uso dos sensores internos do *smartwatch*, que são:

- Acelerômetro;
- Sensor de batimentos cardíacos;
- Giroscópio;
- GPS.

O sistema está sendo desenvolvido para o *smartwatch* da marca Fitbit, modelo Ionic, sendo assim, caracterizado como um dispositivo vestível utilizado no monitoramento constante do usuário, durante as AVDs. O Fitbit, além de ser um dispositivo já comumente utilizado por idosos, é confortável, facilitando o uso do equipamento no dia a dia, e ainda, é um dispositivo à prova d'água, garantindo que o idoso seja assistido até no período de banho.

O usuário pode utilizar o *smartwatch* para realizar suas AVDs, quando o sensor detectar que o usuário está caminhando, automaticamente será realizada uma análise da VM, os dados serão salvos no *smartwatch* e enviados via *bluetooth* para o *smartphone* do indivíduo, para que posteriormente seja enviado via *wi-fi* para o servidor. Uma vez que os dados estão no servidor, é realizado um filtro para identificar e diferenciar cada usuário, para que com isso, os dados possam ser enviados via *Wi-Fi* a pessoa interessada, seja por meio do computador (um serviço WEB) ou aplicativo *mobile*.

5.4 Arquitetura do sistema de monitoramento remoto de idosos

A transmissão por *bluetooth low energy* entre o relógio e o *smartphone* do idoso é padrão arquitetural do dispositivo, enquanto a comunicação *Wi-Fi* foi optada, para que fosse assegurada uma maior distância de transmissão da informação e pela velocidade de comunicação, haja vista que, a comunicação de forma rápida e segura é essencial.

As informações dos sensores contidos no *smartwatch* foram transmitidas para o *smartphone* do idoso utilizando *bluetooth low energy*. O idoso só precisa fazer uso contínuo do dispositivo que os dados já serão enviados do *smartphone* para o servidor. O Fitbit necessita que os dados sejam transmitidos do *smartwatch* para o *smartphone* e depois para o servidor. Esse fluxo de transmissão dos dados deve ser seguido, não sendo permitido o envio direto do *smartwatch* para servidor.

A arquitetura utilizada no sistema é descrita de acordo com a Figura 9. projeto envolve a comunicação sem fio entre os dispositivos e objetiva a comunicação entre o relógio e o servidor, o que permitirá distribuir esta informação para a plataforma de monitoramento remoto.

Figura 9. Arquitetura do Sistema.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

5.5 Descrição do *smartwatch*

Marca: Fitbit.

Modelo: Ionic.

Dimensões:

- Tamanho da tela: 29 x 21 mm;
- Resolução do display: 348 x 250 pixels;
- Largura do relógio: 38 mm;
- Espessura: 12 mm.

Sensores e componentes:

- Altímetro;
- Acelerômetro triaxial (3D);
- Giroscópio triaxial (3D);
- GPS GLONASS, integrado;
- Monitor de frequência cardíaca;
- Sensor de luminosidade;
- Motor de vibração;
- Bluetooth 4.0.

Bateria:

- Duração de até 5 dias com uso normal;
- Até 10 horas fazendo uso do GPS;
- Tempo de recarga entre 1 a 2 horas;
- Recarga via conexão *Universal Serial Bus* (USB).

Memória:

- Capaz de armazenar até 7 dias de dados de locomoção detalhados;
- Suporta o salvamento de até 30 dias;
- Suporta até 300 músicas.

Sincronização:

- *Bluetooth* 4.0;
- Distancia de conexão de pouco mais de 6 metros;
- *Near Field Communication* (NFC) - Pagamentos por toque.

Outras características:

- Suporte para Android e iOS;
- Resistividade a água em até 50 metros de profundidade;
- Tela de Liquid Cristal Display (LCD) com resistência Gorilla Glass 3.

Na Figura 10 é possível visualizar o modelo do Fitbit utilizado no desenvolvimento, em sua tela inicial.

Figura 10. Fitbit Ionic.



Fonte: <https://www.fitbit.com/ionic>

5.6 Descrição do ambiente de desenvolvimento

A empresa Fitbit disponibiliza na sua plataforma principal um ambiente de desenvolvimento próprio que contém tudo necessário para realizar a inserção de algoritmos e realizar o desenvolvimento e testes com o dispositivo.

Após realizar o cadastro com a mesma conta do Fitbit, podemos denominar um nome para o projeto e escolher entre os *templates* disponíveis para iniciar o desenvolvimento. A figura a seguir mostra os modelos de projetos disponíveis e suas características. Na página “Iniciando” da plataforma, contém informações detalhadas de como iniciar um novo projeto e todos os modelos disponíveis para cada dispositivo.

Figura 11. Modelos de Projetos.

Novo projeto Cancelar Crio

Nome

Start

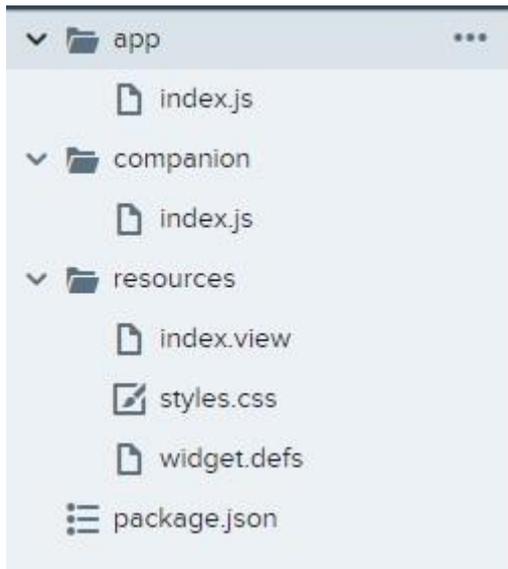
Modelo

Projeto vazio Uma tela em branco.	Iniciante Projeto que imprime logs do console do aplicativo e do companheiro.	Relógio digital Projeto que exibe a hora atual.
Configurações Projeto que é configurável com configurações.	Mínimo Projeto mínimo que constrói.	Sensores Projeto que demonstra a leitura de dados de sensores de hardware.
Transferência de arquivo Projeto que transfere um arquivo do companheiro para o aplicativo.	Iniciador (4.3) Projeto que imprime logs de console do aplicativo e complementar (para dispositivos 4.x).	Mínimo (4.3) Projeto mínimo que constrói (para dispositivos 4.x).

Fonte: <https://www.studio.fitbit.com/>

Para o Fitbit Ionic a transferência de dados através do *companion* pode ser escolhido o modelo de transferência de arquivos que conta com pastas já pré-determinadas, são eles: *app*, *companion*, *resources* e *package.json*. As pastas */common/*, */companion/* e */settings/* são opcionais. As pastas */app/* e podem conter vários arquivos *JavaScript* (.js) */common/* ou */companion/* *TypeScript* (.ts) que durante o processo de compilação, os scripts são automaticamente compilados, agrupados e otimizados pelo compilador *TypeScript* e *rollup.js* isso produz um único arquivo *ECMAScript* 5.1 para o aplicativo e outro arquivo para o complementar. O *JavaScript* é executado no dispositivo usando o mecanismo *JerryScript*. Cada pasta contém arquivos inerentes para o desenvolvimento, como mostra a figura a seguir.

Figura 12. Pastas e arquivos do modelo *companion*.



Fonte: <https://www.studio.fitbit.com/>

A pasta */app/* contém a lógica da aplicação que é executada no dispositivo. O código nesta pasta tem acesso à API do dispositivo e é capaz de interagir diretamente com a camada de apresentação, comunicar-se com o */companion/* ou ler e gravar configurações. Já o */companion/* contém a lógica complementar que é executada no dispositivo móvel. O código nesta pasta tem acesso à API *Companion* e é capaz de fazer solicitações diretas à Internet e se comunicar com o aplicativo. A pasta */resources/* contém todos os recursos que são empacotados com o aplicativo durante o processo de compilação. Podendo ser apresentadas como a seguir:

- */resources/index.view*

Este é o principal arquivo Fitbit SVG onde a marcação da interface do usuário do aplicativo é definida. Este é um arquivo obrigatório.

- */resources/widget.defs*

Este arquivo Fitbit SVG controla quais widgets do sistema estão disponíveis para uso no *index.view*. Este é um arquivo obrigatório.

- */resources/*.css*

Os arquivos CSS Fitbit podem ser incluídos no aplicativo criando um `<link>` no *index.view*.

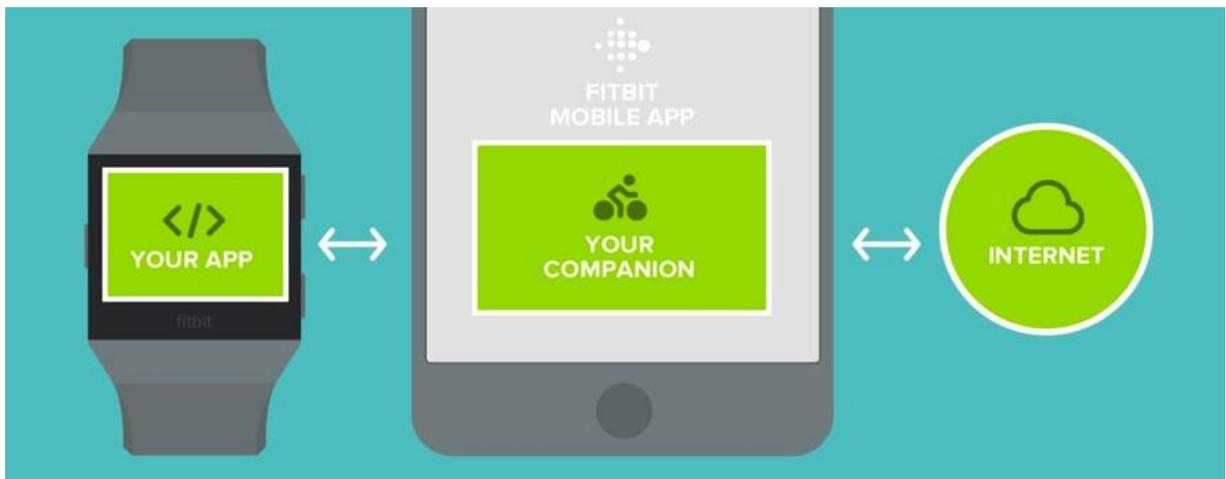
- */resources/*.png e /resources/*.jpg*

Todos os arquivos de imagem incluídos na pasta de recursos podem ser usados na camada de apresentação, referenciando-os em um `<image>` elemento no arquivo *index.view*.

5.6.1 Arquitetura de comunicação do Fitbit

Quando necessita enviar dados através do Fitbit para internet, é necessário realizar a comunicação utilizando o *Companion* do dispositivo. O aplicativo para *Smartphone* que o Fitbit utiliza para realizar a comunicação se faz necessário em todo esse processo, pois ele é utilizado como intermediário na comunicação e também atua como porta de entrada para recursos da Internet. A Figura a seguir demonstra um aplicativo em execução no dispositivo Fitbit, comunicando-se com seu Companion associado no dispositivo móvel, que fornece acesso a recursos na Internet.

Figura 13. Arquitetura de comunicação com *companion*.



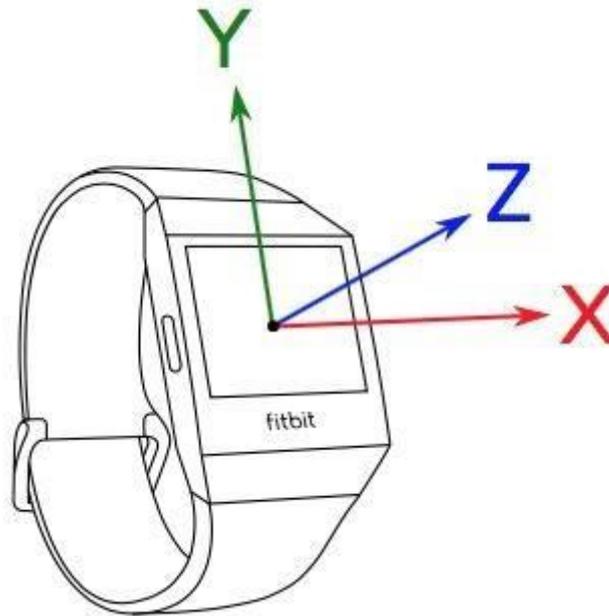
Fonte: <https://www.studio.fitbit.com/>

5.7 Métodos de medição da Velocidade da Marcha no Fitbit

5.7.1 Método de medição utilizando Acelerômetro

O acelerômetro pode ser utilizado para realizar a medição da aceleração do dispositivo e determinar sua orientação. O sensor mede a aceleração ao longo de 3 eixos ortogonais: X, Y e Z. O eixo X é paralelo à tela do dispositivo, alinhado com as bordas superiores e inferiores, na direção esquerda-direita. O eixo Y é paralelo à tela do dispositivo, alinhado com as bordas da esquerda e direita, na direção de cima para baixo. O eixo Z é perpendicular à tela do dispositivo, apontando para cima, como mostra a figura 14 (FITBIT SDK, 2022).

Figura 14. Eixos do acelerômetro.



Fonte: <https://www.dev.fitbit.com/build/guides/sensors/accelerometer/>

Aceleração inclui a aceleração da gravidade. Portanto, se o dispositivo estiver em repouso, deitado sobre uma mesa, a aceleração ao longo do eixo Z deve ser igual à aceleração da gravidade ($\sim 9,8 \text{ m/s}^2$) e a aceleração ao longo dos eixos X e Y deve ser 0. As leituras dos eixos do acelerômetro são fornecidas como valores de ponto flutuante, em unidades de m/s^2 (FITBIT SDK, 2022). Para verificar a leitura dos eixos do acelerômetro, o código JS pode ser realizado acessando as propriedades diretamente do objeto acelerômetro usando o evento *onreading* da API acelerômetro que pode ser visualizado no Anexo – A. Por padrão a taxa de amostragem do acelerômetro é de 100 Hz, ou seja, executa a amostragem de 100 ciclos por segundo, caso seja necessário manipular esse valor para frequência desejada, basta alterar a propriedade *frequency*.

5.7.2 Método de medição utilizando GPS

O Fitbit disponibiliza uma biblioteca chamada de *Exercise API* que faz acesso a diversos sensores presente no dispositivo, permitindo o desenvolvimento de Apps com as mesmas funcionalidades do App de exercício padrão do dispositivo. Para acessar este recurso no dispositivo, existe uma biblioteca padrão que disponibiliza os recursos de acordo com o solicitado (FITBIT SDK, 2022).

O Anexo – B mostra como se faz o acesso, notando que é necessário existir a permissão da localização, uma vez que utiliza do GPS para tal. Durante o exercício iniciado, pode ser

solicitado informações que são denominadas de *Stats*, a variável de velocidade é do tipo somente leitura, e ela é composta por velocidade atual, máxima velocidade atingida e velocidade média do percurso, sua unidade é dada em m/s e faz parte do Sistema Internacional de Unidades (SI). Para o desenvolvimento do algoritmo de velocidade com o GPS é necessário esperar a conexão do dispositivo, que leva de 2 a 3 minutos para estabelecer, quando trabalhando com distância e velocidade para obter dados mais precisos é recomendável aguardar o estabelecimento da conexão GPS antes de iniciar o rastreamento de um exercício.

5.8 Descrição do sistema da Sênior

O sistema da Sênior utiliza os dados do acelerômetro para realizar a medição da Velocidade da Marcha, que é composto pela transformação dos dados brutos do acelerômetro (m/s^2) em dados de velocidade (m/s).

5.8.1 Coleta de dados

A coleta é realizada utilizando a biblioteca *requests*, que auxilia na obtenção dos dados HTTP, sendo a rota principal direcionada a um ambiente de desenvolvimento da Sênior Saúde Móvel, neste momento é passado os dados de *login* e *password* em uma variável denominada *pload*, na qual é realizado um POST para a rota e *device_id* que foram especificados. Como retorno do envio do POST, é recebido um *token* de acesso, que é utilizado como *Bearer Token* em um envio do tipo GET, neste caso, para a rota específica aos dados do acelerômetro. O Anexo C mostra como é realizada esta requisição e na Figura abaixo é possível visualizar como os dados do acelerômetro são coletados (Rodrigues E. et al., 2022).

Figura 15. Dados do acelerômetro coletados.

	id	device_id	patient_id	timestamp	x_axis	y_axis	z_axis	created_at	updated_at
0	62055eafbcf0f452aefe3e5e	62055395bcf0f452aefe3d09	NaN	2022-02-10 18:51:11.781	1.570643	8.389538	5.612180	2022-02-10 18:51:27	2022-02-10 18:51:27
1	62055eafbcf0f452aefe3e66	62055395bcf0f452aefe3d09	NaN	2022-02-10 18:51:12.239	1.551490	8.236304	3.562680	2022-02-10 18:51:27	2022-02-10 18:51:27
2	62055eafbcf0f452aefe3e42	62055395bcf0f452aefe3d09	NaN	2022-02-10 18:51:09.815	-0.383083	7.776604	5.727104	2022-02-10 18:51:27	2022-02-10 18:51:27
3	62055eafbcf0f452aefe3e5a	62055395bcf0f452aefe3d09	NaN	2022-02-10 18:51:11.473	-1.494027	7.374366	5.880339	2022-02-10 18:51:27	2022-02-10 18:51:27
4	62055eafbcf0f452aefe3e6e	62055395bcf0f452aefe3d09	NaN	2022-02-10 18:51:12.839	1.819649	8.810930	3.083825	2022-02-10 18:51:27	2022-02-10 18:51:27

Fonte: Adaptado de Rodrigues E. et al., 2022.

5.8.2 Cálculo da Velocidade da Marcha

Como visto no tópico 4.3.2 do método de cálculo da velocidade da marcha utilizando aceleração, é necessário calcular a integral da aceleração em relação ao tempo (t), sabendo que utilizando esse método para determinar a velocidade pode existir ruídos que interfiram, é inserido um filtro afim de encontrar o valor mais preciso possível para a velocidade média do paciente. O Anexo D contém o código responsável pela conversão dos dados obtidos do acelerômetro até se transformarem em velocidade, é possível observar que são obtidos dois resultados, a velocidade compensada e a estimada. A velocidade estimada é o cálculo da velocidade da marcha através do uso de integrais. Já a velocidade compensada é calculada de forma semelhante, mas busca reduzir o efeito da aceleração da gravidade sobre a medição no relógio através da subtração do valor de 96,17 (que corresponde ao quadrado do valor de g - aceleração da gravidade) da soma dos vetores da velocidade (Rodrigues E. et al., 2022).

A velocidade compensada não pode ser levada em consideração, pois tal cálculo foi feito pensando na interferência do vetor da aceleração na medição do relógio quando este se encontra perfeitamente perpendicular à terra. Por exemplo, o relógio em repouso, como mostra a Figura 16, situado em alguma destas posições, o acelerômetro do relógio registra a aceleração da gravidade no respectivo eixo como um valor próximo ao valor conhecido de g (Rodrigues E. et al., 2022).

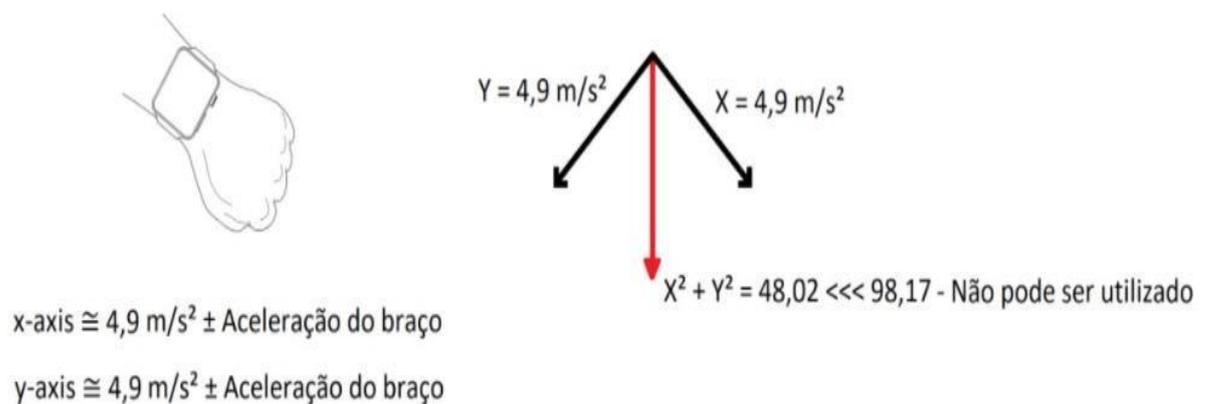
Figura 16. Posições do relógio x aceleração da gravidade.



Fonte: Adaptado de Rodrigues E. et al., 2022.

Mas, se o relógio estiver em uma posição não ortogonal a terra, como descrito na Figura 17, o efeito da gravidade sobre o relógio diminui de magnitude, o que faz com que não seja possível diminuir o valor de 96,17, já que haveria uma sobrecompensação. Por fim, a subtração deve ser feita no eixo, pois o acelerômetro é fortemente influenciado pela aceleração gravitacional e não simplesmente pelo cálculo da soma dos valores de aceleração nos eixos (Rodrigues E. et al., 2022).

Figura 17. Posição do relógio ortogonal x aceleração da gravidade.



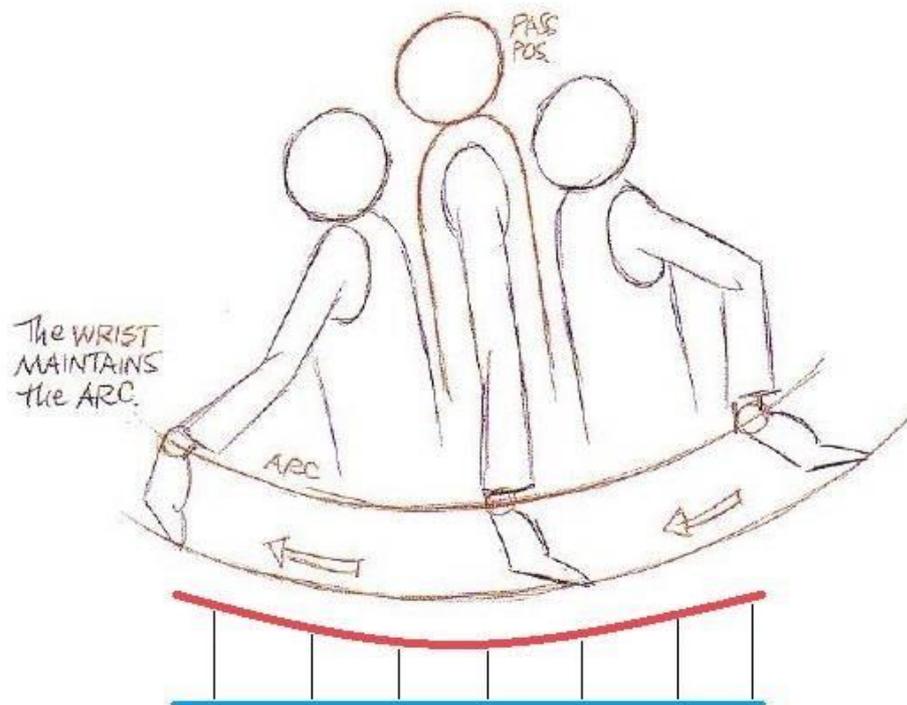
Fonte: Adaptado de Rodrigues E. et al., 2022.

5.8.3 Limitações e deficiências previstas para os métodos

Anteriormente a velocidade da marcha foi estimada calculando a aceleração através da integral no domínio do tempo, com dois métodos adicionais para reduzir os efeitos da aceleração gravitacional nos dados do acelerômetro.

Independentemente do método e dos resultados obtidos, algumas observações devem ser feitas em relação à natureza dos cálculos realizados. Tais observações dificultam o cálculo da velocidade da marcha "ideal" e merecem destaque para estudos mais aprofundados sobre como contornar essa limitação. A figura abaixo mostra como ocorre esse feito do arco nos usuários dos dispositivos. A primeira limitação diz respeito à trajetória do braço do indivíduo durante a medição, em contraponto ao deslocamento do indivíduo em si. Outro aspecto importante é que os dados do acelerômetro obtidos são de aceleração instantânea e não os valores médios de aceleração. Com isso, o cálculo da velocidade da marcha resultará na velocidade instantânea e não na velocidade média. Espera-se, no entanto, que isso possa ser contornado calculando a média dos valores obtidos. Conseqüentemente, a velocidade média é definida como a média de todas as velocidades instantâneas calculadas (Rodrigues E. et al., 2022).

Figura 18. Diferenças no trajeto percorrido pelo dispositivo Fitbit.



Fonte: Adaptado de Rodrigues E. et al., 2022.

5.9 Descrição da Aplicação no Smartwatch

Por se tratar de uma aplicação desenvolvida para operar dentro do próprio dispositivo, o App desenvolvido, está disponível no Apêndice – A, B, C e D, e conta com versão atual do Fitbit, a versão 6.0. Para utilizar a aplicação é necessário habilitar algumas permissões, que são elas: *Activity, Location e Exercise Tracking* no menu de configurações localizado no *package.json* do Fitbit Studio. Após isso a aplicação pode ser aberta a qualquer momento acessando seu ícone na interface principal do *smartwatch*, uma vez que foi aberto, sua tela inicial pode ser visualizada como na Figura a seguir.

Figura 19. Tela Inicial do Aplicativo no Smartwatch.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

Na tela inicial é possível visualizar algumas informações iniciais, o título da aplicação ficou definido como “MyApp”, porém para iniciar a medição da velocidade quando o indivíduo estiver pronto para realizar a medição, é necessário pressionar o botão “INICIAR” que fica localizado no final da tela do *smartwatch*, quando o botão for pressionado, ocorrerá uma transição da aplicação para outra tela, que pode ser visualizada na Figura a seguir.

Figura 20. Tela Calculando a Velocidade da Marcha no Smartwatch.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

Após pressionar o botão, o indivíduo poderá percorrer o percurso delimitado, quando chegar ao final, é necessário pressionar o botão “PARAR” para que seja calculado as informações possíveis, na biblioteca de *ExerciseAPI* está disponível diversos parâmetros, mas para o fim da VM, nas próximas telas serão exibidos a distância percorrida, máxima velocidade e velocidade média do usuário durante o percurso que foi percorrido.

A distância total percorrida pelo indivíduo durante o percurso, é exibida na Figura 21, o resultado da distância tem como base os sensores internos do *Smartwatch*, sua unidade está de acordo com o SI, medida em metros (m).

Figura 21. Tela resultado da distância percorrida no Smartwatch.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

Após pressionar o botão de resultados, ocorre uma alteração da exibição do resultado da distância percorrida para o próximo resultado, que é da máxima velocidade atingida durante o percurso. É possível visualizar este resultado na Figura 22, o resultado da velocidade máxima tem como base os sensores internos do *Smartwatch*, sua unidade está de acordo com o (SI), medida em metros por segundos (m/s).

Figura 22. Tela resultado da velocidade máxima no Smartwatch.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

Por fim, tem a alternância do próximo resultado que é o da velocidade média que o indivíduo portando o *Smartwatch* obteve durante o percurso percorrido, o resultado da velocidade média tem como base os sensores internos do *Smartwatch*, sua unidade está de acordo com o (SI), medida em metros por segundos (m/s). A figura 23 a seguir mostra como este resultado fica na tela no *Smartwatch*.

Figura 23. Tela resultado da velocidade média no Smartwatch.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

5.10 Comparação das principais características apresentadas pelos sistemas

Na tabela abaixo é apresentado uma breve comparação das características e dos requisitos funcionais de ambos os sistemas. Apesar do sistema da Sênior ser construído em cima de um padrão voltado a produção, apresentando características superiores, mais funcionalidades implementadas, e filtros para melhorar a acurácia do resultado.

Tabela 1: Comparativo do sistema desenvolvido x sistema da Sênior.

CARACTERÍSTICAS APRESENTADAS	SISTEMA PROPOSTO	SISTEMA DA SÊNIOR
Dispositivo utilizado	<i>smartwatch</i>	<i>smartwatch</i>
Sensores utilizados	GPS	Acelerômetro
Aplicação do sistema	Medição da VM	Medição da VM
Interface	App	App

Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

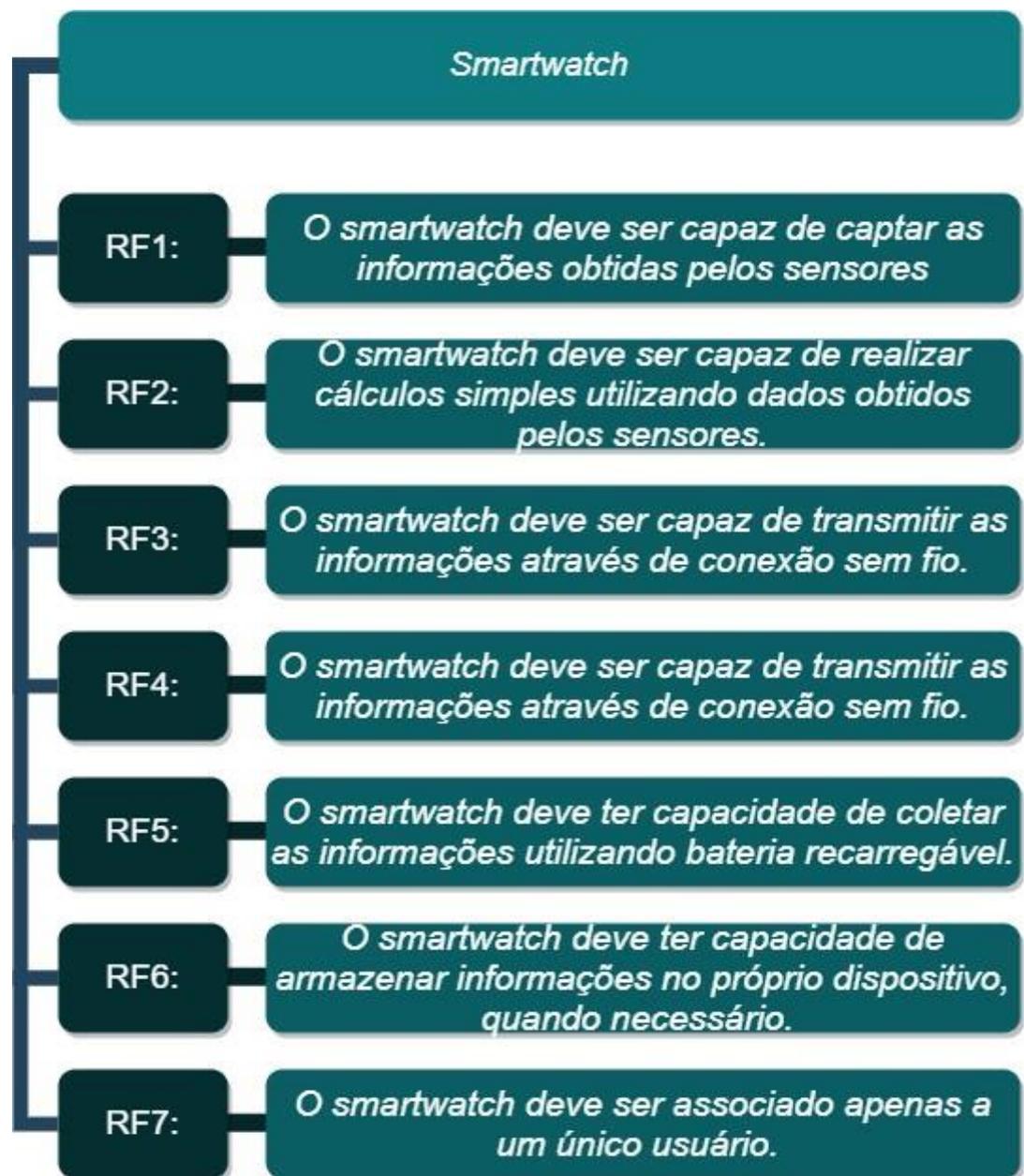
O sistema proposto tem potencial para agregar valor no projeto da Sênior, pois possui características semelhantes na aquisição das informações, foi desenvolvido na mesma linha de dispositivos, porém utiliza sensores diferentes na aquisição dos dados da VM, o que dá sentido a comparação dos sistemas.

6 REQUISITOS FUNCIONAIS

6.1 Requisitos do *Smartwatch*

O *smartwatch* utiliza sensores para captar os dados sobre a VM do indivíduo. Os dados obtidos têm parte tratadas no próprio dispositivo e outra parte fora dele (servidor), e para que o sistema funcione são necessários alguns requisitos que estão descritos na Figura 24 a seguir.

Figura 24. Requisitos Funcionais do *smartwatch*.



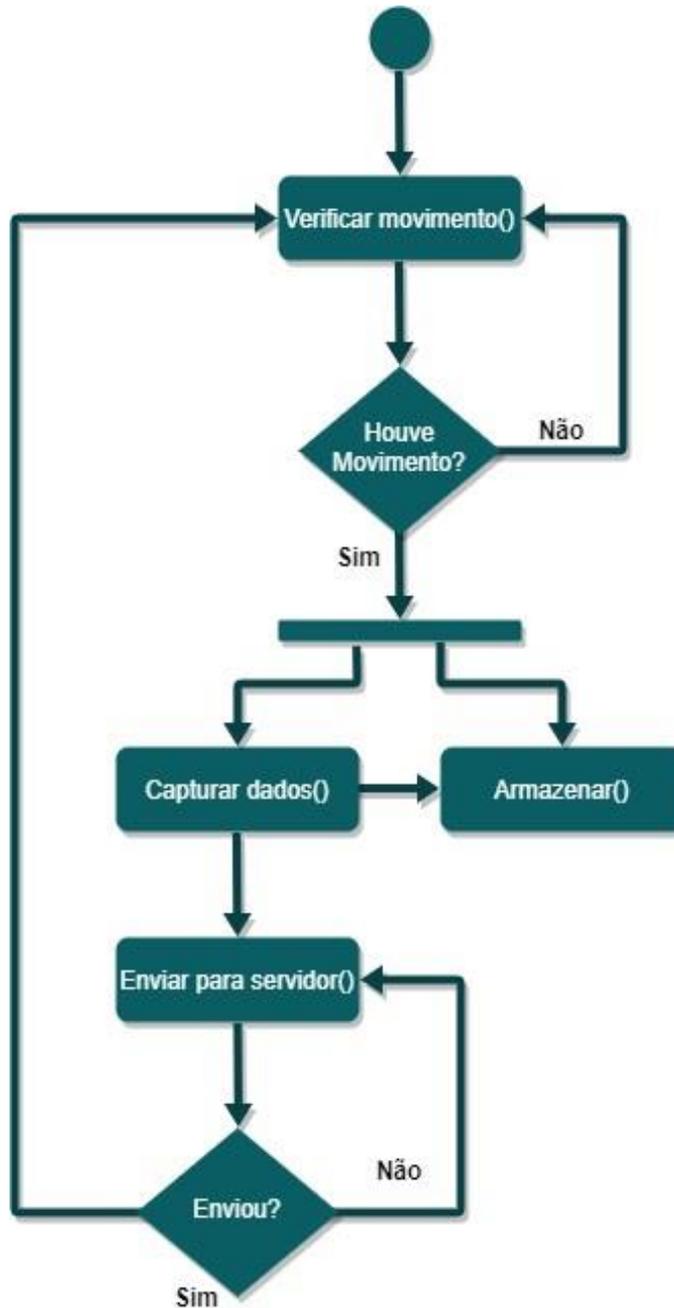
Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

Legenda: RF: Requisitos Funcionais.

6.2 Requisitos do Algoritmo

O algoritmo que funcionará dentro do *smartwatch* deve executar algumas funções para que exerça o desempenho de maneira correta, ou seja, deve ser capaz de tomar algumas decisões com base nos dados obtidos pelos sensores. As decisões são essenciais para garantir o funcionamento correto do sistema, na figura 25 abaixo é possível visualizar um diagrama com estas decisões e melhor compreender o funcionamento do algoritmo.

Figura 25. Diagrama do algoritmo.



Fonte: Elaborado pelo autor, 2022.

7 DISCUSSÃO

O sistema de medição da VM desenvolvido, utilizando a tecnologia do GPS, pode ser empregado como uma ferramenta precisa, agregando valor na hora de prever o estado futuro, atualizando os métodos de medição da VM utilizados por profissionais, e fazendo o papel principal que foi pensado: prever o estado futuro para buscar melhorias e cada vez mais independência da parcela da população que cresce cada vez mais.

O sistema desenvolvido em uma tecnologia vestível, *smartwatch*, apresenta simples facilidade no seu uso, pois já faz parte do cotidiano de diversas pessoas, o que o torna interessante para aplicação de monitoramento contínuo, pois é um sistema não-invasivo e não gera desconforto ao usuário. Abaixo é listado algumas de suas principais características obtidas com seu uso:

- Oferecer uma tecnologia voltada ao profissional de saúde, que possam auxiliá-lo no diagnóstico de condições adversas a saúde, como hospitalizações, mortalidade, entre outras condições, e, associa-las a VM;
- Automatizar a mensuração da VM, tornando esse processo mais prático para os profissionais de saúde;
- Gerar autonomia e independência dos indivíduos que moram sozinhos, buscando estimular mudanças nos hábitos de vida a partir da VM.

8 RESULTADOS OBTIDOS

O sistema utilizando GPS apresenta boa conectividade em ambientes fechados, utiliza uma tecnologia difundida no mercado, amplamente aplicada a diversos dispositivos, o que expressa que possui boa confiabilidade.

Os sistemas possuem características semelhantes, mas foram desenvolvidos com sensores diferentes, o que significa que percorrem caminhos diferentes na aquisição dos dados. O sistema desenvolvido utiliza o GPS para obtenção da velocidade, o que requer sinal conectado com GPS para poder realizar a medição, apesar do sinal GPS disponibilizado via satélite está presente em quase todo planeta, existem algumas barreiras que podem ocasionar perda de sinal. Já o sistema utilizando acelerômetro, consegue medir a velocidade independente de sinais externos, mas precisa ser implementado filtros para melhorar o resultado.

9 CONCLUSÃO

Utilizar o sistema desenvolvido, que utiliza o método de medição com GPS, pode melhorar o aspecto de medição de Velocidade da Marcha, uma vez que o sistema apresentou fácil desenvolvimento e usabilidade. Seu uso tem custo reduzido, fazendo com que sua aplicação seja mais rápida aplicável, porém é necessário levar em conta os pontos negativos da utilização de sistemas por meio de GPS, sabendo que se tem limitações de conectividade a depender da área inserida.

O algoritmo proposto utiliza poucos recursos para implementação, podendo ser utilizado em diversos tipos de dispositivos com pouco poder de processamento, pois a alocação necessária para rodar o sistema, é mínima. O sistema é totalmente implementável em dispositivos que possuam o sensor GPS e que consiga se comunicar com o mesmo, mas é necessário boa conectividade do GPS com o sistema de satélites.

REFERÊNCIAS

ABDALA, Roberta Pellá; BARBIERI JUNIOR, William; BUENO JUNIOR, Carlos Roberto and GOMES, Matheus Machado. **Padrão de marcha, prevalência de quedas e medo de cair em idosas ativas e sedentárias**. Rev Bras Med Esporte [online]. 2017, vol.23, n.1, pp.26-30. ISSN 1806-9940. <https://doi.org/10.1590/1517-869220172301155494>.

ALMEIDA, S. M.; **A evolução tecnológica e a maturidade do mercado: o caso dos Smartwatches**. 181 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Dissertação). Faculdade de Economia da Universidade do Porto. Porto – Portugal, 2017.

BINOTTO, Maria Angélica. **A habilitação veicular em idosos e a relação entre fragilidade física e velocidade da marcha**. 2017. 207 f. Tese (Doutorado em Enfermagem) Programa de Pós-Graduação em Enfermagem, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2017.

BINOTTO, Maria Angélica; LENARDT, Maria Helena; RODRIGUEZ-MARTINEZ, María del Carmen. **Fragilidade física e velocidade da marcha em idosos da comunidade: uma revisão sistemática**. Rev. esc. enferm. USP, São Paulo, v. 52, e03392, 2018. Disponível em http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S008062342018000100810&lng=pt&nrm=iso. acessos em 18 nov. 2020. Epub 13-Dez-2018. <http://dx.doi.org/10.1590/s1980-220x2017028703392>.

BLACKMAN, S. et al. **Ambient assisted living technologies for aging well: a scoping review**. Journal of Intelligent Systems, London, v. 25, n. 1, p. 55-59, 2015.

BOHANNON, R. **Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values determinants**. Age Ageing, v. 26, n.1, p. 15-19, 1997.

BÖTZEL, Kai et al. **Gait recording with inertial sensors—How to determine initial and terminal contact**. Journal of biomechanics, v. 49, n. 3, p. 332-337, 2016.

BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE. DEPARTAMENTO DE ATENÇÃO BÁSICA. **Diretrizes para o cuidado das pessoas com doenças crônicas nas redes de atenção à saúde e nas linhas de cuidado prioritárias** / Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde, Departamento de Atenção Básica. – Brasília: Ministério da Saúde, 2013. 28 p.: il.

BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE. DEPARTAMENTO DE ATENÇÃO BÁSICA. **Envelhecimento e saúde da pessoa idosa** / Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde, Departamento de Atenção Básica – Brasília: Ministério da Saúde, 2006.

CARVALHO, E. M. **Protótipo de um dispositivo para captura de movimentos dos membros superiores em tempo real usando sensores inerciais**. Minas Gerais, Brasil, 2016.

CARVALHO, E. A. **Leituras cartográficas e interpretações estatísticas II** / Edilson Alves de Carvalho, Paulo César de Araújo. – Natal, RN: EDUFRN, 2009.

CECCHINATO, Marta E.; COX, Anna L.; BIRD, Jon. **Smartwatches: the Good, the Bad and the Ugly?** In: Proceedings of the 33rd Annual ACM Conference extended abstracts on human factors in computing systems. 2015. p. 2133-2138.

DIMITAR, H. S.; **The Smart House for Older Persons and Persons With Physical Disabilities: Structure, Technology Arrangements, and Perspectives**, 2004.

SILVA, Eujessika Katielly Rodrigues et al. **Desenvolvimento de um sistema de detecção de quedas para idosos**. 2018.

CASALATINA, V. C; Fontes, A, S.; Brandão, L. H. A.; Santos, J. C. A.; M. E. S. **Efeitos do treinamento funcional na capacidade de marcha de idosas fisicamente ativas**, 2017.

FERRER, Michele Lacerda Pereira. FERREIRA, Luana Talita Diniz. **Mobilidade no idoso**. In: PERRACINI, Monica Rodrigues. FILÓ, Claudia Marina. **Funcionalidade e Envelhecimento**. 2ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2019.

FIATARONE MA, MARKS EC, RYAN ND, MEREDITH CN, LIPSITZ LA, EVANS WJ. **High-intensity strength training in nonagenarians: effects on skeletal muscle**. *Jama*. 1990;263(22):3029-34.

FITBIT SDK. **Ambiente de Desenvolvimento de Apps**. Disponível em: <https://dev.fitbit.com/>. Acesso em: 8 de fev. 2022

FRITZ, Stacy. LUSARDI, Michelle. White Paper: **“Walking Speed: the Sixth Vital Sign”**. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, v. 32, 2009. Disponível em: https://journals.lww.com/jgpt/Fulltext/2009/32020/White_Paper___Walking_Speed___the_Sixth_Vital_Sign_.2.aspx. Acesso em 21 abr. 2020.

GURALNIK, J.M. et al. **Lower-Extremity Function in Persons Over the Age Of 70**

Years as A Predictor of Subsequent Disability. The New England Journal of Medicine, n.9, 1995. Disponível em:
https://www.nejm.org/doi/10.1056/NEJM199503023320902?url_ver=Z39.88-392003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%3dwww.ncbi.nlm.nih.gov. Acesso em 17 abr. 2020.

HOLLMAN, J.H. et al. **Minium detectable change in gait velocity during acute rehabilitation following hip fracture.** J Am Geriatr Soc, v.45, n.3, p. 313;320, 2008.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), 2015. Disponível em:
<http://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv93322.pdf>. Acesso em: 11 de dezembro de 2018.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), 2018. Disponível em:
<http://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv9345352.pdf>. Acesso em: 20 de novembro de 2018.

KIRKWOOD, R.N., ARAÚJO PA, DIAS CS. **Gait biomechanics in elderly fallers and non-fallers: a literature review.** Rev Bras Ci Mov. 2006;14(4):103-10.

LEE, S. Y; LEE, K. **Factors that influence an individual's intention to adopt a wearable healthcare device: The case of a wearable fitness tracker.** Technological Forecasting & Social Change. Coréia do Sul, 2018.

LOBELO F, KELLI HM, TEJEDOR SC, PRATT M, MCCONNELL MV, MARTIN SS, WELK GJ. **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.** Prog Cardiovasc Dis. 2016 May-Jun;58(6):584-94. doi: 10.1016/j.pcad.2016.02.007. Epub 2016 Feb 26. PMID: 26923067; PMCID: PMC5362162.

LOPOPOLO RB, GRECO M, SULLIVAN D, CRAIK RL, MANGIONE KK. **Effect of therapeutic exercise on gait speed in community-dwelling elderly people: a metaanalysis.** Phys Ther. 2006;86(4):520-40.

MAKI, B.E. **Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear.**

Journal of the American Geriatrics Society, v.45, n.3, 1997. Disponível em:
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1532-5415.1997.tb00946.x?sid=nlm%3Apubmed>. Acesso em 22 abr. 2020.

MANO, L. Y.; et al. **Exploiting IoT technologies for enhancing Health Smart Homes through patient identification and emotion recognition.** Computer Communications (2016).

MARCHON, M.; Renata, CEREDA C. R.; MARIKO N. M.; **Capacidade Funcional: estudo prospectivo em idosos residentes em uma instituição de longa permanência.** Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia. 2010, 13 Acesso em: 04 de dezembro de 2018]. Disponível em: <<http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=403838793005>

MASSÉ, F. A. A. **Velocidade da marcha como preditor de quedas em idosos com transtorno neurocognitivo leve e doença de Alzheimer** 72f. 2017. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia), Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2017.

MORLEY JE, VELLAS B, VAN KAN GA, ANKER SD, BAUER JM, BERNABEI R, et al. **Frailty consensus: a call to action.** J Am Med Dir Assoc. 2013;14(6): 392-7.

MUIR, B.C.; RIETDYK, S; HADDAD, J.M. **Gait initiation: the first four steps in adults aged 20-25 years, 65-79 years, and 80-91 years.** Gait Posture. 2014;39(1):490-4.

NASIR, S.; YURDER, Y.; **Consumers' and Physicians' Perceptions about High Tech Wearable Health Products.** Procedia - Social and Behavioral Sciences, 2015.

NERI, A.L. **Qualidade de Vida na Velhice e Subjetividade.** In: NERI, A.L. **Qualidade de vida na velhice: um enfoque multidisciplinar.** 1ª Ed. Campinas: Alínea Editora, 2007.

NUSSENZVEIG, Herch Moysés. **Curso de física básica: Mecânica (vol. 1).** Editora Blucher, 2013.

OECD. Organização para Cooperação e Desenvolvimento Económico. **Manual de Frascati: Proposta de práticas exemplares para inquéritos sobre investigação e desenvolvimento experimental.** Coimbra: F-Iniciativas, 2007.

OMS. Organização Mundial da Saúde. **Envelhecimento ativo: uma política de saúde.** Brasília: Organização Pan-Americana de Saúde, 2005. Disponível em:

<https://www.nescon.medicina.ufmg.br/biblioteca/imagem/4478.pdf>. Acesso em 10 mai. 2020.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. **Relatório Global da OMS Sobre Prevenção de Quedas na Velhice**. São Paulo, 2015.

SILVA, E. K. R. **Desenvolvimento de um Sistema de Detecção de Quedas para Idosos**. Dissertação de Mestrado. Universidade Estadual da Paraíba, 2018.

PEREIRA, Alexandre Alves. **Problemas do Sono, Incapacidade Funcional e Quedas**. In: PERRACINI, Monica Rodrigues. FILÓ, Claudia Marina. **Funcionalidade e Envelhecimento**. 2ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2019.

PEREZ, M.V. et al. **Large-Scale Assessment of a Smartwatch to Identify Atrial Fibrillation**. The New England Journal of Medicine, 2019. Disponível em: <https://www.nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMoa1901183>. Acesso em 02 mai. 2020.

PERRACINI, Monica Rodrigues. GUERRA, Ricardo O. PEREIRA, Daniele Sirineu. **Funcionalidade e Envelhecimento**. In: PERRACINI, Monica Rodrigues. FILÓ, Claudia Marina. **Funcionalidade e Envelhecimento**. 2ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2019.

PETERS, D.M.; FRITZ, S.L.; KROTISH, D.L. **Assessing the reliability and validity of a shorter walk test compared with the 10-meter walk test for measurements of gait speed in healthy, older adults**. J Geriatr Phys Ther, v. 36, n.1, p. 24-30, 2013.

PIRES, Raquel Simoni. **Neuroplasticidade e Envelhecimento**. In: PERRACINI, Monica Rodrigues. FILÓ, Claudia Marina. **Funcionalidade e Envelhecimento**. 2ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2019.

RAWASSIZADEH, R; PRICE, BA; PETRE, M. **Wearables: Has the Age of Smartwatches Finally Arrived?** Communications of the acm. University of California, v. 58, n.1, 2015.

RODRIGUES E, BARBOSA P, LIMA D, CARVALHO A, UCHOA R, MACIEL A. **A Machine Learning Approach for Gait Speed Monitoring of Elderlies using Smart Watches**. NUTES Technical Report. 2022.

RODRIGUES, Janderson R. et al. **Identificação das principais componentes de incertezas de calibração de acelerômetro piezoelétrico pelo método da comparação:**

Uma revisão atual. VI Simpósio Brasileiro de Engenharia Inercial, 6º, Rio de Janeiro, p. 1-7, 2010.

ROSSO, A.L., STUDENSKI, S.A., CHEN, W.G. et al. **Aging, the central nervous system, and mobility.** The Journals of Gerontology, v.68, n. 11, 2013. Disponível em: <https://academic.oup.com/biomedgerontology/article/68/11/1379/625055>. Acesso em 18 abr. 2020.

SALIVE, M.E. **Multimorbidity in older adults.** *Epidemiologic Reviews*, v.35, n.1, 2013. Disponível em: <https://academic.oup.com/epirev/article/35/1/75/552863>. Acesso em 22 abr. 2020.

SANGLARD, Renata Coury Figueredo. **A influência do isostretching nas alterações dos parâmetros da marcha em idosos.** *Fisioterapia Brasil*, [S.l.], v. 6, n. 4, p. 255-260, mar. 2018. ISSN 2526-9747. Disponível em: <http://portalatlanticaeditora.com.br/index.php/fisioterapiabrasil/article/view/2001>. Acesso em: 16 jan. 2021. doi:<http://dx.doi.org/10.33233/fb.v6i4.2001>.

SCHLOEMER, S.A., THOMPSON, J.A., SLIDER, A., THELEN, G.D., SISTON, R.A. **Age-Related Differences in Gait Kinematics, Kinetics, and Muscle Function: A Principal Component Analysis.** *Annals of Biomedical Engineering*, 2016. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs10439-016-1713-4>. Acesso em 18 abr. 2020.

SHUMAY-COOK, A., WOOLLACOTT, Marjorie. **Controle Motor: Teoria e Aplicações.** 3ª Ed. Barueri, SP: Manole, 2010.

SOUZA, DEBORAH. **Avaliação de distorções da rede altimétrica fundamental no Sul/Sudeste do Brasil usando o geóide e GPS.** *Revista Brasileira de Geofísica*, 2007.

TIMBÓ, Marcos A. **Levantamentos através do Sistema GPS. Notas de aula do Departamento de Cartografia da UFMG.** Belo Horizonte, 2000.

TINETTI, Mary E. et al. **Effect of Dissemination of Evidence in Reducing Injuries from Falls.** *The New England Journal of Medicine*, v.359, n.3, 2008. Disponível em: <https://www.nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMoa0801748>. Acesso em 17 abr. 2020.

TORRES, G. G.; **Tecnologia Assistiva para Detecção de Quedas: Desenvolvimento de Sensor Vestível Integrado ao Sistema de Casa Inteligente.** Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2018.

ZANOTTA, DANIEL et al. (2011). **The GPS: Connecting science and technology in physics classes.** *Revista Brasileira de Ensino de Física.* 33. 1-6.
10.1590/S180611172011000200014.

WU, L. H.; WU, LC; CHANG, S. C.; **Exploring consumers' intention to accept smartwatch.** *Computers in Human Behavior.* Taiwan, p. 383-392, 2016.

APÊNDICE A – CÓDIGO JS DO INDEX.JS

```

import * as document from "document"; import
{ preferences } from "user-settings"; import *
as util from "../common/utils"; import exercise
from "exercise"; const exerciseOptions = {
  gps: false
}

// Get a handle on the <text> element const myLabel =

document.getElementById("marquee"); const myButton =

document.getElementById("myButton"); const myButton2 =

document.getElementById("myButton2"); const myButtonDistance =

document.getElementById("distanceID"); const myButtonSpeedCurrent =

document.getElementById("speedCurrentID"); const myButtonSpeedAverage =

document.getElementById("speedAverageID"); myLabel.text = "Velocidade da

Marcha" myButton.text = "Iniciar" myButton2.text = "Parar"
myButton2.style.display = 'none';

// Get a handle on the cycleview
const statsCyle = document.getElementById("statsCyle");

// Get an array of cycle-items
const items = statsCyle.getElementsByClassName("cycle-item");

// How many items
console.log(items.length);

```

```

// Select a specific item by index

statsCyle.value = 3;

// Get the current selected item index
console.log(statsCyle.value);

// Hide a specific item by index
//items[2].style.display = "none";

myButton.addEventListener("click", (evt) => {

myButton.style.display = 'none';

myButton2.style.display = 'inline';
console.log("Inicie!");

setTimeout(() => {
myLabel.state = "enabled";
}, 500);
myLabel.text = "Calculando Velocidade da Marcha..."

exercise.start("Coding", exerciseOptions);
myButtonDistance.text = "Aguardando..."
myButtonSpeedCurrent.text = "Aguardando..."
myButtonSpeedAverage.text = "Aguardando..."

})

myButton2.addEventListener("click", (evt) => {
myButton2.style.display = 'none';
myButton.style.display = 'inline';
console.log("Parei!");

```

```
myLabel.text = "Resultados:"

    exercise.stop();

    showStats(exercise.stats);
})

function showStats(stats) {

    console.log(`Distance: ${stats.distance}`);

    myButtonDistance.text = "Distância: " +

    `${stats.distance}` + " m"; console.log(`Speed:`);

    // console.log(` current: ${stats.speed.current}`); myButtonSpeedCurrent.text

    ="Velocidade Máxima: " + `${stats.speed.max}` + " m/s"; console.log(` max:

    ${stats.speed.max}`); console.log(` average: ${stats.speed.average}`);

    myButtonSpeedAverage.text = "Velocidade Média: " + `${stats.speed.average}` + " m/s";

}
```

APÊNDICE B – CÓDIGO DO INDEX.VIEW

```

<svg class="background">
  <use id="myList" href="#tile-list" class="horizontal-pad">
    <use href="#my-header">
      <set href="#text" attributeName="text-buffer" to="MyApp" />
    </use>
  </use>
</svg id="container">
  <rect id="background" class="application-fill" />
  <use id="statsCyle" href="#cycleview">

    <use href="#cycleview-item" class="cycle-item">
      <text id="distanceID" >Pressione o botão abaixo </text>
    </use>
    <use href="#cycleview-item" class="cycle-item">
      <text id="speedCurrentID" >Pressione o botão abaixo </text>
    </use>
    <use href="#cycleview-item" class="cycle-item">
      <text id="speedAverageID" >Pressione o botão abaixo </text>
    </use>
  </use>
</svg>
  <use id="marquee" href="#marquee-text" font-size="32" y="40%-40" x="5%"
fontfamily="System-Bold"
height="80" fill="black" mode="I" value="120">
  <set href="group/text" attributeName="text-buffer"
to="Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit." />
  <set href="group/separator" attributeName="width" to="150" />
</use>
  <use id="myButton" href="#icon-text-button" class="icon-text-button bottom application-fill"
/>
  <use id="myButton2" href="#icon-text-button" class="icon-text-button bottom application-fill"
/>
</svg>

```

APÊNDICE C – CÓDIGO DO STYLES.CSS

```
.background {  
viewport-fill: lightcyan;  
}  
  
.application-fill      { fill: #87CEFA; }  
  
.foreground-fill      { fill: fb-white; }  
  
.background-fill      { fill: fb-black; }  
  
#myButton2 {  
  
    fill:fb-red;  
}  
#myButton #image {  
  
    href: "start.png";  
}  
#myButton2 #image {  
  
    href: "stop.png";  
}  
#container {  
  
width: 100%;  
  
height: 120;  
    x: 1;  
y: 50%-60;  
}  
.list-item {  
height: 112;  
}
```

```
.list-item text {  
  fill: "black";  
  x: 50%;  
  text-anchor: middle;  
  font-size: 24;  
}
```

```
.line {
```

```
  height: 3;  
  width: 50%;
```

```
  x: 25%;  
  y: 80%-6;
```

```
  fill: #87CEFA;  
}
```

```
.header text {
```

```
  font-weight:
```

```
  bold;
```

```
  fill: fb-black;
```

```
  font-size: 30;
```

```
}
```

```
#distanceID { font-
```

```
size: 16;
```

```
  y: 66%;
```

```
  x: 5%;
```

```
}
```

```
#speedCurrentID
```

```
{ font-size: 16;
```

```
y: 66%;
```

```
x: 5%;
```

```
}
```

```
#speedAverageID
```

```
{ font-size: 16;
```

```
y: 66%;
```

```
x: 5%;
```

```
}
```

```
#background {
```

```
width: 100%;
```

```
height: 100%; } .cycle-
```

```
item text { font-size: 32;
```

```
x: 10%-10; text-
```

```
anchor: start; fill:
```

```
black;
```

```
}
```

APÊNDICE D – CÓDIGO DO WIDGET.DEFS

```

<svg>
  <defs>
    <link rel="stylesheet" href="styles.css" />
    <link rel="import" href="/mnt/sysassets/system_widget.defs" />
    <link rel="import" href="/mnt/sysassets/widgets/text_button.defs" />
    <link rel="import" href="/mnt/sysassets/widgets/marquee_text_widget.defs" />
    <link rel="import" href="/mnt/sysassets/widgets/baseview_widget.defs" />
    <link rel="import" href="/mnt/sysassets/widgets/cycleview_widget.defs" />
    <symbol id="my-header" href="#tile-list-header" class="list-item header">
      <text id="text" />
      <rect class="line" />
    </symbol>
    <symbol id="my-item" href="#tile-list-item" class="list-item">
      <text id="text" />
      <rect class="line" />
    </symbol>

    <symbol id="my-footer" href="#tile-list-footer" class="list-item footer">
      <text id="text" />
    </symbol>
  </defs>
</svg>

```

ANEXO A – CÓDIGO JS PARA LEITURA BÁSICA DOS EIXOS DO ACELERÔMETRO

```
import { Accelerometer } from "accelerometer";

if (Accelerometer) {
  // sampling at 1Hz (once per second) const accel
  = new Accelerometer({ frequency: 1 });

  accel.addEventListener("reading", () => {
    console.log(
      `ts: ${accel.timestamp}, \
x: ${accel.x}, \    y:
${accel.y}, \    z:
${accel.z}`
    );
  });
  accel.start();
}
```

Fonte: <https://www.dev.fitbit.com/build/guides/sensors/accelerometer/>

ANEXO B – CÓDIGO JS PARA LEITURA BÁSICA DOS PARÂMETROS DA

BIBLIOTECA EXERCISE API

```
import { me as appbit } from "appbit"; import exercise
from "exercise"; if
(!appbit.permissions.granted("access_exercise")) {

  console.log("We're not allowed to create exercises!");
} if (!appbit.permissions.granted("access_heart_rate")) {

  console.log("We're not allowed to read a users' heart rate!");
} if (!appbit.permissions.granted("access_location")) {
  console.log("We're not allowed to read a users' location!");
} exercise.start("Coding Workout", { gps: true
}); if (exercise.state === "started") {
  console.log(exercise.stats.calories || 0);
  exercise.stop();
}
```

Fonte: <https://www.dev.fitbit.com/build/guides/sensors/accelerometer/>

ANEXO C – COLETA DE DADOS DA SÊNIOR

```

import pandas as pd import requests from
requests.structures import CaseInsensitiveDict

hostname = 'https://api.senior.nutes.uepb.edu.br/v1' device_id
= '620b931b49d5f372daf0b803'
# Realizando o login pload = {"login": "plataformacidadecg@gmail.com", "password":
"Cidademadura01!"} response = requests.post(f'{hostname}/auth', json = pload).json()
access_token = response['access_token'] # Passando parâmetros de autorização
headers = CaseInsensitiveDict()
headers["Accept"] = "application/json" headers["Authorization"] =
"Bearer " + access_token

# Coletando dados do acelerômetro response
=
requests.get(f'{hostname}/devices/{device_id}/accelerometers', headers=headers) df =
pd.read_json(response.text) df.head() df.tail()

```

Fonte: Rodrigues E et al., 2022.

ANEXO D – CÓDIGO JS PARA CONVERSÃO DOS DADOS DO ACELERÔMETRO EM VELOCIDADE

```
# Importando bibliotecas necessárias import  
  
requests import numpy as np import seaborn  
  
as sns import matplotlib.pyplot as plt import  
  
os import glob import json from  
  
pandas.io.json import json_normalize from  
  
datetime import datetime as dt  
  
pd.options.mode.chained_assignment =  
  
None  
  
# Convertendo e verificando os tipos (dtypes)  
  
list = ['id', 'device_id']  
  
# Convertendo e verificando os tipos (dtypes)  
  
for i in list:  
  
df[i] = df[i].astype('string')  
  
df.head()  
  
# Criando coluna com velocidade estimada a partir dos dados do acelerômetro  
  
def compensated_speed(x, y, z, f = 1):    sum =
```

```

((x*(1/f))**2 + (y*(1/f))**2 + (z*(1/f))**2)

compensation = abs(sum - 96.17) norm =
# Criando coluna com velocidade estimada a partir dos dados do acelerômetro

compensation**(1/2) return norm*3.6

def estimated_speed(x, y, z, f = 1):

    sum = ((x*(1/f))**2 + (y*(1/f))**2 + (z*(1/f))**2)

    norm = sum**(1/2)

    return norm*3.6
# Criando coluna com velocidade estimada a partir dos dados do acelerômetro

df['velocidade_estimada'] =

estimated_speed(df['x_axis'], df['y_axis'], df['z_axis'], 5)

df['velocidade_compensada'] =

compensated_speed(df['x_axis'], df['y_axis'], df['z_axis'],
5)

df.head()

# Criando função para subtrair o efeito da aceleração do eixo que possuir o maior valor.

def speed_correction (x, y, z, f = 1):

```

```
x = abs(x)

y = abs(y)

z = abs(z)

array = []

for i in range(x.size):

    if ((x[i] >= y[i]) & (x[i] >= z[i])):

        array.append(estimated_speed(x[i] - 9.8, y[i], z[i], f))
# Criando coluna com

    elif ((y[i] > z[i]) & (y[i] >= z[i])):

        array.append(estimated_speed(x[i], y[i] - 9.8, z[i], f))

    else:

        array.append(estimated_speed(x[i], y[i], z[i] - 9.8, f))

return array

# Criando coluna

dff['velocidade_reestimada'] = speed_correction(df['x_axis'], df['y_axis'], df['z_axis'], 5)

df.head()
```

```
# Calculando a velocidade dos idosos (duas observações)
```

```
df1 = df[0:10] speed1 =
```

```
df1['velocidade_reestimada'].mean()
```

```
# Criando coluna
```

```
df2 = df[10:20]
```

```
speed2 = df2['velocidade_reestimada'].mean()
```

```
# Imprimindo os resultados
```

```
print(speed1, speed2)
```

Fonte: Rodrigues E et al., 2022.