



UEPB

UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

EUJESSIKA KATIELLY RODRIGUES SILVA

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE DETECÇÃO DE
QUEDAS PARA IDOSOS**

**CAMPINA GRANDE – PB
2018**

EUESSIKA KATIELLY RODRIGUES SILVA

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE DETECÇÃO DE
QUEDAS PARA IDOSOS**

Dissertação apresentada ao programa de pós-graduação em ciência e tecnologia em saúde da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciência e Tecnologia em Saúde.

Orientador: Paulo Eduardo e Silva Barbosa
Coorientador: Danilo de Almeida Vasconcelos

CAMPINA GRANDE – PB
2018

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, Eujessika Katielly Rodrigues.
Desenvolvimento de um sistema de detecção de quedas para idosos [manuscrito] / Eujessika Katielly Rodrigues Silva. - 2018.
78 p. : il. colorido.
Digitado.
Dissertação (Mestrado em Profissional em Ciência e Tecnologia em Saúde) - Universidade Estadual da Paraíba, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa, 2018.
"Orientação : Prof. Dr. Paulo Eduardo e Silva Barbosa, Coordenação do Curso de Computação - CCT."
"Coorientação: Prof. Dr. Danilo de Almeida Vasconcelos, Coordenação do Curso de Fisioterapia - CCBS."
1. Saúde do idoso. 2. Envelhecimento humano. 3. Tecnologias vestíveis. 4. Acelerômetro. 5. Queda em idosos. 6. Queda - Idoso. I. Título

21. ed. CDD 613.043 8

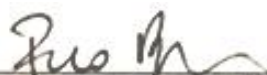
EUJESSIKA KATIELLY RODRIGUES SILVA

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE DETECÇÃO DE
QUEDAS PARA IDOSOS**

Dissertação apresentada ao programa de pós-graduação em ciência e tecnologia em saúde da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciência e Tecnologia em Saúde.

Aprovada em 05/10/2018

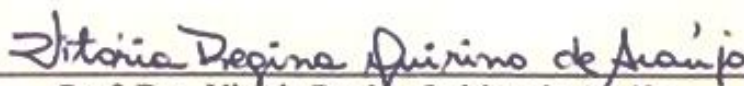
BANCA EXAMINADORA



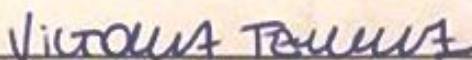
Prof. Dr. Paulo Eduardo e Silva Barbosa (Orientador)
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



Prof. Dra. Maria do Carmo Eulálio
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



Prof. Dra. Vitória Regina Quirino de Araújo
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



Prof. Me. Victoria Fernandez Bastos
Centro Universitário de João Pessoa (Unipê)

Dedico aos meus pais que no processo do desabrochar do envelhecimento humano, o exercem da forma mais bonita e tranquila que um ser humano poderia exercer. Obrigada pelo exemplo!

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por ter me ensinado que com paciência e coragem chegamos longe, sem Ele nenhuma conquista seria possível.

Agradeço aos meus pais que com muita simplicidade acreditam sempre no meu potencial e vibram comigo em cada superação. Aos meus irmãos por me alegrarem e serem bons parceiros de vida.

Ao professor e orientador Dr. Paulo Barbosa pelo incentivo e orientações nesse projeto, agradeço por ter me acolhido e apresentado tão bem universo da tecnologia. Minha eterna gratidão e afeto.

Ao professor Dr. Danilo Vasconcelos pela parceria de sempre e pelo apoio na vida acadêmica.

Aos amigos do mestrado que foram bons parceiros nessa jornada.

Agradeço aos colegas Lucas Rocha, Aleksandro Fabricio, Douglas e outros que contribuíram no processo de desenvolvimento deste projeto.

Ao Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde e a Universidade Estadual da Paraíba por permitir meu desenvolvimento acadêmico.

“Não há pressa que seja capaz de diminuir as distâncias a serem percorrida. Estamos todos sob a prevalência de uma imposição existencial, regra que nos ensina diariamente, que entre o nosso ser e o nosso ser desejado, existe o senhorio inevitável do tempo das esperas.”

Padre Fábio de Melo.

RESUMO

A queda em idosos tem despertado grande interesse na área da saúde pública devido aos gastos demandados para os cuidados com as sequelas provenientes desse evento, além de apresentarem um alto índice de mortalidade na população idosa. O desequilíbrio corporal é uma das queixas mais evidentes no processo de envelhecimento humano, corroborando dessa maneira, para a maior predisposição de queda em idosos. Apesar de estarem mais expostos a riscos, estudos apontam que os idosos tendem a preferir permanecer em suas próprias casas, acompanhados ou não de parentes. Neste sentido, surge a necessidade de criar medidas de monitoramento que auxiliem na identificação de episódios de quedas nos indivíduos idosos. Durante o evento de queda, o corpo assume uma variação de aceleração até que aconteça o impacto com o chão, essa variação de aceleração, pode ser mensurada através de um sensor sem fio, o acelerômetro. Portanto, criamos um sistema de detecção dos possíveis eventos de queda em idosos. Tendo em vista o avanço nas pesquisas e a boa adesão das tecnologias vestíveis, desenvolvemos o sistema para que possa ser usado em um *smartwatch* já difundido no mercado. O *smartwatch* é capaz de identificar todos os eventos de queda, através de um algoritmo desenvolvido pelos pesquisadores, como também apresenta a função de acionar um botão em casos de emergência. O *smartwatch* se comunica com o responsável pelo idoso, enviando as informações obtidas pelo sensor para o aplicativo móvel do *smartphone* do responsável. O aplicativo móvel, assim que recebe o alerta, possibilita a realização de uma chamada/ligação para o idoso ou o serviço de emergência local previamente cadastrado, sendo assim, teremos uma diminuição no tempo da prestação de assistência adequada e, conseqüentemente, das sequelas e complicações provenientes do episódio de queda. O aplicativo móvel ainda conta com a possibilidade de registro de algumas informações do idoso com o objetivo de realizar um levantamento do perfil geral dos usuários do sistema e seu envolvimento com a queda. Portanto, o sistema desenvolvido é capaz de identificar os eventos de quedas envolvendo o indivíduo idoso, através de uma tecnologia vestível, sendo minimamente invasivo, possibilitando assim, o monitoramento constante do seu usuário.

Palavras-chaves: Envelhecimento humano. Quedas em idosos. Acelerômetro. Tecnologias vestíveis.

ABSTRACT

Elderly people falling on the ground has called big interest in the public health care field due to demanding costs needed to the care about the sequels coming out from these facts, besides the fact that they present high rate of mortality in the elderly population. The body unbalance is one of the most relevant complains in the process of human aging, thus leading to a higher probability to elderly people falling down. Despite of being more subject to risks, studies show that elderly people tend to prefer to stay in their own houses, whether with the companionship of their relatives or not. This way, there is a need to create monitoring measures in order to help in the identification of falling occurrences of the elderly. During the event of the falling, the body takes a speed variation until it gets to have the impact to the ground, this variation of speed may be measured through a wireless sensor, the accelerometer. Therefore, we have created a detecting system for the possible events of falling with the elderly. Considering the researches advance and good adhesion of the wearable technologies, we have developed the system in order to be used in a smartwatch already available in the market. The smartwatch is able to identify all the event of the falling through an algorithm developed by the researchers, as well as presenting the function to click a bottom in case of emergency. The smartwatch communicates with the care taker of the elderly, sending the information obtained by the sensor to the mobile app of the caretaker's smartphone. The mobile app, as soon as receiving the alert, provides the phone call to the elderly or the local emergency assistance that is previously registered, this way leading to a decrease of time in the adequate assistance, and therefore less sequels and complications from the occurrences of falling. The mobile app has also the possibility to register some information about the elderly with the aim to provide an overview of the general profile of the system users and their involvement with the falling. Therefore, the developed system is able to identify the occurrences of falling involving the elderly person, through a wearable technology, being minimally evasive, thus making the constant monitoring of its user possible.

Key words: human aging. Falling of the elderly. Accelerometer. Wearable technology.

LISTA DE FIGURAS

Figura 01. Padrão de detecção de queda utilizando os dados fornecidos pelo acelerômetro.....	26
Figura 02. As cinco fases do episódio de queda	27
Figura 03. Abordagens e métodos utilizados para detecção de quedas para idosos ...	28
Figura 04. Força sendo aplicada sobre o sistema de massa e molas	33
Figura 05. Fluxograma da função que detecta quedas do algoritmo	41
Figura 06. Visão geral da dinâmica do processo Scrum	43
Figura 07. Arquitetura geral do sistema de monitoramento de quedas em idosos	46
Figura 08. Resumo das ações para o levantamento dos requisitos do sistema	47
Figura 09. Requisitos do módulo sensor de queda	48
Figura 10. Requisitos do módulo servidor	49
Figura 11. Requisitos do módulo aplicativo móvel	50
Figura 12. Imagem do Fitbit Ionic utilizada no projeto	52
Figura 13. Interface da tela inicial projetada pelos pesquisadores para o Fitbit	53
Figura 14. Sincronização do <i>smartwatch</i> ao aplicativo do <i>smartphone</i>	54
Figura 15. Interface inicial para cadastros das informações pessoais do idoso	56
Figura 16. Interface do preenchimento do cadastro inicial do usuário/idoso	56
Figura 17. Imagens da EARQUE desenvolvida para o aplicativo móvel	61
Figura 18. Imagens da EARQUE desenvolvida para o aplicativo móvel	62
Figura 19. Imagens da EARQUE desenvolvida para o aplicativo móvel	63
Figura 20. Imagem da EARQUE desenvolvida para o aplicativo móvel	64
Figura 21. Imagem do alerta de queda enviada para o <i>smartphone</i> do cuidador	63
Figura 22. Imagem da solicitação para confirmação do evento de queda	66
Figura 23. Interface do aplicativo móvel, etapa da caracterização da queda	67
Figura 24. Interface do aplicativo móvel, etapa da caracterização da queda	68
Figura 25. Interface do aplicativo móvel, etapa da caracterização da queda	69
Figura 26. Interface do aplicativo móvel, etapa da caracterização da queda	70

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 01. Processo de transição demográfica acontecido no Brasil entre os anos de 1950 e 2017	19
Gráfico 02. Número da população brasileira no ano de 2017 de indivíduos entre 60 e mais de 90 anos	20
Gráfico 03. Projeção da população brasileira até o ano de 2060 de indivíduos entre 60 e mais de 90 anos	20

LISTA DE FÓRMULAS

Fórmula 01. Cálculo da aceleração linear do dispositivo	39
Fórmula 02. Cálculo da soma das acelerações do acelerômetro	39
Fórmula 03. Cálculo da velocidade angular do dispositivo	39
Fórmula 04. Cálculo da aceleração linear do dispositivo	42
Fórmula 05. Cálculo da velocidade angular do dispositivo	42

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Adaptação da EARQUE desenvolvida por Chini	60
Quadro 2 – Proposta de avaliação das medidas de qualidade do software apresentadas pela ISO 25000	72

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 OBJETIVOS	17
2.1 Objetivo Geral	
2.2 Objetivos Específicos	
3 REFERENCIAL TEÓRICO	18
3.1 O Envelhecimento Populacional e o Desafio à Saúde Pública	18
3.2 Envelhecimento e o Equilíbrio	21
3.3 Quedas em Idosos	23
3.4 Custo com Internações e Consequência das Quedas	25
3.5 Caracterização da Queda	26
3.6 Tecnologias Desenvolvidas para Detecção de Quedas	28
3.7 Pesquisas Recentes Sobre SDQ em Idosos	29
3.8 Sensores Utilizados para Desenvolvimento dos SDQ em Idosos	32
3.8.1 Acelerômetro	32
3.8.2 Giroscópio	33
3.9 Tecnologias Vestíveis – Wearables	33
3.10 Algoritmos para detecção de quedas	37
3.10.1 Coleta de dados contínua	37
3.10.2 Uso de flags no sistema de detecção de quedas	38
3.10.3 Algoritmo utilizado nesse sistema	39
4 MATERIAIS E MÉTODOS	43
4.1 Metodologia Aplicada	43
4.2 Descrição do Sistema	44
4.3 Arquitetura do Sistema de Monitoramento de Idosos	45
4.4 Requisitos Funcionais do Sistema	47
4.4.1 Requisitos do módulo sensor	48
4.4.2 Requisitos do módulo servidor	49
4.4.3 Requisitos do aplicativo móvel	50
4.5 Descrição do smartwatch – fitbit	51
4.6 Descrição do aplicativo para smartphone	54
4.6.1 Cadastro de informações pessoais	55
4.6.2 Escala avaliativa do risco de queda na pessoa idosa (EARQUE) .	58
4.6.3 Caracterização da queda	64
5 RESULTADOS E IMPACTOS ESPERADOS	71
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	73
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74

1 INTRODUÇÃO

No processo de envelhecimento humano, várias alterações fisiológicas acometem o indivíduo trazendo uma série de influências negativas à funcionalidade e qualidade de vida da população idosa. Uma das principais alterações decorrentes do processo de envelhecimento é a perda do equilíbrio corporal, gerando assim, uma maior probabilidade do indivíduo se envolver em algum episódio de queda e, conseqüentemente, a lesões pós-traumáticas deixando graves sequelas ou, por vezes, levando o indivíduo à morte.

O atraso na prestação de assistência médica pode corroborar para complicações futuras levando o indivíduo a desenvolver sequelas, muitas vezes, permanentes. Além das lesões e implicações ocasionadas pela queda, o índice de mortalidade nesses casos também apresenta uma importante preocupação à esfera da saúde. Muitas dessas mortes são o resultado de um longo período de tempo onde a vítima permanece imóvel no chão sem assistência médica adequada (SPOSARO; TYSON, 2009).

A Organização Mundial de Saúde incentiva a incorporação de novas estratégias e tecnologias que possam contribuir para a melhoria na qualidade de vida e estimular a independência e autonomia ao grupo populacional em maior desenvolvimento no Brasil e reconhece também que o aumento alarmante dessa população tem sido um grande desafio para a saúde pública pela demanda crescente das necessidades de serviços de saúde (COSTA; VERAS, 2003).

Neste contexto, nas ciências da saúde, cresce cada vez mais a realização de estudos que possam trazer benefícios à população idosa, para que novas abordagens e estratégias possam minimizar as alterações negativas que acontecem no envelhecimento humano, contribuindo assim, para a melhoria na qualidade de vida dos idosos (SILVA; MACÊDO, 2014).

A perda do equilíbrio corporal afeta significativamente a qualidade de vida dessa população. Com o processo de envelhecimento, todos os componentes do controle postural - sensorial (visual, somatossensorial e vestibular), motor (força, amplitude de movimento, alinhamento biomecânico, flexibilidade) e processamento central, são afetados, sofrendo um declínio de suas funções. O desempenho desses sistemas reflete diretamente nas habilidades do indivíduo em realizar tarefas cotidianas (GAZZOLA *et al*, 2006).

Estudos apontam que mesmo com o declínio funcional e o estado de saúde afetado, alguns idosos preferem continuar vivendo em sua própria casa, acompanhados ou não de parentes. Normalmente, os idosos tendem a viver com a família, sozinhos ou em instituições de longa permanência. Dessa maneira, surge a necessidade de criar medidas de monitoramento a essa parcela da população, abordando uma das principais alterações decorrentes do processo de envelhecimento, o desequilíbrio corporal e, conseqüentemente, a queda (PIVA, *et al.*, 2014; DHARGAVE; SENDHILKUMAR, 2016).

Na área da tecnologia em saúde, existem vários sistemas projetados com a finalidade de detectar quedas em idosos e incorporados na rotina desses indivíduos de várias maneiras. Esses sistemas vão desde o monitoramento por câmeras até o uso de sensores sem fios acoplados no usuário e desempenhando a função de captar os movimentos do indivíduo na execução de suas atividades de vida diária e diferenciar essas atividades dos possíveis eventos de queda (SPOSARO; TYSON, 2009; HAKIM *et al.*, 2017).

As pesquisas mais recentes, envolvendo a abordagem de identificação de quedas em idosos, utilizam como base do dispositivo os sensores sem fio. O acelerômetro é o sensor mais utilizado para a construção dos dispositivos capazes de captar o episódio de queda, pois tem a capacidade de mensurar a diferença da aceleração obtida pelo corpo durante o evento queda (SPOSARO; TYSON, 2009; PIVA *et al.*, 2014; HAKIM *et al.*, 2017).

Um acelerômetro é um dispositivo que mede a vibração ou a aceleração do movimento de uma estrutura. A força causada por vibração ou uma mudança no movimento (aceleração) faz com que a massa "pressiona" o material piezoelétrico, que produz uma carga elétrica que é proporcional à força exercida sobre ela. Uma vez que a carga é proporcional à força, e a massa é uma constante, então a carga também é proporcional à aceleração¹.

Na literatura podemos encontrar alguns trabalhos utilizando o próprio *smartphone* para o desenvolvimento do dispositivo de detecção de queda, ativando os dados do acelerômetro presentes no próprio aparelho (SPOSARO; TYSON, 2009; YUE SHI; WANG, 2012; PIVA *et al.*, 2014; HAKIM *et al.*, 2017). Porém, podemos nos deparar com uma limitação no uso desse tipo de sistema, pois, o idoso não faz uso do *smartphone* durante o banho, sendo este momento visto como crítico, pois o indivíduo

¹ Disponível em: <<https://www.omega.com/prodinfo/accelerometers.html>>. Acesso em: julho 2017.

fica em contato direto com superfície escorregadia, podendo ter maior predisposição a quedas.

Podemos também encontrar o desenvolvimento de tais aplicações em relógios de pulso. Este tipo de adereço é mais usado rotineiramente pelos idosos (KOSTOPOULOS *et al.*, 2016). O *smartwatch* é uma ferramenta que permite que este tipo de aplicação seja integrada a imagem visual do indivíduo e invisível para o usuário, apresentando uma crescente adesão desse tipo de dispositivo na população em geral (TAVARES, 2016).

O local onde o dispositivo se encontra acoplado no usuário, o tipo de dispositivo desenvolvido e atividade que o indivíduo está realizando, pode interferir significativamente na leitura dos dados obtidos pelos sensores, podendo interpretar movimentos de maneira errônea e gerar falsos positivos na detecção de quedas (FERREIRA *et al.*, 2015).

Os *smartwatches* são alocados no corpo em um lugar específico, por serem posicionados sempre no pulso do indivíduo, as medições baseadas nos dados do acelerômetro fornecem um certo padrão, eliminando as dificuldades encontradas quando as soluções para detecção de quedas são desenvolvidas para *smartphone*, pois, se esse dispositivo estiver no bolso da camisa, bolso da calça ou na bolsa do seu usuário, os dados podem ser afetados. Além disso, o *smartwatch* está em contato constante e direto com a pele do indivíduo, podendo captar dados fisiológicos importantes para a saúde (RAWASSIZADEH; PRICE; PETRE, 2015).

Portanto, desenvolvemos um Sistema de Detecção de Quedas (SDQ) utilizando os dados dos sensores acelerômetro e giroscópio presentes no *smartwatch* da marca Fitbit, modelo Ionic, utilizando como base o acelerômetro para a detecção da mudança brusca de aceleração durante a queda e também o giroscópio para identificação da velocidade angular, temos assim, o nosso sistema de detecção de queda desenvolvido para o Fitbit Ionic através dos algoritmos baseados nesses sensores.

Além do mais, o produto é capaz de interoperar com outras tecnologias. A implementação de padrões de conectividade de tecnologias médicas propostas pela Continua Health Alliance¹ permite que a captação dos dados possa exportar informações a serem cruzadas com outros dispositivos comerciais, tais como balanças, termômetros, transmissores cardíacos, entre outros. Com isso, serviços de saúde,

¹ <http://www.pchalliance.org/>

cuidadores e familiares terão informações mais precisas e desenvolvedores de plataformas tecnológicas poderão integrar este produto a novas soluções em conectividade que surgirão nos próximos anos fazendo uso de internet das coisas, computação em nuvem e análise de grandes volumes de dados.

Portanto, o *smartwatch* Fitbit mostrou ser capaz de identificar os eventos de quedas enfrentados pela população idosa, após a criação de um algoritmo específico para esse dispositivo, mostrando também a capacidade de se comunicar com um *smartphone* para envio das informações sobre alerta de emergência e queda detectados pelo dispositivo. Dessa forma, apresenta-se como uma ferramenta disposta a diminuir o tempo de prestação de assistência médica a vítima e, conseqüentemente, das possíveis sequelas que podem surgir devido ao longo período de espera.

2 OBJETIVOS

GERAL

- Desenvolver um sistema de transdução para captação de desequilíbrio estático e dinâmico de quedas em idosos.

ESPECÍFICO

- Criar um sistema integrado para transmissão do sinal via *wifi*, transdutor – *mobile*;
- Desenvolver um aplicativo *mobile* para o responsável do idoso receber as informações sobre alertas de quedas;
- Atender a normas de padronização internacionais para interoperabilidade entre tecnologias em saúde.

3 REFERENCIAL TEÓRICO

3.1 ENVELHECIMENTO POPULACIONAL E O DESAFIO A SAÚDE PÚBLICA

O envelhecimento populacional tornou-se um dos maiores desafios da saúde pública nos últimos tempos, sendo considerado um fenômeno que atinge tanto países desenvolvidos como os países em desenvolvimento. O processo de transição demográfica caracterizado pela mudança das altas taxas de mortalidade e fecundidade para outros níveis, onde esses índices encontram-se mais baixos, vem corroborando para significativas modificações na estrutura etária de toda população (IBGE, 2015).

Os países da Europa foram os primeiros a vivenciarem esse fenômeno, o processo de transição demográfica nesses países aconteceu de forma mais lenta, levando cerca de um século para a instalação dessas mudanças. Ao contrário do que aconteceu na Europa, países como o Brasil enfrentam esse fenômeno de maneira bem mais acentuada, o que na Europa levou séculos para acontecer, no Brasil esse processo se instalou de maneira bem mais acelerada, com a população sofrendo mudanças bruscas em curtos espaços de tempo (IBGE, 2015).

Segundo a Organização das Nações Unidas (ONU) no ano de 2017 tínhamos cerca de 982.271 milhões de idosos no mundo e até o ano de 2030 a estimativa da ONU é que esse número subirá para aproximadamente 1,6 bilhões de idosos que serão inseridos na população mundial.

A situação demográfica mundial se expressa de maneira diferente nas grandes regiões do planeta. A Europa, sem dúvida, é o continente que enfrenta a fase mais avançada no processo de transição demográfica e a África ainda se encontra em uma fase mais atrasada nesse processo de transição (BRITO, 2007).

Comparando o Brasil com os países europeus, as diferenças entre as taxas de crescimento demográfico são grandes. Os países europeus já concluíram a sua transição demográfica e o Brasil ainda encontra-se no processo, porém, a velocidade da transição demográfica que acontece no Brasil expressa-se de forma bem mais acentuada (BRITO, 2007). Todas essas mudanças têm despertado grande interesse na área da saúde pública no âmbito nacional.

No gráfico abaixo podemos observar a transição demográfica enfrentada pelo Brasil entre os anos de 1950 e 2017. Essa transição pode ser observada a partir das mudanças nos grupos etários. Esses números foram obtidos segundo os dados da Divisão de População da ONU.

Pirâmide da Transição Demográfica no Brasil nos anos de 1950 e 2017

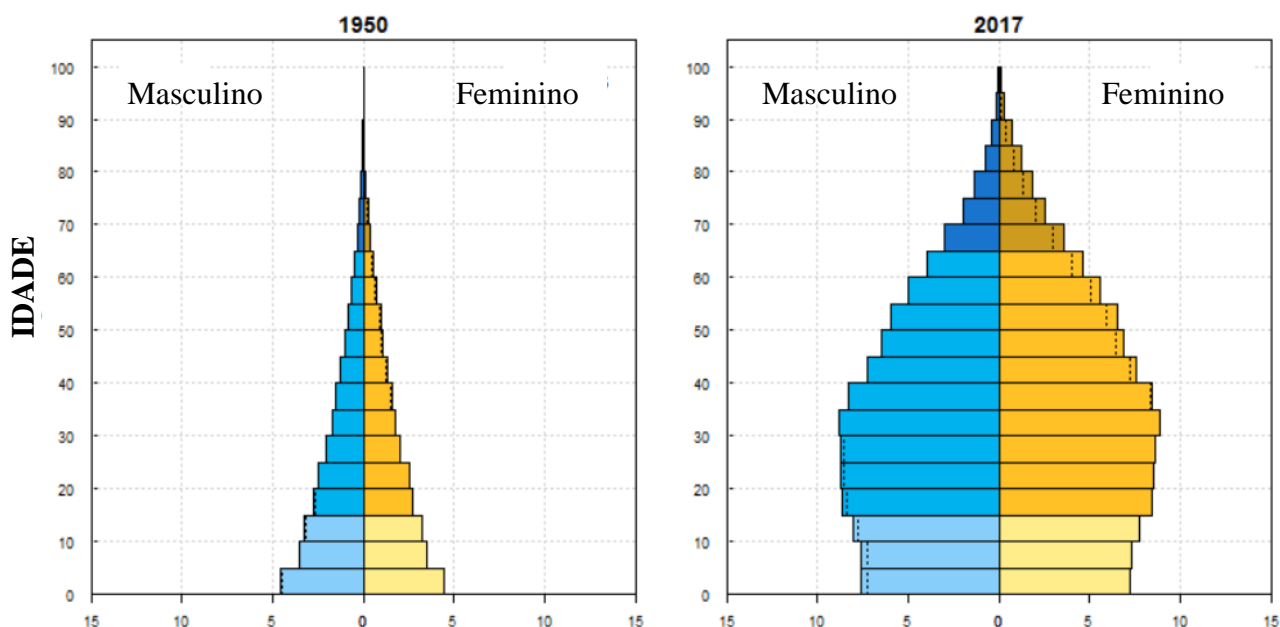


Gráfico 01. Processo de transição demográfica acontecido no Brasil entre os anos de 1950 e 2017 segundo dados fornecidos pela ONU. **Fonte:** *World Population Prospects* ONU, 2017.

De acordo com o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) o número de indivíduos idosos residindo no Brasil no ano de 2017 é de aproximadamente 26 milhões. No gráfico abaixo, apresentamos os números por sexo e grupo de idade de indivíduos brasileiros no ano de 2017 com idades entre 60 anos até mais de 90 anos. Esse número é baseado em dados fornecidos pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) no ano de 2018.

População de Idosos Brasileiros no ano de 2017

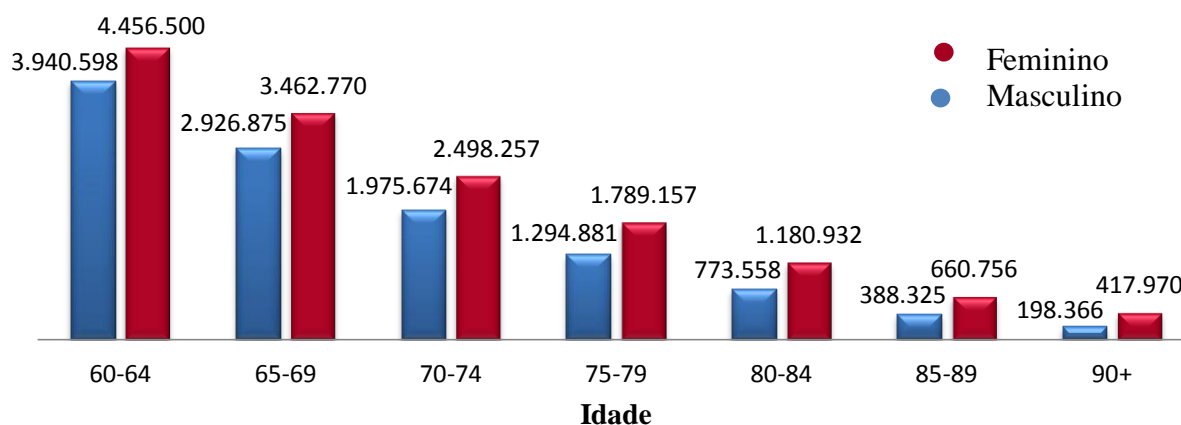


Gráfico 02. Número da população brasileira no ano de 2017 de indivíduos entre 60 e mais de 90 anos.

Fonte: Dados do IBGE, 2018.

No Brasil, a expectativa do IBGE é de que a população com mais de 60 anos de idade seja aproximadamente 33,7% da população geral até o ano de 2060 representando o número de 73 milhões de idosos incorporados em nossa população (IBGE, 2018). No gráfico a seguir, apresentamos a crescente projeção do número por sexo e grupo de idade de indivíduos brasileiros no ano de 2060 com idades entre 60 anos até mais de 90 anos. Essa projeção foi baseada em dados fornecidos pelo IBGE no ano de 2018.

Projeção da População de Idosos Brasileiros no ano de 2060

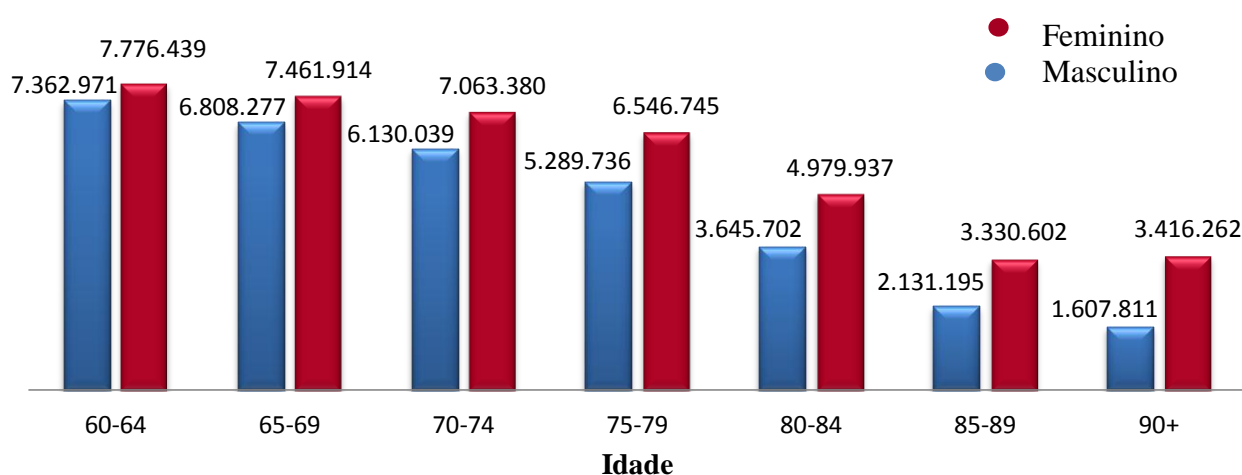


Gráfico 03. Projeção da população brasileira até o ano de 2060 de indivíduos entre 60 e mais de 90 anos.

Fonte: Dados do IBGE, 2018.

Com a finalidade de contribuir com os cuidados à saúde da população idosa e baseando-se na Constituição Federal, inúmeros projetos e planos têm sido realizados pelo governo brasileiro, assim como, a Política Nacional de Saúde da Pessoa Idosa criada em 1999 e revogada em 2006 que busca preservar a autonomia e promover a independência funcional dessa população através de medidas coletivas e individuais de saúde para esse fim, em conformidade com os princípios e diretrizes do Sistema Único de Saúde (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2006).

A Política Nacional de Saúde da Pessoa Idosa assume que o principal problema que pode afetar o idoso é a perda de sua capacidade funcional e incentiva o desenvolvimento de estudos e pesquisas na área do envelhecimento, da geriatria e da gerontologia, por intermédio do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), e demais órgãos de incentivo à pesquisa, contemplando estudos que estejam voltados à população idosa, sendo essa população presente entre os seis grupos prioritários de atenção à saúde (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2006).

O aumento do número de idosos na população faz com que estudos direcionados a essa faixa etária se tornem cada vez mais importantes no cenário científico e social. É notório que o processo de envelhecimento traz consigo uma série de alterações fisiológicas que são inevitáveis e que muitas vezes acarretam em influências negativas para a funcionalidade e autonomia do idoso, gerando sérios impactos à saúde pública (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2006; SILVA; MACÊDO, 2014; JUNIOR, et al., 2016).

3.2 O ENVELHECIMENTO E O EQUILÍBRIO

Com o avançar da idade, as queixas de diminuição do equilíbrio aumentam devido às várias doenças crônicas degenerativas, comuns na faixa etária mais avançada, e ao declínio funcional que ocorre no processo de envelhecimento sobre os sistemas envolvidos no controle postural. Distúrbios no equilíbrio são considerados fatores de risco determinantes para episódios de quedas recorrentes em indivíduos idosos (PERRACINI; FLÓ, 2009).

O equilíbrio é de fundamental importância para as ações humanas, já que é necessário haver estabilidade corporal durante os movimentos e também nas posições estáticas. Para que um corpo esteja em equilíbrio estático, é necessário que o centro de massa de diferentes partes do corpo, que resultarão no centro de gravidade total, esteja posicionado dentro da sua base de suporte (SILVA JÚNIOR et al., 2008).

Mesmo que o corpo esteja em posição estática, existe a atuação de forças contrárias, fazendo com que o corpo passe por suaves oscilações para que haja uma manutenção do equilíbrio postural. Pessoas com déficits de equilíbrio tendem a realizar maiores oscilações para manter a estabilidade postural.

O equilíbrio é uma função motora e sensorial que em condições fisiológicas estabiliza o campo visual e mantém a postura ereta, sendo necessárias informações sobre as posições relativas dos segmentos corporais e da magnitude das forças atuando sobre o corpo. Essas informações são provenientes dos sistemas somatossensorial, visual e vestibular, sendo a planta dos pés, os olhos e o vestibulo os órgãos sensoriais que informam sobre o mundo exterior. Com o processo de envelhecimento, esses sistemas podem sofrer perdas funcionais que dificultam o funcionamento e a ação da resposta motora responsável pela manutenção do controle da postura e do equilíbrio corporal (SILVA JÚNIOR et al., 2008; ALMEIDA et al., 2012).

O sistema vestibular fornece informações sobre a posição e os movimentos da cabeça e é utilizado para produzir movimentos oculares compensatórios e respostas corporais aos movimentos cefálicos. O sistema visual fornece informações sobre um ambiente tridimensional, envolvendo a percepção do autodeslocamento. O sistema somatossensorial fornece informações em relação ao movimento do corpo no que se refere à superfície de suporte e ao movimento e posição dos segmentos corporais, por meio dos receptores cutâneos, musculares e articulares. Essas informações sensoriais são levadas ao sistema nervoso central (SNC) e são integradas ao sistema motor para produzir os movimentos corporais. O resultado dessa integração entre o sistema sensorial e o sistema motor produz um maior ou menor grau de controle do equilíbrio (SAMPAIO et al., 2008).

As disfunções que comprometem o indivíduo idoso corroboram para a degeneração estrutural dos três sistemas envolvidos na manutenção do equilíbrio corporal (sistemas visual, vestibular e somatossensorial) e dos reflexos por eles gerados. Alguns exemplos são: redução das células sensoriais do labirinto e das fibras do nervo vestibular, comprometimento da visão por glaucoma ou catarata, perda de massa muscular, diminuição da flexibilidade dos ligamentos e tendões, presença de artrite degenerativa e osteoporose, dificuldade de realização de movimentos corporais e consequente inatividade física, aumentando assim, a probabilidade de quedas (TAVARES et al., 2008; MEIRELES et al., 2010).

Sendo assim, é identificado o declínio acentuado em todos os sistemas do controle postural. A desarmonia entre esses sistemas interfere diretamente na capacidade funcional do indivíduo. No idoso, o sistema nervoso central também se encontra comprometido, com capacidade diminuída para realizar o processamento dos sinais sensoriais, havendo também uma diminuição da capacidade nas modificações dos reflexos adaptativos (RUWER et al., 2005; GAZZOLA et al., 2006; MEIRELES et al., 2010).

Com o comprometimento dos sistemas citados anteriormente, várias etapas do controle postural podem ser extintas e há uma diminuição na habilidade do idoso em retornar ao seu estado inicial após algum desequilíbrio. As estratégias utilizadas pelo corpo para responder às variações e oscilações do centro de gravidade encontram-se afetadas e o idoso é conduzido a um aumento da instabilidade (MACIEL et al., 2005).

3.3 QUEDAS EM IDOSOS

Uma das principais alterações resultante do processo de envelhecimento é o desequilíbrio, sendo então, uma das queixas mais presentes nessa parcela da população. O desequilíbrio não tem uma causa específica em 80% dos casos e em mais da metade desses casos expressa-se nos indivíduos entre 65 e 75 anos. As manifestações dos distúrbios do equilíbrio corporal nos idosos podem levá-los à redução de sua autonomia social, pela predisposição a quedas e fraturas, causando sofrimento, imobilidade, medo e altos custos com o tratamento de saúde (RUWER et al., 2005; SILVA; MACÊDO, 2014).

Por ser um evento frequente em pessoas idosas, a queda constitui um grave problema de saúde pública, sendo o tipo de acidente mais comum nessa população. Suas complicações estão associadas à principal causa de morte nos maiores de 65 anos, podendo também contribuir para o aparecimento de graves sequelas limitantes na vida dos idosos. Apesar dos esforços direcionados para a prevenção de quedas em idosos, ainda assim, esse evento continua sendo um importante fator de morbidade e mortalidade nessa parcela da população (MACIEL, 2005; KOSTOPOULOU et al., 2016).

O aumento no número de quedas com o progredir da idade está bem evidenciado e relatado na literatura científica: entre 65 e 74 anos, a porcentagem de quedas é de 32%; entre 75 e 84 anos, 35%; e nos indivíduos acima de 85 anos a taxa é de 51%. No

Brasil, cerca de 30% dos idosos se envolvem em pelo menos um episódio de queda ao ano (LIMA; CEZARIO, 2014; ANSAIL et al., 2014).

Diversos autores definem a queda como um evento não intencional que resulta na mudança de posição do indivíduo para um nível mais baixo, em relação à posição que se encontrava anteriormente (MOURA et al., 1999; FABRICIO et al., 2004; DHARGAVE; SENDHILKUMAR, 2016). A queda acontece decorrente da perda inesperada do equilíbrio postural podendo ser considerada como uma síndrome geriátrica, visto que geralmente é um evento multifatorial e heterogêneo (FABRICIO et al., 2004; LIMA; CEZARIO, 2014).

Por se tratar de um evento multifatorial, a queda apresentará fatores de risco intrínsecos e extrínsecos. As quedas são decorrentes das manifestações apresentadas pela interação dos fatores intrínsecos, relacionadas com o próprio indivíduo, resultado das alterações fisiológicas e patológicas inerentes ao processo de envelhecimento e dos fatores extrínsecos relacionados aos riscos presentes no ambiente, tais como iluminação, superfície irregular ou escorregadia, presença de tapetes soltos, degraus altos ou estreitos, entre outros (ALMEIDA et al., 2012; LIMA; CEZARIO, 2014; OZTURK et al., 2017).

Esses fatores intrínsecos e extrínsecos ainda podem ser classificados em quatro dimensões: biológicos, socioeconômicos, comportamentais e ambientais. Como fator intrínseco, o risco biológico apresenta a categoria onde abarcam as características inerentes ao indivíduo e não modificável, como idade, gênero, etnia. Ainda engloba também as alterações fisiológicas próprias do processo do envelhecimento, como fraqueza muscular, alteração da marcha, instabilidade postural, déficit visual e auditivo, entre outras (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE, 2010).

Ainda segundo a OMS (2010), os riscos extrínsecos englobam os fatores comportamentais, socioeconômicos e ambientais. Os fatores comportamentais estão relacionados com o uso de medicamentos, álcool ou tabaco, sedentarismo, uso de calçados inadequados, entre outras características que estão relacionadas às escolhas humanas. Já os fatores socioeconômicos incluem as situações de baixa renda, baixo nível de escolaridade, dificuldade no acesso a serviços de saúde e a assistência social, condições inadequadas de moradia, entre outros aspectos. E, por fim, os fatores ambientais que envolvem a interação do indivíduo com o ambiente a sua volta, podendo o levar a situações de perigo através de uma má iluminação local, piso escorregadio, degrau estreito, entre outros.

3.4 CUSTOS COM INTERNAÇÕES E CONSEQUÊNCIAS DAS QUEDAS

O envelhecimento humano e o declínio fisiológico inerente desse processo de envelhecer faz com que a população presente nessa faixa etária busque por mais cuidados de saúde. Sendo assim, essa população é a que mais necessita dos serviços hospitalares de maneira recorrente, quando comparado a outras faixas etárias. Devido essa necessidade de cuidados assistenciais e, por muitas vezes, apresentarem uma recuperação mais complicada e lenta, a população idosa impacta em maiores custos com internações e com tratamentos (COELHO FILHO, 2000).

No estudo desenvolvido por Barros et al., (2015) com o objetivo de analisar as internações hospitalares por quedas em idosos brasileiros, e os custos correspondentes no âmbito do Sistema Único de Saúde entre o ano de 2005 e 2010 foi possível observar que houveram cerca 399.681 internações hospitalares por quedas em idosos brasileiros, sendo que 59,781% (238.934) ocorreram em pessoas do sexo feminino e 40,228% (160.747) ocorreram em pessoas do sexo masculino.

Ainda conforme o estudo de Barros et al., (2015) o Sistema Único de Saúde gastou cerca de R\$ 464.874.275,91 com as internações de idosos que se envolveram em episódios de quedas. Ainda foi possível observar que à medida que a idade avança, cresce também a média de internação hospitalar em dias. Sendo a faixa etária de 80 anos ou mais a que mais necessitou de maior tempo de internação hospitalar em relação às demais faixas etárias.

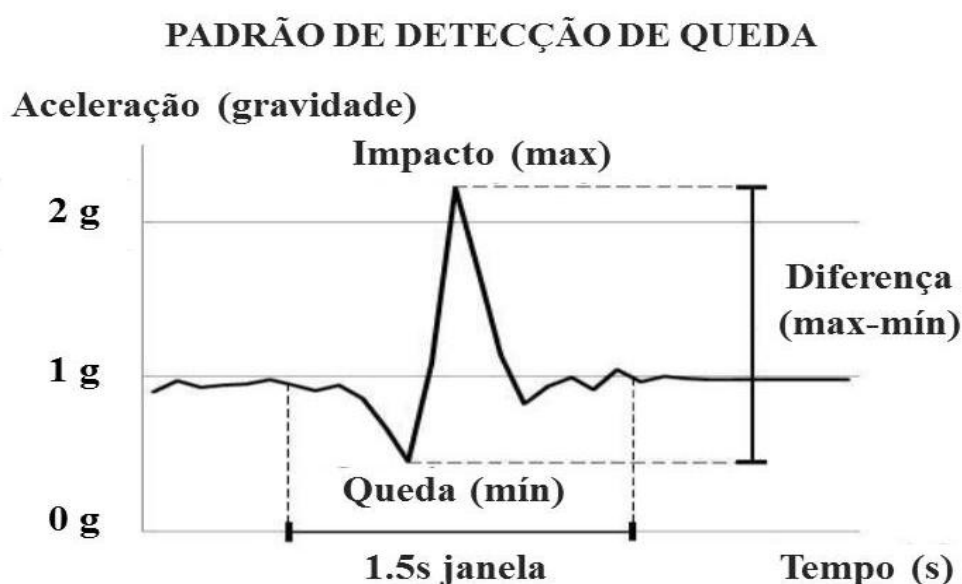
Uma das importantes consequências da queda é a fratura - perda da continuidade óssea - principalmente a fratura proximal de fêmur e com maior predominância em mulheres pela instalação dos quadros de osteoporose, diminuindo a densidade óssea e colaborando para aumento da porosidade do osso e sua fragilidade. A fratura pode estar relacionada a traumas de baixa energia, como a queda da própria altura (DANIACHI et. al., 2015; EDELMUTH et. al., 2018).

Estudos em hospitais brasileiros mostram que o intervalo de tempo entre a internação e a cirurgia em pacientes com fraturas devido ao envolvimento em algum episódio de queda é em média de sete dias, levando o idoso a permanecer internado por um tempo superior a esse período. Corroborando para grandes impactos econômicos na saúde pública, bem como na estrutura familiar do idoso (DANIACHI et. al., 2015; EDELMUTH et. al., 2018).

3.5 CARACTERIZAÇÃO DA QUEDA

Durante o evento de queda o corpo assume uma aceleração brusca atingindo o contato com o solo ou objetos que possam estar dispersos no chão. Uma queda normalmente começa com um curto período de queda livre, em seguida, alcança uma brusca variação de aceleração, até que por fim, ocorre o impacto do indivíduo com o solo, todo esse evento, geralmente, acontece no período de tempo de 1,5 segundos, como apresentado na figura 01 (PIVA et al., 2014).

Figura 01. Padrão de detecção de queda utilizando os dados fornecidos pelo acelerômetro.



Fonte: Adaptado de PIVA *et al.*, 2014.

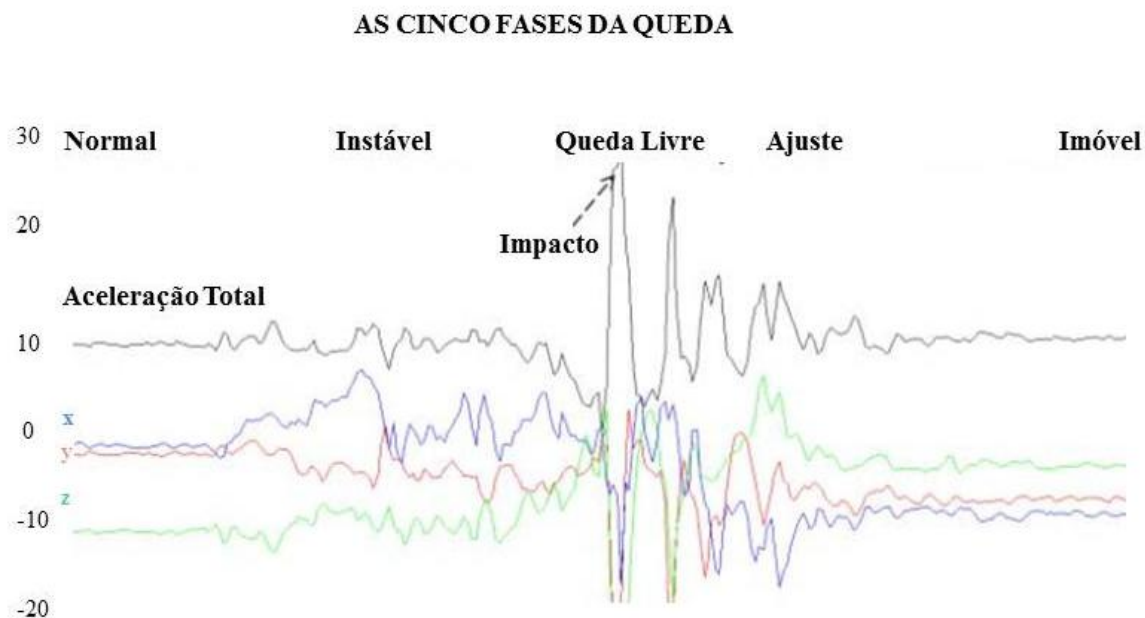
Um episódio de queda pode ser definido como um pico de aceleração de magnitude superior ao valor de 2,5 g. Em geral, o valor limiar variando de 2,5 g a 3,5 g foram amplamente utilizados em outros sistemas de detecção de queda relatados na literatura. Valores abaixo de 2,4 g podem ser baixos suficientes para aumentar a quantidade de falsos positivos, pois podem assemelhar-se a valores obtidos durante a realização de atividades da vida diária, como correr, sentar bruscamente, deitar, entre outras atividades (PIVA et. al., 2014; HAKIM et al., 2017).

O processo de queda pode ser ainda dividido em cinco fases: normal, instável, queda livre, ajuste e imóvel. A primeira fase, descrita como a fase normal é

caracterizada pelos movimentos naturais que o indivíduo executa durante a realização de suas atividades diárias, como ficar de pé ou andar. Se algum fator intrínseco ou extrínseco intervir no equilíbrio corporal, ocasionando perda da estabilidade, o indivíduo entra na segunda fase do episódio de queda, a fase instável. A instabilidade resulta na variação da aceleração total do corpo, levando o indivíduo a entrar no processo de queda livre, a leveza do corpo faz com que a aceleração total diminua no início dessa fase e, em seguida, ganhe um aumento brusco da aceleração até que o corpo entra em impacto com o chão (SHI; WANG, 2012).

Por fim, a aceleração total entrará na fase de ajuste, pois a mesma não se estabiliza imediatamente, sendo necessário um tempo para o retorno normal da aceleração do corpo. Finalmente, se o indivíduo tem uma lesão grave que o impede de mudar posição e reestabelecer a postura inicial, o mesmo permanecerá imóvel, ingressando na última fase do episódio de queda (SHI; WANG, 2012). Na Figura 02, encontra-se o gráfico segmentando o episódio de queda nas cinco fases expostas por Shi e Wang, (2012).

Figura 02. As cinco fases do episódio de queda

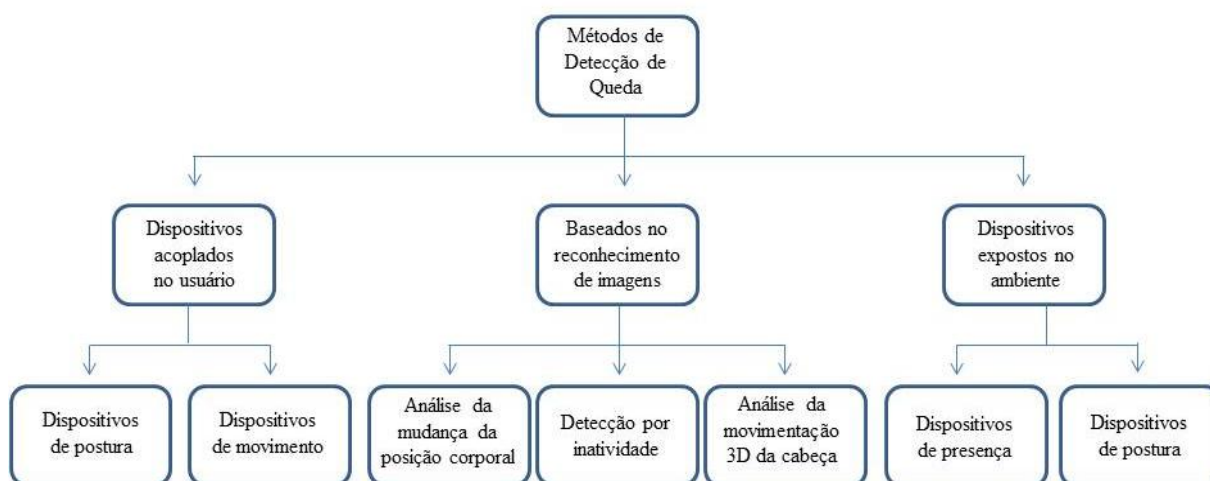


Fonte: Adaptado de SHI; WANG, 2012.

3.6 TECNOLOGIAS DESENVOLVIDAS PARA DETECÇÃO DE QUEDAS

Existem diversos sistemas apresentados na literatura desenvolvidos com a finalidade de detectar quedas em idosos. Os sistemas utilizados podem ser divididos em três categorias distintas, dependendo da abordagem e método utilizado para a detecção da queda. Essas categorias podem ser classificadas como: 1- baseados em dispositivos expostos no ambiente; 2 – baseados no reconhecimento de imagens; 3 – baseados em dispositivo acoplado ao próprio usuário (YU, 2008; SPOSARO; TYSON, 2009; PIVA et. al., 2014; HAKIM et al., 2017). Na Figura 3, temos os principais sistemas utilizados para detecção de quedas e os métodos abordados para alcance dessa finalidade.

Figura 03. Abordagens e métodos utilizados para detecção de quedas para idosos



Fonte: adaptado de YU, 2008.

Os dispositivos expostos no ambiente geralmente são implantados no chão e monitoram os dados vibratórios e sons produzidos durante a queda. A detecção da queda é baseada através da vibração do chão no momento do impacto do corpo do indivíduo. Essa vibração é diferente da vibração que acontece quando o indivíduo realiza suas atividades de vida de diária. Além da identificação da queda, esse tipo de sistema é capaz de rastrear e identificar o local exato da queda no ambiente domiciliar. Esse tipo de abordagem gera alto custo pela alta complexidade da implantação do sistema de sensores em todo o ambiente domiciliar do idoso (SPOSARO; TYSON, 2009; HAKIM et al., 2017).

O sistema baseado no reconhecimento de imagem utiliza câmeras para a identificação de quedas. No estudo realizado com 21 indivíduos foi desenvolvido pelos pesquisadores um algoritmo de cena capaz de identificar a queda. Para avaliar a precisão deste tipo de sistema foi solicitado que todos os 21 participantes da pesquisa assumissem uma série de posições, como ficar de pé, sentar, andar, entre outras. No total foram realizadas 315 posições, sendo 126 simulando quedas e 189 tarefas normais de vida diária. O sistema foi capaz de detectar 77% dos eventos de queda simuladas pelos participantes (LEE; MIHAILIDIS, 2005). Apesar de também ser um método utilizado para detecção de queda, o uso de imagens perpassa por algumas questões éticas, não sendo tão bem aceito pelos indivíduos que ficam expostos a este tipo de monitoramento.

O sistema utilizando os dispositivos acoplados no próprio usuário utilizam-se de sensores externos que são capazes de identificar a queda. Os estudos mais recentes utilizam sensores como o acelerômetro e magnetômetro para identificar a aceleração do corpo durante o episódio de queda, bem como a posição que o corpo assume após o impacto com o chão. Esse tipo de sistema vem sendo utilizado para desenvolver diversos dispositivos com abordagem na queda, por proporcionar maior eficácia e precisão, diminuindo a quantidade de falso positivo na detecção da queda, além de apresentar baixo custo no seu desenvolvimento e modelagem (SPOSARO; TYSON, 2009; HAKIM et al., 2017).

3.7 PESQUISAS MAIS RECENTES SOBRE SISTEMAS DE DETECÇÃO DE QUEDA EM IDOSOS

O uso de sensores sem fio tem sido amplamente empregados no desenvolvimento de sistemas de monitoramento para identificação de quedas em idosos. O acelerômetro é o sensor mais utilizado para a construção desses sistemas, visto que, para acontecer a queda, o corpo sofre um ganho na aceleração total. Sendo assim, essa aceleração obtida pelo corpo durante o episódio de queda pode ser mensurada claramente pelo acelerômetro (SPOSARO; TYSON, 2009; PIVA et. al., 2014; HAKIM et al., 2017). A seguir, apresentamos algumas das pesquisas mais recentes que utilizam com base o acelerômetro incorporado em dispositivos com a finalidade de identificar quedas em idosos.

Na pesquisa desenvolvida por Piva et al. (2014), foi realizado no próprio *smartphone* o processo de ativação dos dados dos sensores contidos no aparelho. Os dados utilizados para detecção de quedas foram obtidos por meio do acelerômetro e magnetômetro. O acelerômetro para mensurar a aceleração e o magnetômetro para identificar a posição do aparelho. A queda é identificada quando a aplicação detecta a variação de aceleração, atingindo o limiar máximo estabelecidos na literatura de 2,5g, dentro do período de tempo de 1,5 segundos. Somando essa informação com a posição que o aparelho assume em relação ao chão, teremos a identificação da queda. Logo em seguida, foi utilizado o *Google Speech Recognizer* para obter informações sobre o usuário. O aparelho abre uma janela de diálogo onde o usuário precisa interagir com o dispositivo utilizando a voz e respondendo se está bem ou se precisa de ajuda. Caso não haja nenhuma interação do usuário com o dispositivo ou for identificada alguma palavra de ajuda, será ativado o sistema de alerta, realizando uma ligação telefônica para o contato cadastrado.

No sistema desenvolvido por Belomo (2015), também foi utilizado um *smartphone* para criação do dispositivo de detecção de quedas, com base na ativação do acelerômetro. Na aplicação desenvolvida, ao identificar a queda o sistema deve interagir com o usuário. Isso é feito utilizando a vibração e um alarme acústico do *smartphone* para chamar a atenção do usuário durante 30 segundos. Se o usuário estiver consciente após a queda, ele mesmo para o sistema. Caso contrário, o sistema envia uma mensagem informando para o contato pré-cadastrado do usuário que o idoso necessita de assistência.

Já no estudo realizado por Kostopoulos et al. (2016), os pesquisadores desenvolveram um relógio de pulso utilizando como base apenas o acelerômetro para detecção de queda. O F2D é um aplicativo *Android* executado em um *smartwatch*. Na pesquisa foi desenvolvido um algoritmo baseado em um limiar para a detecção de queda. Os limiares de aceleração foram selecionados de acordo com os testes realizados em diferentes perfis de usuários. No momento em que o episódio de queda é identificado, um alarme é acionado no próprio relógio para informar aos cuidadores.

Tavares (2016) em seu projeto chamado SafeWatch desenvolveu em um *smartwatch* popular o seu sistema de detecção de quedas para idosos. A aplicação obtém os dados apenas do sensor acelerômetro e o episódio de queda é identificado através de um algoritmo baseado em limiares. Quando o episódio de queda é detectado pelo dispositivo, o *smartwatch* emite um sinal vibratório por um tempo determinado,

caso o idoso não queira que o envio de alerta de queda seja enviado, ele pode impedir o envio dessa informação, interagindo com o dispositivo. Na situação do idoso realmente ter se envolvido com o episódio de queda um e-mail contendo a localização do idoso é enviado para os contatos previamente cadastrados.

Na pesquisa desenvolvida por Hakim et al. (2017), foi utilizado um *smartphone* como dispositivo para identificação de queda em idosos. O aplicativo de *smartphone* usado neste estudo foi o MATLAB Mobile. O MATLAB Mobile pode adquirir dados de sensores incorporados que incluem sensores de movimento como acelerômetro e giroscópio e sensores de localização como o GPS. Ao detectar a queda o sistema informa ao usuário tanto o alerta de queda, como também, a localização exata do idoso. Na aplicação desenvolvida, o idoso necessita fazer sempre o uso do aparelho celular na cintura para que os dados do acelerômetro e giroscópio fossem captados sem nenhuma interferência.

A maior parte dos sistemas desenvolvidos para detecção de quedas em idosos, expostos na literatura, são projetados utilizando os dados obtidos pelo acelerômetro do próprio *smartphone*. Esse tipo de aplicação tem sido amplamente utilizado em diversos estudos. Porém, as aplicações expostas anteriormente apresentam algumas limitações quanto à forma e uso do dispositivo.

A maioria das aplicações utilizando o *smartphone* são desenvolvidas para que o aparelho esteja sempre sendo utilizado pelo usuário no nível da cintura, havendo interferências na captação do sinal quando o aparelho estiver posicionado em outras partes do corpo. A detecção dos sinais dos sensores somente são captados quando o idoso fizer uso do aparelho, em momentos que podem ser críticos para o idoso, como na hora do banho, onde o mesmo fica em contato com superfície escorregadia, o idoso não faz uso do *smartphone*, limitando assim a aplicabilidade desse tipo de sistema.

Portanto, inserir esses tipos de sistemas na rotina diária do idoso, de modo que, tal aplicação seja eficaz e fidedigna na captação da informação, bem como não invasiva para o idoso, torna-se um desafio para os pesquisadores dessa área. A aplicabilidade de alguns dispositivos, principalmente o *smartphone*, pode gerar barreiras no quesito de usabilidade, sendo este quesito, um importante atributo para adesão dos idosos a este tipo de sistema de monitoramento.

3.8 SENSORES UTILIZADOS PARA DESENVOLVIMENTO DOS SISTEMAS DE DETECÇÃO DE QUEDAS

A escolha dos sensores para o desenvolvimento dos sistemas de detecção de quedas é extremamente importante para melhor funcionalidade desses sistemas. Os sensores são dispositivos capazes de obter sinais elétricos através da conversão dos fenômenos físicos (TAVARES, 2016).

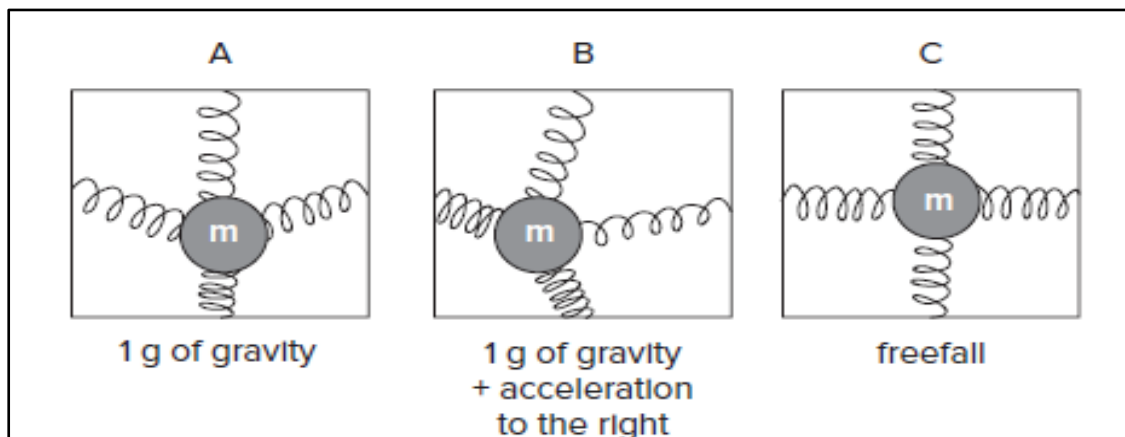
Os sensores amplamente utilizados para o desenvolvimento dos sistemas de detecção de quedas em idosos são o acelerômetro e o giroscópio, ambos sensíveis a mudanças de aceleração ou no padrão de movimentos realizados pelo corpo. De modo geral, tanto o acelerômetro como o giroscópio utilizam três eixos. O acelerômetro mede as acelerações nas direções dos eixos X, Y e Z, em m/s^2 . O giroscópio fornece as velocidades angulares em torno dos eixos X, Y e Z, em rad/s (ALMEIDA et. al., 2017; TAVARES, 2016).

3.8.1 ACELERÔMETRO

O acelerômetro é um sensor capaz de mensurar as forças aplicadas pela aceleração em um ou mais eixos. Em termos materiais, o acelerômetro é um dispositivo composto de uma pequena massa sustentada por molas que são utilizadas para medir a aceleração aplicada sobre um dispositivo, incluindo a força da gravidade. A aceleração é mensurada a partir da distância que essa massa se distancia do seu ponto de equilíbrio (CUARELLI, 2013).

Uma forma básica para medir a aceleração é descrito pelo sistema de massa e deformação das molas que sustentam essa massa no interior do sensor. Na Figura 04 em A podemos observar um dispositivo parado em uma mesa, sobre ele só irá agir a força de gravidade. Em B, o aparelho foi jogado para a direita, então irá agir sobre ele, além da força da gravidade, uma aceleração no sentido para onde o dispositivo se movimentou. Já em C, podemos observar o dispositivo em queda livre com aceleração no sentido oposto a força da gravidade, o que faz com a massa fique localizada em seu ponto de equilíbrio, e a força resultante seja de 0G (MILETTES, 2012).

Figura 04. Força sendo aplicada sobre o sistema de massa e molas



Fonte: Milettes, 2012.

3.8.2 GIROSCÓPIO

Assim como o acelerômetro, o giroscópio pode ser representado pela presença de uma pequena massa sustentada por molas, porém, ao passo que o acelerômetro avalia a força da aceleração linear aplicada em um ou mais eixos, o giroscópio é capaz de mensurar outra força, conhecida como força de Coriolis (MILETTES, 2012).

A força de Coriolis é representada pela capacidade de um objeto de se mover em um plano rotacional. Essa força atua somente quando o dispositivo está girando, portanto, o giroscópio mede apenas velocidade de rotação quando o dispositivo é submetido a esse tipo de força. Quando se encontra parado, independentemente da direção que o dispositivo, todos os três eixos do giroscópio medirão zero (MILETTES, 2012).

Dada as propriedades apresentadas desses dois sensores, ambos são amplamente utilizados nos diversos sistemas de detecção de quedas, combinando entre si seus domínios para melhor funcionalidade e confiabilidade do sistema.

3.9 TECNOLOGIAS VESTÍVEIS - WEARABLES

Com os avanços na tecnologia dos sensores sem fio e na forma de transmissão das informações obtidas por esses sensores, torna-se possível o monitoramento remoto,

em tempo real ou não, de uma variedade de dados de saúde referentes a um indivíduo (LEE; LEE, 2018).

À medida que a população idosa cresce e, concomitantemente, as doenças presentes nesse processo de envelhecimento, a área da saúde tende a sofrer mudanças contínuas e avanços são necessários para promover melhores serviços a este grupo. As tecnologias vestíveis têm se tornado um importante tópico no campo da tecnologia em saúde para monitoramento e armazenamento de dados relacionados à saúde (NASIR; YURDER, 2015).

Dispositivos computacionais estão sendo inseridos em acessórios e peças do vestuário, possibilitando a transformação do que a princípio era chamado de “computador vestível” em um acessório ou peça de roupa inteligente, capaz de captar dados em tempo real do seu usuário e ainda, promover o processo de comunicação desses dados com outros sistemas, gerando o monitoramento contínuo desse indivíduo (PANISSON, 2005; NASIR; YURDER, 2015).

O termo "tecnologias vestíveis" refere-se particularmente à engenharia, computação e redes de comunicação sem fio que utilizam o aparato da tecnologia na construção de peças inteligentes com conceito de moda. Atualmente, tem se encontrado um aumento no desenvolvimento desse tipo de tecnologia, onde sensores são incorporados no vestuário e acessórios, obtendo assim, informações sobre seus usuários e agregando nessas peças o conceito de moda (SEYMOUR, 2008).

Com a incorporação da tecnologia nas peças de vestuário e acessórios, os campos da moda e da comunicação tendem a passar por grandes transformações. A peça que antes passava apenas uma mensagem visual ou de estilo do seu usuário, agora é capaz de transmitir, em tempo real, dados pertinentes à saúde. Neste contexto, essas peças acabam sendo alvo de pesquisa de moda, pois, não são apenas roupas ou acessórios com sensores acoplados, mas são peças que realizam funções de monitoramento, além de integrarem a uma imagem visual do seu usuário (PANISSON, 2005).

Ainda conforme Panisson (2005), no campo da informática, a interface, assim como o vestuário, assume importante papel, no processo de adesão e utilização da informação por parte do usuário. A informação visual e a transmissão de sua mensagem tem grande importância na aceitação do uso da peça de vestuário ou acessório pelo indivíduo. Dessa maneira, torna-se um desafio para a moda e design o desenvolvimento da interface dessas peças, de modo que, não tenham a aparência de trajes cibernéticos,

ou futuristas, mas que a incorporação de tais tecnologias possam ser inseridas de maneira mais despercebida possível.

Neste contexto, buscaremos incorporar a tecnologia do sistema de detecção de queda em um dispositivo vestível já popularizado no mercado. O Fitbit Ionic, relógio de pulso inteligente, utilizado por muitas pessoas como acessório, foi projetado de modo que possa realizar a função de monitoramento dos possíveis eventos de quedas e alertas de emergência envolvendo o indivíduo idoso.

Os *wearables* ou sistemas vestíveis são caracterizados como dispositivos móveis que integram peças do vestuário ou acessórios vestidos no corpo e que tem como finalidade obter informações sobre seu usuário. Os *smartwatches* entram nessa categoria dos *wearables* trazendo a tecnologia de um relógio de pulso capaz de executar funções semelhantes a um computador e obtendo dados referentes ao seu usuário através de uma variedade de sensores presente em sua aplicação, ou ainda, são capazes de fornecer aplicações de entretenimento e notificações para seu usuário, sendo então, visto como uma ferramenta interativa e de multiuso (WU et al., 2016; ALMEIDA, 2017).

Os *smartwatches* por estarem em constante contato com o seu usuário são capazes de realizar o monitoramento de dados fisiológicos, como a frequência cardíaca, pressão arterial, quantidade de passos dados em um determinado tempo, calorias gastas. Todos esses dados podem ser transmitidos para alguma plataforma, seja *smartphone* ou monitores médicos para que possam ser analisados e, assim, conseguir realizar o monitoramento contínuo do estado de saúde do seu usuário (WU et al., 2016; LEE; LEE, 2018).

Com toda a sua funcionalidade e versatilidade, os *smartwatches* ganharam cada vez mais espaço no mercado e pesquisas na esfera da saúde tem sido realizadas com o objetivo de monitorar os seus usuários através dessa aplicação de forma remota. Existem algumas vantagens que trazem a maior adesão pela população desse tipo de dispositivo no uso rotineiro para monitoramento de indivíduos, como a condição de ser minimamente invasivo por se tratar de um acessório que já é muito utilizado por grande parte da população em sua forma mais simples, como o relógio de pulso (RAWASSIZADEH; PRICE; PETRE, 2015).

Alguns sistemas de detecção de queda em idosos utilizam esse tipo de dispositivo como meio para desenvolvimento de tal aplicação, utilizando os dados dos sensores acelerômetro e giroscópio para identificação do padrão de queda através de algoritmos. Podemos encontrar na literatura algumas vantagens na escolha desse tipo de

dispositivo, sendo apresentada a seguir (KOSTOPOULOS et al., 2016; TAVARES, 2016; WU et al., 2016; ALMEIDA et al., 2017).

Os *smartwatches* são alocados no corpo em um lugar específico, por serem posicionados sempre no pulso do indivíduo, as medições baseadas nos dados do acelerômetro fornecem um certo padrão, eliminando as dificuldades encontradas quando as soluções para detecção de quedas são desenvolvidas para *smartphone*, pois, se esse dispositivo estiver no bolso da camisa, bolso da calça ou na bolsa do seu usuário, os dados podem ser afetados. Além disso, o *smartwatch* está em contato constante e direto com a pele do indivíduo, podendo captar dados fisiológicos importantes para a saúde (RAWASSIZADEH; PRICE; PETRE, 2015).

No estudo desenvolvido por Wu et al. (2016) foi observado a adesão na perspectiva do consumidor de utilizar o *smartwatch*. Os pesquisadores reuniram as principais teorias - Teoria da Difusão da Inovação (IDT), o Modelo de Aceitação de Tecnologia (TAM) e a Teoria Unificada de Aceitação e Uso de Tecnologia (UTAUT) - para avaliar a aceitação do *smartwatch*, entre 212 consumidores participantes da pesquisa.

No estudo citado acima, um dado importante foi encontrado quanto à funcionalidade/benefícios do dispositivo e a adesão dos indivíduos ao uso do *smartwatch*. Os pesquisadores avaliaram que a aceitação do *smartwatch* por seus consumidores independem dos benefícios que o dispositivo possa vir ofertar, o dispositivo sendo capaz ou não de fornecer benefícios, ainda assim, foi considerado bem aceito pela amostra estudada. Os pesquisadores ainda ressaltam que embora os benefícios do dispositivo não afetem significativamente a sua adesão por parte dos consumidores, os fabricantes ainda precisam melhorar as funcionalidades e aplicações do dispositivo para que possa aumentar ainda mais sua popularidade.

Outro ponto avaliado na pesquisa de Wu et al., (2016) foi que a facilidade do uso do *smartwatch* não é fator decisivo em sua adesão por parte do consumidor. Os entrevistados não demonstraram preocupação com a dificuldade de usar o *smartwatch*. Como o relógio simples rotineiramente faz parte do vestuário do consumidor, provavelmente, isso explica a facilidade dessa aceitação. Além disso, os usuários encontram-se cada vez mais dispostos a experimentar novas tecnologias.

Outro aspecto importante encontrado no estudo de Wu et al., (2016) é que tanto o sexo feminino como o masculino apresentam a mesma aceitação, indicando que ambos os sexos possuem opiniões semelhantes acerca do uso do *smartwatch*. Além

disso, os indivíduos entre 35 e 54 anos são os que mais buscam por entretenimento nesses dispositivos. Por fim, o estudo ressalta que por se tratar de um dispositivo que faz parte do vestuário do indivíduo, os mesmos devem apresentar uma boa aparência ou atuar como acessórios de moda para satisfazer as imagens sociais desejadas pelo usuário.

3.10 ALGORITMOS DE DETECÇÃO DE QUEDAS

A identificação das quedas é realizada através da análise dos sinais que são emitidos pelos sensores tri-axiais de acelerômetro e de giroscópio presentes no *smartwatch*. Os sensores retornam os pontos x, y e z desses sensores, com uma frequência pré-determinada, de maneira periódica. Com essas informações, é possível calcular a aceleração linear e o módulo da velocidade angular do dispositivo e, por meio de algoritmos, é possível analisar esses dados, filtrando os pontos e identificando quedas.

Existem algoritmos que são baseados em Inteligência Artificial e algoritmos baseados em limiares. Para o primeiro caso, com uma base de dados pré-definida ou elaborada a partir de testes de casos, existem algoritmos neurais que podem aprender padrões que caracterizam uma queda e, a partir dos dados coletados, o algoritmo pode realizar uma análise contínua e diagnosticar um evento de queda, ao mesmo tempo que é aprimorado com os diagnósticos fornecidos.

Já algoritmos baseados em limiares se subdividem em dois tipos: os limiares fixos e os limiares adaptados. Os limiares fixos são definidos em estudos de caso e tendem a ser genéricos. Já os limiares adaptados se baseiam nos dados do usuário, como altura, peso e idade, e são calculados de acordo com essas informações.

Esses limiares servem como parâmetros para filtrar o fluxo de análises na árvore de decisão do algoritmo. Na construção dos protótipos dessa pesquisa, foram utilizados algoritmos que são baseados em limiares fixos.

3.10.1 COLETA DE DADOS CONTÍNUA

O conceito de coleta de dados contínua surge como um dos parâmetros que visam diminuir a quantidade de falsos positivos e de falsos negativos. A ideia principal

é que todos os dados coletados pelos sensores têm importância significativa na detecção de queda e, assim, precisam ser analisados em sua totalidade.

Suponhamos que a coleta de dados para análise de quedas fosse realizada em vetores, abstraídos como blocos. Esses blocos são povoados e, quando atingem um tamanho limite, são designados para análise, enquanto outro bloco é preenchido com os valores subsequentes. Ilustremos essa situação a seguir, considerando a letra A como uma variável utilizada no algoritmo de detecção de queda:

Período 1 = [A_1,A_2,A_3,A_4,A_5]

Período 2 = [A_6,A_7,A_8,A_9,A_10]

Se o Período 1 fosse analisado e não houvesse algum indicador de que houve queda, o vetor seria descartado, e seria realizado a análise do período 2.

O problema de a análise ser realizada dessa forma é que a sequência A_2,A_3,A_4,A_5,A_6 pode ser um indicador de um evento de queda e, conforme o método de verificação por blocos, o algoritmo não iria poder acessar essas informações, pois os valores A_2,A_3,A_4 e A_5 seriam descartados após a verificação do Período 1 e o algoritmo iria prosseguir com a análise a partir dos valores do Período 2.

Por sua vez, a análise contínua de dados não descarta todos os valores de um período. Só existe um vetor a ser povoado, e esse vetor é analisado quando é preenchido. Caso não haja indicação de quedas, o primeiro elemento do vetor é retirado, e é inserido um novo valor coletado no fim do vetor, assim como ilustrado abaixo:

Período 1 = [A_1,A_2,A_3,A_4,A_5]

Período 2 = [A_2,A_3,A_4,A_5,A_6]

Na análise contínua, caso o vetor de dados em questão corrobore com o evento de uma queda, ele é esvaziado, e um novo povoamento é realizado no mesmo vetor. Essa característica permite que novas análises sejam realizadas de maneira mais eficiente, sem interferir no desempenho e na acurácia do algoritmo, tendo em vista que o evento da queda já foi detectado.

3.10.2 USO DE FLAGS NO SISTEMA DE DETECÇÃO DE QUEDAS

Em programação, *flag* é um mecanismo que serve para controlar - interrompendo ou permitindo a execução de alguns comandos - a lógica de um programa. Em um sistema que realiza a coleta e análise de dados de maneira contínua,

esse artefato pode ser utilizado como um controlador para chamada de funções que tratam os dados.

Devido ao fato do Fitbit Ionic ser um sistema embarcado, com limitações de processamento e armazenamento de informações, e considerando que a coleta de dados é realizada de maneira contínua, a utilização de um *flag* é justificável para definir o momento apropriado para as informações coletadas serem analisadas.

3.10.3 ALGORITMO UTILIZADO NESSE SISTEMA

O algoritmo utilizado na presente pesquisa foi inspirado na solução para detecção de quedas proposta no sistema de HSIEH et al (2014) que também utilizou como dispositivo captor de dados um *smartwatch*. Esse algoritmo consiste em três etapas.

Primeiramente, são coletados dados dos sensores do acelerômetro e do giroscópio do dispositivo para popular os vetores de aceleração linear, da soma das acelerações e da velocidade angular. Essa coleta é feita a cada 20 ms, numa frequência de 50 Hz.

O cálculo da aceleração linear é definido pela fórmula 01.

$$A_t = \sqrt{A_x^2(t) + A_y^2(t) + A_z^2(t)}$$

Fórmula 01. Cálculo da aceleração linear do dispositivo (Rakhman et al, 2014)

Onde A_x , A_y e A_z são os eixos x, y e z do sensor do acelerômetro, no momento t. Já a soma das acelerações é dada conforme demonstrado na fórmula 02.

$$\sum_{i=1}^n A_x(i) + A_y(i) + A_z(i)$$

Fórmula 02. Cálculo da soma das acelerações do acelerômetro (Hsieh et al, 2014)

E, por fim, o cálculo da velocidade angular é feito conforme descrito na fórmula 03.

$$G_t = \sqrt{G_y^2 t + G_z^2(t)}$$

Fórmula 03. Cálculo da velocidade angular do dispositivo (Hsieh et al, 2014)

Onde G_y e G_z são os eixos x, y e z do sensor do acelerômetro, no momento t.

O algoritmo proposto por Hsieh et al (2014) segue o seguinte fluxo de análise de dados:

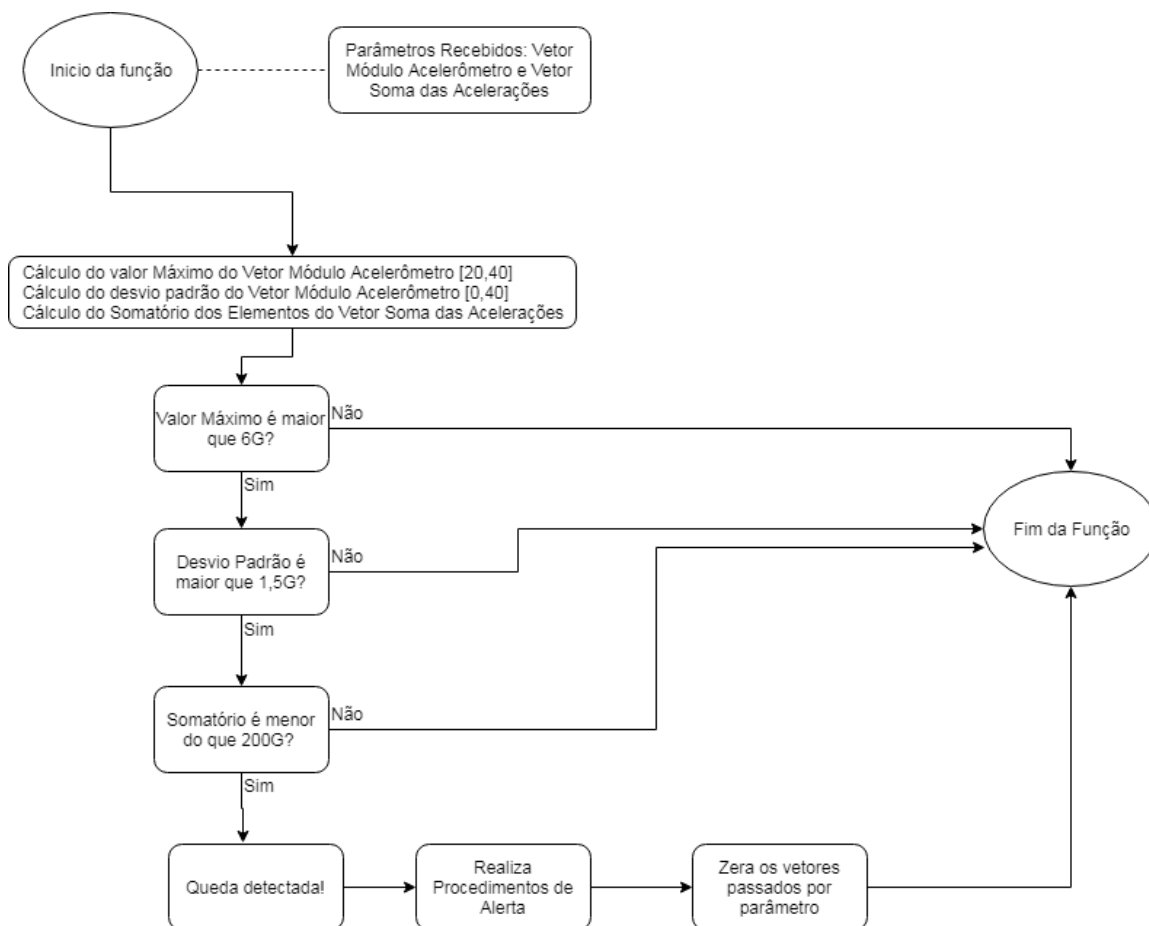
1. Os valores do giroscópio são monitorados e, caso a velocidade angular no instante 't' de um valor lido seja maior do que o limiar, os demais valores dos sensores são monitorados por mais 0.4 segundos;
2. O desvio padrão da aceleração linear dos valores do acelerômetro é calculado, nos 0.4 segundos anteriores e posteriores ao instante da detecção da velocidade angular no instante 't'.
3. A soma das acelerações é calculada nos dois segundos que sucedem o valor da velocidade angular no instante 't'.

A adaptação dessa lógica para a aplicação desenvolvida no Fitbit Ionic foi pensada de forma a obter-se valores periódicos que, dado um valor de velocidade angular num instante 't', os vetores que foram povoados contivessem valores suficientes tanto para calcular o desvio padrão da aceleração linear quanto a soma das acelerações. Para isso, foram realizados cálculos, de acordo com a frequência de coleta de dados, e verificou-se que cada período seria de 141 coletas. Logo, os três vetores utilizados no algoritmo precisariam conter 141 elementos para serem realizadas as verificações. Por questões de implementação, o vetor soma das acelerações só contém o valor da soma das acelerações coletados conforme a frequência determinada, e o somatório dos valores é calculado apenas no método que verifica se houve queda.

Ao atingir o tamanho especificado, é verificado se o elemento 20 do vetor de velocidade angular está acima de 350° . Em caso positivo, verifica-se o estado do *flag*. Caso esteja como *true*, o algoritmo realiza o procedimento descrito na população contínua. Do contrário, o algoritmo irá alterar o valor do *flag* para *true*, permitindo que o método verificador de quedas possa analisar os dados coletados.

O método que verifica se houve queda segue o fluxograma descrito na figura 05.

Figura 05. Fluxograma da função que detecta quedas do algoritmo



Fonte: Acervo da pesquisa.

Dentro do método, são calculados: o valor máximo do sub vetor (da posição 20 à posição 40) do vetor que contém a aceleração linear; o desvio padrão do sub vetor (da posição 0 à posição 40) do vetor que contém a aceleração linear; e o somatório dos elementos do sub vetor (da posição 20 à posição 141) do vetor que contém a soma das acelerações.

Com esses dados, o algoritmo pode realizar as seguintes comparações:

1. Se o valor máximo calculado é maior do que 6x o valor da aceleração gravitacional;
2. Se o desvio padrão calculado é maior do que 1.5x o valor da aceleração gravitacional;
3. Se o somatório calculado é menor do que 200x o valor da aceleração gravitacional;

Se, e somente se, todas as condições forem atendidas, a queda é detectada e são realizados os procedimentos do aplicativo descritos nesse trabalho, e os vetores são

esvaziados. Caso contrário, o método para de ser executado, e o algoritmo retoma o processo de coleta contínua. Em ambos os casos, sendo detectado queda ou não, o valor do *flag* é alterado para *false*.

A aceleração linear A_t do dispositivo é definida pela fórmula 04.

$$A_t = \sqrt{A_x^2(t) + A_y^2(t) + A_z^2(t)}$$

Fórmula 04. Cálculo da aceleração linear do dispositivo (Rakhman et al, 2014)

Onde A_x , A_y e A_z são os eixos x, y e z do sensor do acelerômetro, no momento t.

A velocidade angular do dispositivo G_t é definida pela fórmula 05.

$$G_t = \sqrt{G_x^2(t) + G_y^2(t) + G_z^2(t)}$$

Fórmula 05. Cálculo da velocidade angular do dispositivo (Rakhman et al, 2014)

Onde G_x , G_y e G_z são os eixos x, y e z do sensor do acelerômetro, no momento t.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 METODOLOGIA APLICADA

O projeto seguiu o método de desenvolvimento ágil através da metodologia *Scrum* por se tratar de um método mais adaptativo e flexível. Os métodos ágeis, assim como o método *Scrum*, concentram as atenções na constante entrega do produto em ciclos e nas interações entre todos os indivíduos envolvidos no processo (BISSI, 2007).

O *Product Backlog* apresentado na figura abaixo (figura 06) representa a lista de todos os requisitos a serem desenvolvidos durante a execução do projeto, essas funcionalidades devem ser bem definidas e detalhadas no início do trabalho, devem ser listadas e ordenadas por prioridade de execução. *Sprint Planning* representa a reunião de planejamento com todas as partes interessadas no projeto. *Sprint Backlog* é caracterizado pelo trabalho a ser desenvolvido num *Sprint*, ou seja, num ciclo de iteração, de modo a criar um produto que deve ser apresentado ao cliente, devendo ser desenvolvido de forma incremental, relativa ao *Backlog* anterior (se existir). O *Dayling Scrum* é a rápida reunião diária que ocorre entre os membros da equipe para avaliar os progressos do projeto e as barreiras encontradas. Os ciclos, ou *Sprint*, acontecem no período entre 2 a 4 semanas, onde o projeto, ou apenas algumas funcionalidades é desenvolvido e entregue ao cliente.

Figura 06. Visão geral da dinâmica do processo Scrum



Fonte: Adaptado do Google imagens.

O desenvolvimento do presente projeto foi dividido em diversas iterações de ciclos de tempo mais curtos, de modo que, no final de cada ciclo, tínhamos uma versão e um retorno para todas as partes envolvidas de como estava o processo de desenvolvimento do sistema. Geralmente, as reuniões com todas as partes envolvidas aconteciam uma vez por semana, onde era possível observar o processo de desenvolvimento e traçar novas estratégias para dificuldades encontradas durante a execução do projeto.

Dessa maneira, todos os envolvidos eram capazes de acompanhar todo o progresso do desenvolvimento, no início de cada ciclo, além de ter um *feedback* contínuo de todas as partes envolvidas, reduzindo assim os possíveis riscos que poderiam intervir no processo de desenvolvimento do projeto.

A parte inicial para o desenvolvimento do projeto abordou o levantamento dos principais requisitos técnicos do sistema. Os requisitos definem como o sistema será construído, o que ele deve fazer, e em que condições ele deve operar. Todas as funções e o comportamento que o sistema deve realizar foram claramente definidos como exposto na sessão 4.3.

Durante o desenvolvimento de todo o sistema de detecção de quedas foram realizado constantes testes para avaliar a funcionalidade do sistema e atribuir possíveis correções com o objetivo de mitigar os riscos e falhas, identificando as possíveis melhorias que poderiam ser atribuídas ao projeto, a fim de alcançarmos o sistema final desejado.

4.2 DESCRIÇÃO DO SISTEMA

O presente projeto relata o desenvolvimento de um sistema de detecção de queda para idosos. O projeto embarca desde a criação do sistema que capta os dados dos sensores que estarão monitorando o idoso, até a criação do aplicativo móvel instalado no celular do cuidado e que tem como objetivo receber notificações sobre o idoso.

O sistema de detecção de quedas utiliza o acelerômetro como base para detecção das mudanças de aceleração durante o episódio de queda e do giroscópio para as mudanças na velocidade angular assumida pelo corpo durante o evento de queda. As quedas são identificadas de maneira automatizada através de um algoritmo, não havendo a necessidade de nenhuma interação do idoso com o sistema.

O sistema foi desenvolvido em um *smartwatch* já difundido no mercado, da marca Fitbit, modelo Ionic, sendo então, caracterizado como um dispositivo vestível para monitoramento constante do usuário durante a realização de suas atividades de vida diária. O Fitbit Ionic é à prova d'água, portanto, pode realizar o monitoramento do idoso mesmo durante o banho, sem riscos de danos ao seu sistema, nos dando a possibilidade do uso constante desse dispositivo por parte do idoso.

O sistema de detecção de queda se comunica com o cuidador do idoso através de um aplicativo que também foi desenvolvido pelos pesquisadores desse projeto. O aplicativo móvel foi desenvolvido para *smartphone* e recebe as informações sobre alerta de queda, detectada e enviada de forma automatizada para o aplicativo, e o alerta de emergência, que pode ser acionado pelo próprio idoso caso ele se encontre em alguma situação que necessite de assistência a saúde que não foi provocada pela queda em si.

Na próxima sessão estão descritos a modelagem da arquitetura geral do sistema e dos requisitos para cada módulo: sensor de queda, servidor e aplicativo móvel.

4.3 ARQUITETURA DO SISTEMA DE MONITORAMENTO DE IDOSOS

A arquitetura foi projetada para atender ao objetivo da presente pesquisa, que visa o desenvolvimento de um sistema de detecção de queda em idosos. O projeto envolve a comunicação de sensores sem fio, incorporados no *smartwatch*, com dispositivo móvel, *smartphone*, para gerar informação sobre alerta de queda e alerta de emergência ao cuidador do idoso.

Dessa maneira, teremos o monitoramento constante do idoso e a comunicação desse idoso com o seu cuidador. Para melhor entender o processo de comunicação do sistema, na figura 07, apresentamos como se comporta todo o fluxo de informação do sistema desenvolvido em nossa pesquisa.

Figura 07. Arquitetura geral do sistema de monitoramento de quedas em idosos



Fonte: Acervo da pesquisa.

O monitoramento dos possíveis eventos de quedas no idoso é realizado através do uso de sensores, o acelerômetro e o giroscópio, para avaliar as acelerações obtidas pelo corpo durante a queda. Os dados desses sensores já presentes no *smartwatch* são utilizados e através de algoritmos, desenvolvidos pelos pesquisadores desse projeto, nos dão a informação sobre o envolvimento do idoso em algum episódio de queda.

A principal funcionalidade do *smartwatch* é a detecção de quedas por meio de seus sensores, porém, o *smartwatch* também possui um botão de emergência que pode ser acionado pelo idoso, quando o mesmo necessitar de algum tipo de assistência. Em casos de detecção de queda, o *smartwatch* emite um sinal vibratório no pulso do idoso, esse sinal informa que a queda de fato foi identificada e essa informação é enviada primeiramente para o *smartphone* do idoso via *bluetooth* e, logo em seguida, enviada via *wi-fi* para o servidor.

O servidor recebe todas as informações dos diferentes tipos de usuários/idosos e promove a comunicação da informação recebida pelo sensor, com o cuidador específico do usuário envolvido no episódio de queda. Essa comunicação também é realizada via *wi-fi* e enviada para o aplicativo móvel do cuidador.

O aplicativo móvel projetado para o *smartphone* do cuidador recebe todas as informações vindas do servidor sobre os possíveis eventos de queda, bem como, os alertas de emergência acionados pelo próprio idoso. Ao receber as notificações de queda ou avisos de emergência, o aplicativo deve possibilitar a realização de uma chamada direta para o telefone do idoso ou para o serviço de emergência local previamente

cadastro no sistema. Além disso, o aplicativo móvel do cuidador conta com outras funcionalidades que serão descritas posteriormente.

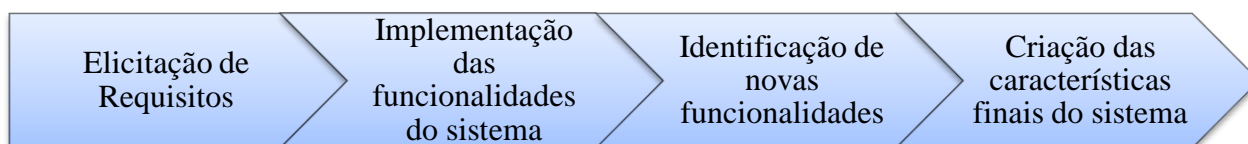
4.4 REQUISITOS FUNCIONAIS DO SISTEMA

Para que o sistema de monitoramento de quedas em idosos possa desempenhar as funções necessárias para um bom funcionamento foi realizado previamente a elicitación de requisitos, condição imprescindível para obtenção do objetivo proposto pelo projeto e para melhor funcionalidade do produto final.

O levantamento de requisitos foi realizado pelos profissionais da área de saúde envolvidos no projeto. Dessa maneira, discutimos entre os profissionais da área sobre: a finalidade do sistema que será desenvolvido, identificamos quem deve interagir com o sistema, quem são as partes envolvidas em todo o processo, verificamos quais os requisitos funcionais e, por fim, verificamos se os requisitos solicitados foram entendidos pelos desenvolvedores.

O resumo das ações desenvolvidas para o alcance do escopo do sistema, com relação ao levantamento dos requisitos, encontra-se exposto na figura 08.

Figura 08. Resumo das ações para o levantamento dos requisitos do sistema de detecção de queda em idosos



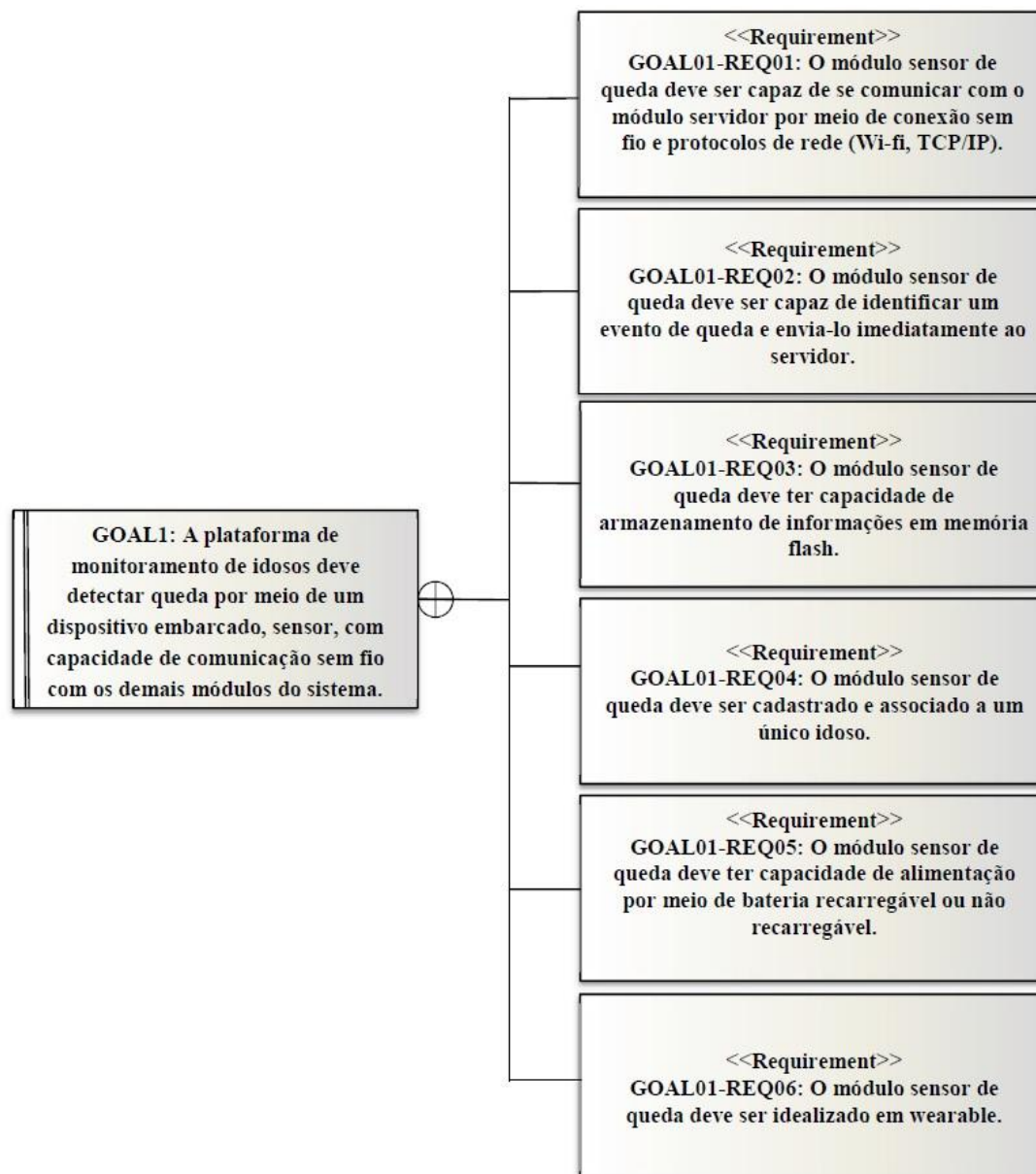
Fonte: Acervo da pesquisa.

Nas sessões a seguir, apresentamos os requisitos funcionais do módulo sensor, servidor e aplicativo móvel, módulos que compõe o sistema de detecção de queda. Os requisitos funcionais de cada módulo serão apresentados separadamente, de acordo com as principais funcionalidades necessárias para a operacionalização do sistema. Em seguida, apresentaremos toda descrição do *smartwatch* utilizado em nossa pesquisa e o aplicativo móvel instalado no *smartphone* do cuidador projetado pelos desenvolvedores deste projeto.

4.4.1 REQUISITOS DO MÓDULO SENSOR

O módulo sensor, baseado no acelerômetro e giroscópio, desenvolvido para o *smartwatch*, tem como principal função o monitoramento constante do seu usuário, podendo identificar os possíveis eventos de quedas, bem como os alertas de emergências ativadas pelo próprio idoso. O sensor realiza o envio das informações obtidas, para o módulo servidor, através de conexão sem fio. Os requisitos funcionais do módulo sensor estão descritos na figura 09.

Figura 09. Requisitos do módulo sensor de queda

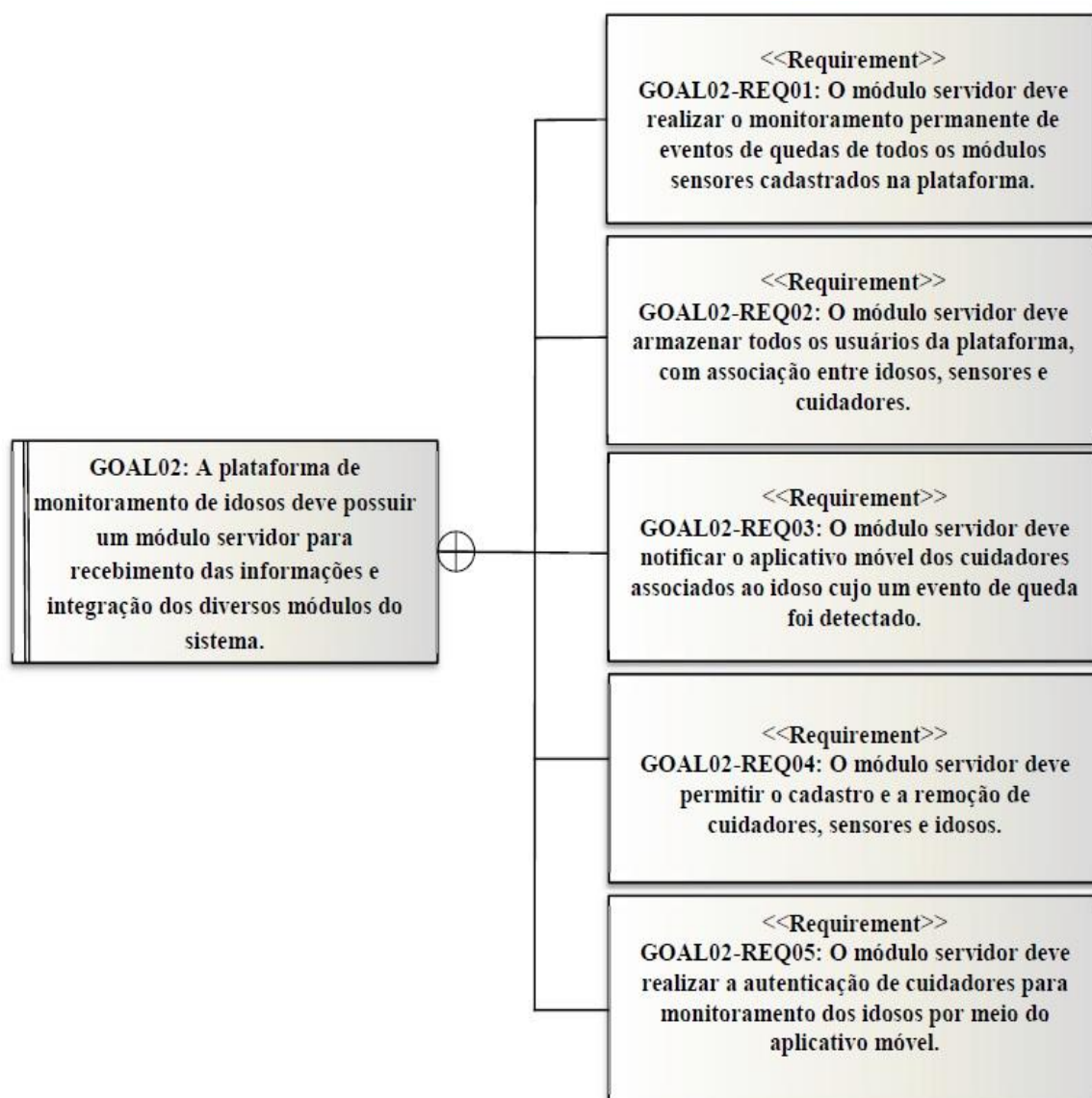


Fonte: Acervo da pesquisa.

4.4.2 REQUISITOS DO SERVIDOR

O módulo servidor recebe as informações obtidas por todos os sensores que estiverem cadastrados e envia a informação sobre episódio de queda, bem como os alertas de emergência acionados pelo próprio usuário, para o cuidador específico do idoso. O servidor se comunica diretamente com o cuidador do idoso por meio do aplicativo móvel instalado no aparelho celular do cuidador. Na figura 10, apresentamos os requisitos funcionais do módulo servidor.

Figura 10. Requisitos do módulo servidor

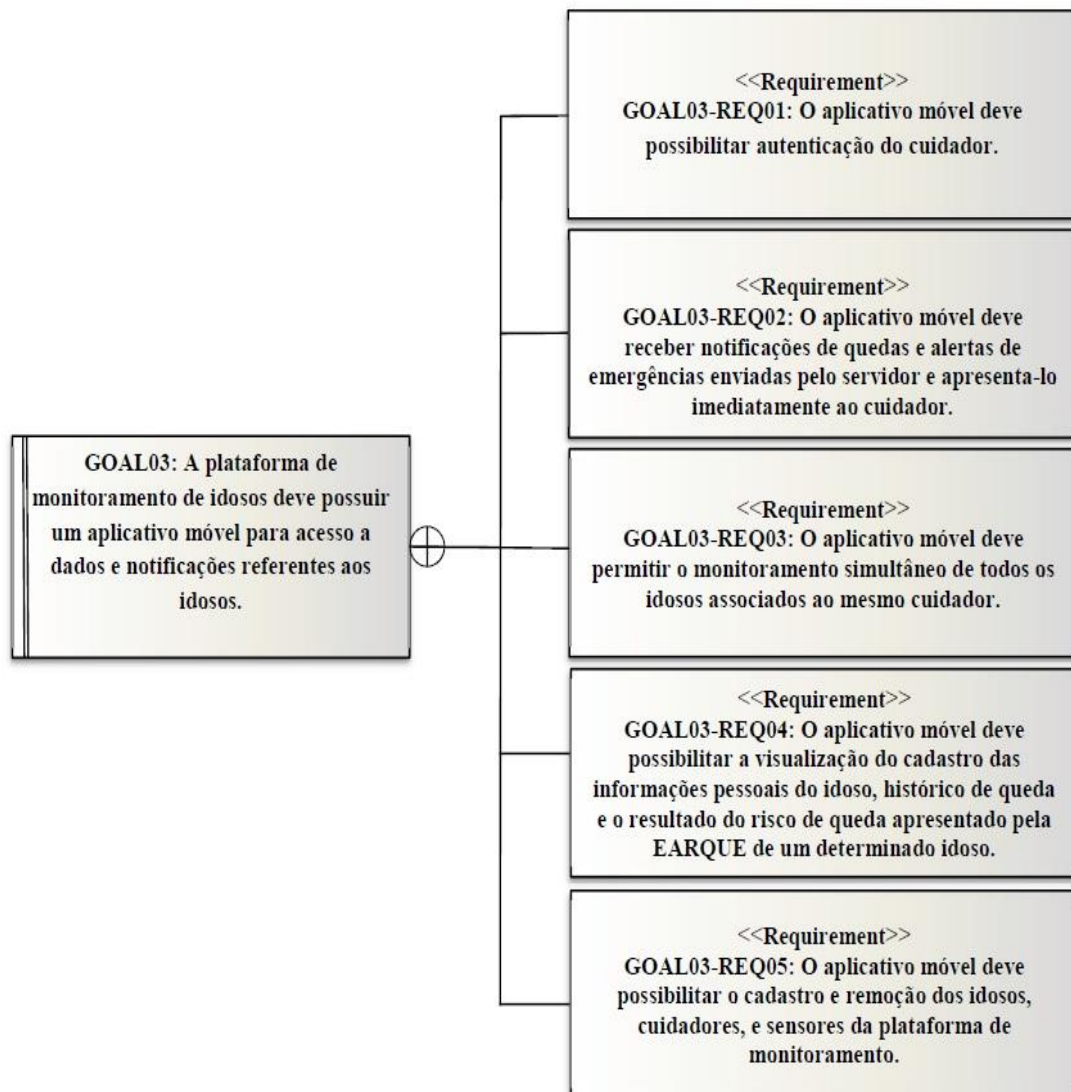


Fonte: Acervo da pesquisa.

4.4.3 REQUISITOS DO APLICATIVO MÓVEL

O aplicativo móvel foi desenvolvido para que possa receber as informações de episódios de queda e alerta de emergência vindas do servidor. O aplicativo será instalado no aparelho celular do cuidador e, ao receber a informação de alguma emergência, permitirá imediatamente a realização de uma ligação direta para o idoso ou serviço de emergência local. Os requisitos funcionais do módulo aplicativo móvel estão descritos na figura 11.

Figura 11. Requisitos do aplicativo móvel



Fonte: Acervo da pesquisa.

4.5 DESCRIÇÃO DO SMARTWATCH – FITBIT

Marca: Fitbit

Modelo: Ionic

Incluído na compra do produto:

- Duas pulseiras:
 - Tamanho clássico: para pulsos entre 5,5 e 6,7 pol. de circunferência;
 - Tamanho largo: para pulsos entre 6,7 e 8,1 pol. de circunferência.
- Cabo de alimentação;
- Fitbit Ionic;

Especificações de fábrica:

- **Dimensões:**
 - Tamanho de 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 de 3 eixos (3D);
 - Giroscópio de 3 eixos (3D);
 - GPS GLONASS, integrado;
 - Monitor de frequência cardíaca;
 - Sensor de luminosidade;
 - Motor de vibração;
 - Bluetooth 4.0;
- **Bateria:**
 - Até no máximo 5 dias de uso normal;
 - Até no máximo 10 horas utilizando o GPS;
 - Tipo: Polímero de lítio;
 - Tempo de recarga: entre 1 a 2 horas;

- **Memória:**
 - Pode guardar até 7 dias detalhados de dados de locomoção, minuto por minuto;
 - Pode salvar totais de até 30 dias;
 - Pode salvar até 300 músicas;

- **Sincronização:**
 - Bluetooth 4.0;
 - Distância do bluetooth de até 20 pés (pouco mais de 6 metros);
 - NFC (para efetuar pagamentos);

- **Outras características:**
 - Oferece suporte para Android e IOS;
 - Possui resistência na água de até 50 metros de profundidade;
 - Tela LCD com resistência Gorilla Glass 3;

Na figura a seguir, apresentamos o *smartwatch* Fitbit, modelo Ionic, dispositivo utilizado para o desenvolvimento do sistema de detecção de queda para idosos no presente projeto. Na imagem 12 temos a visualização da sua interface inicial.

Figura 12. Imagem do Fitbit Ionic utilizada no projeto



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

façam uso do aplicativo, desenvolvido por nossos pesquisadores, e sincronizem o PIN do relógio do idoso em seu *smartphone*.

No lado superior direito apresentamos o ícone que pode ser acionado caso o indivíduo deseje reiniciar o dispositivo em caso de algum problema encontrado durante sua execução. E, por fim, o ícone presente no canto inferior direito fornece a informação sobre a conexão ou não do dispositivo com o servidor e aplicativo móvel do cuidador, essa informação é dada através das cores: verde quando conectado, amarelo quando ainda se encontra em processo de sincronização e vermelho quando não conectado. O *smartwatch* somente estará monitorando os possíveis eventos de quedas quando o ícone inferior direito apresentar-se na cor verde.

4.6 DESCRIÇÃO DO APLICATIVO PARA SMARTPHONE

O aplicativo para o *smartphone* foi projetado para ser utilizado pelo cuidador do idoso. O aplicativo contará com três divisões. A primeira parte será destinada ao cadastro de informações pessoais do idoso, a segunda contará com uma escala de avaliação de risco de quedas e, por fim, a última etapa é destinada a caracterização da queda. Todas essas divisões serão explanadas a seguir, na sessão 4.6.1 em diante.

Para que o aplicativo receba as informações de monitoramento do *smartwatch*, o *smartphone* do cuidador precisa estar sincronizado com o relógio do idoso. Essa sincronização é dada pelo PIN que é fornecido pelo *smartwatch*. O aplicativo poderá monitorar vários idosos ao mesmo tempo, desde que estejam previamente cadastrados na aplicação, inserindo o PIN.

Na figura 14, apresentamos a interface do processo de sincronização entre o *smartwatch* do idoso e o *smartphone* do cuidador.

Figura 14. Sincronização do *smartwatch* com o aplicativo do *smartphone*



Fonte: acervo da pesquisa

4.6.1 CADASTRO DE INFORMAÇÕES PESSOAIS

A parte inicial do aplicativo será destinada para o cadastro das principais informações sobre o idoso. Serão contempladas nessa primeira etapa informações básicas, tais como: nome, idade, peso, altura, sexo, estado civil, grau de escolaridade, se mora ou não sozinho, uso ou não de medicamentos e de órteses (óculos, bengalas, muletas, aparelhos auditivos).

Todas essas informações são importantes para que possamos levantar um perfil desses usuários e poder gerar futuras associações sobre os eventos de quedas e características pessoais desse idoso. Por exemplo, se o grau de escolaridade influencia na prevalência de queda; se existe maior ocorrência desse evento entre homens ou mulheres; qual a idade onde podemos ter maior índice de queda; se o idoso ao sofrer a queda fazia uso de algum dispositivo auxiliar a marcha, a visão ou audição; entre outras associações.

Na figura 15 e 16, podemos ter uma visão geral de como será a interface para o cadastro das informações pessoais do idoso no aplicativo móvel.

Figura 15. Interface inicial para cadastros das informações pessoais do idoso

The figure displays two sequential screenshots of a mobile application interface for elderly registration. The interface is titled "Cadastro de Idoso" and features a blue header with a close button (X). The left screenshot shows the initial form with the following fields: "Nome" (Nome completo do idoso), "Peso" (Peso em kg) and "Altura" (Altura cm), "Data de Nascimento" (data de nascimento), "Sexo" (Masculino/Feminino), "Telefone de contato" (Telefone de contato do idoso), "Estado civil" (Solteiro), and "Ecolaridade" (Ensino básico). The right screenshot shows the continuation of the form with "Estado civil" (Solteiro), "Ecolaridade" (Ensino básico), "Vive sozinho?" (Sim/Não), "Medicamentos" (Selecionar medicações), and "Acessórios" (Selecionar acessórios). A large blue "SALVAR" button is visible at the bottom of both screens.

Fonte: Acervo da pesquisa.

Figura 16. Interface do preenchimento do cadastro inicial do usuário/idoso

The figure displays two sequential screenshots of a mobile application interface showing the completion of the elderly registration. The left screenshot shows a modal dialog titled "Selecionar acessórios" with a list of items: Muletas, Bengala (checked), Andadores, Óculos (checked), and Aparelho auditivo. An "OK" button is at the bottom right of the dialog. The background shows the registration form with "Telefone de contato" (08390000-0000), "Estado civil" (Viúvo), "Ecolaridade" (Ensino médio), and "Acessórios" (Bengala, Óculos). A large blue "SALVAR" button is at the bottom. The right screenshot shows the final form with the same data as the left screenshot, but with a success message overlay: "Dados salvos com sucesso! Você deseja responder agora a uma avaliação para identificar o risco de queda?" with "NÃO" and "SIM" buttons. The "SALVAR" button remains at the bottom.

Fonte: Acervo da pesquisa.

Segundo a Organização Mundial de Saúde a queda pode decorrer de vários fatores, por isso, decidimos obter, através do aplicativo móvel, as principais informações sobre o usuário, para que possamos levantar um perfil dos indivíduos envolvidos em episódios de quedas que fazem uso do sistema.

As informações sobre gênero indicam que as mulheres estão mais propensas a se envolverem em algum episódio de queda. Esse fato se evidencia devido às mulheres terem inclinação para usar maior número de medicamentos múltiplos e morarem sozinhas. Além desses fatores, as condições biológicas que envolvem a mulher corroboram para o aumento desse risco, as mulheres sofrem um declínio de massa muscular mais rápido do que os homens, principalmente, no período da menopausa (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE, 2010).

O grau de instrução reflete, muitas vezes, nas condições econômicas que envolvem o indivíduo, por isso, idosos com baixa renda econômica, principalmente, os que vivem sozinhos ou nas zonas rurais, estão mais predisposto ao maior risco de quedas (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE, 2010).

O uso de medicamentos também pode influenciar no risco do indivíduo em se envolver em algum episódio de queda. O uso de medicamentos interfere de maneira significativa no estado de alerta, coordenação, nos mecanismos para manter um bom equilíbrio, e ainda, podem potencializar episódios de tonturas (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE, 2010).

Sobre o uso dispositivos auxiliares a marcha, na literatura podemos encontrar fortes evidências do aumento da predisposição a queda em indivíduos que fazem uso de bengalas, muletas e andadores. Pessoas que fazem uso desses tipos de dispositivos expõem maior problema quanto à mobilidade, sendo mais frágeis e dessa forma apresentam maior risco de sofrer queda. Além disso, o uso de dispositivos auxiliares a marcha sem orientação adequada e má ajustados no indivíduo pode corroborar para um aumento do gasto energético e provocar mudanças no desenvolvimento da marcha (CHINI, 2017).

A perda auditiva também está relacionada com os riscos a queda, uma vez que a diminuição da acuidade auditiva pode levar a um déficit na comunicação do indivíduo idoso, colaborando assim, pra um isolamento social. A perda auditiva também está relacionada a alterações do sistema vestibular, um importante sistema para o controle postural corporal (CHINI, 2017).

A diminuição da capacidade visual pode ser um grande fator de risco a queda, a impossibilidade de identificar os riscos presentes no ambiente pode levar o indivíduo idoso a esbarrar em objetos, obstáculos, tapetes, predispondo o idoso a quedas (ALMEIDA, 2012; CHINI, 2017).

Todos esses pontos apresentados no cadastro inicial do aplicativo móvel foram escolhidos mediante informações colhidas na literatura. Dessa maneira, podemos gerar um perfil dos idosos que fazem uso do sistema projetado, e assim, melhor delinear esse grupo populacional que se envolve em episódios de quedas.

Para não correremos o risco do não preenchimento das informações contidas no aplicativo móvel, optamos em manter um número conciso e limitado de informações. Pois, sabemos que extensos formulários geram dificuldade na adesão dos seus usuários e, geralmente, são negligenciados e não preenchidos.

Após o preenchimento do cadastro inicial sobre informações gerais do idoso, o cuidador, juntamente com idoso, poderá responder a Escala Avaliativa do Risco de Quedas na Pessoa Idosa (EARQUE). Na sessão seguinte, abordaremos a segunda subdivisão do aplicativo desenvolvido para o nosso sistema, a avaliação do risco de queda.

4.6.2 ESCALA AVALIATIVA DO RISCO DE QUEDA NA PESSOA IDOSA (EARQUE)

Para a avaliação os riscos de queda e equilíbrio na população idosa existem diversas escalas presentes na literatura capazes de gerar essa informação, como: a *Timed Up and Go Test* – TUGT, a Escala Internacional de Eficácia de Quedas – FES-I, a Escala de Berg. Porém, para a nossa aplicação, optamos em utilizar a Escala Avaliativa do Risco de Queda na Pessoa Idosa (EARQUE) desenvolvida por Chini (2017) e validada no Brasil para fins de identificação do risco de quedas em pessoas idosas.

A Escala Avaliativa do Risco de Queda na Pessoa Idosa (EARQUE) foi escolhida para fazer parte deste aplicativo devido a sua facilidade na aplicação, não havendo necessidade de nenhum material ou até mesmo de um rigoroso treinamento para a sua execução, outro fator decisivo na escolha da EARQUE é que esta escala se encontra disponível em língua portuguesa, não havendo necessidade de adaptação cultural.

Além dos fatores expostos anteriormente, todas as outras escalas presentes na literatura devem ser aplicadas exclusivamente por profissionais de saúde e requerem algum tipo de treinamento para sua aplicação. Por se tratar de uma escala mais simples, a EARQUE foi a única escala que encontramos na literatura que apenas recomenda sua aplicação por pessoas capacitadas, mas não restringe a sua aplicação exclusivamente à profissionais de saúde.

Apesar das vantagens que nos levaram a escolher a escala, é importante ressaltar algumas limitações em sua aplicação. A EARQUE foi desenvolvida para ser aplicada em idosos de comunidade, não sendo possível sua aplicação em indivíduos institucionalizados ou hospitalizados, além disso, não pode abranger indivíduos de alto índice de fragilidade, como idosos com função cognitiva comprometida e com demência, por exemplo, Alzheimer.

Composta por apenas 10 perguntas, a EARQUE leva cerca de 2 minutos para sua aplicação e engloba todos os fatores intrínsecos e extrínsecos do risco de queda. A sua aplicação isolada não previne o risco de queda na pessoa idosa, porém, a partir do seu resultado, pode estimular medidas de intervenção preventiva no ambiente, comportamento, nas condições socioeconômicas que envolvem o idoso e/ou na saúde desse indivíduo.

No quadro abaixo, apresentamos as perguntas contidas na EARQUE. Cada item respondido com “sim” marca 1 ponto, apenas o item 9 que a resposta “não” é que será pontuada. Após a marcação das perguntas, teremos um resultado final que enquadraremos na classificação do risco de queda, como: baixo risco, risco moderado e alto risco de queda.

ESCALA AVALIATIVA DO RISCO DE QUEDA NA PESSOA IDOSA

- EARQUE -

Quedas	
1. Você caiu nos últimos 12 meses?	() Sim () Não
Uso de dispositivo para auxílio da marcha	
2. Usa algum aparelho que te ajuda a andar?	() Sim () Não
Uso de medicamentos	
3. Usa 4 ou mais medicamentos por dia?	() Sim () Não
4. Usa medicamentos psicotrópicos?	() Sim () Não
Força muscular/equilíbrio	
5. Tem dificuldades para descer ou subir uma ladeira?	() Sim () Não
Atividade de vida diária	
6. Precisa de ajuda para andar 100 metros?	() Sim () Não
Visão/Audição	
7. Tem dificuldades para enxergar (considerar o uso de lentes)?	() Sim () Não
8. Tem dificuldade para ouvir o que as outras pessoas falam?	() Sim () Não
Atividade física	
9. Faz exercícios durante a semana?	() Sim () Não
Fatores ambientais (Realizar inspeção no domicílio do idoso)	
10. Ambiente mal iluminado? (Quando deitado, tem que levantar para acender a luz – interruptor longe da cama ou de difícil visualização; não há abajur, não deixa a luz do corredor acesa durante a noite)?	() Sim () Não
TOTAL	
CLASSIFICAÇÃO DO RISCO	
0 a 2 pontos – Baixo Risco de Quedas	
3 pontos – Moderado Risco de Quedas	
4 ou mais pontos – Alto Risco de Quedas	

Quadro 1 – Adaptação da EARQUE desenvolvida por Chini (2017).

As perguntas apresentadas no quadro acima foram transferidas para o aplicativo móvel que será utilizado pelo cuidador e aplicado com base no idoso vinculado a este dispositivo. Cada item deverá ser respondido e o próprio aplicativo irá computar o valor das respostas informando no final o resultado da escala e enquadrando esse idoso nas categorias de riscos. Nas figuras 17 a 20 apresentamos a EARQUE desenvolvida para o nosso aplicativo móvel.

Figura 17. Imagens da EARQUE desenvolvida para o aplicativo móvel

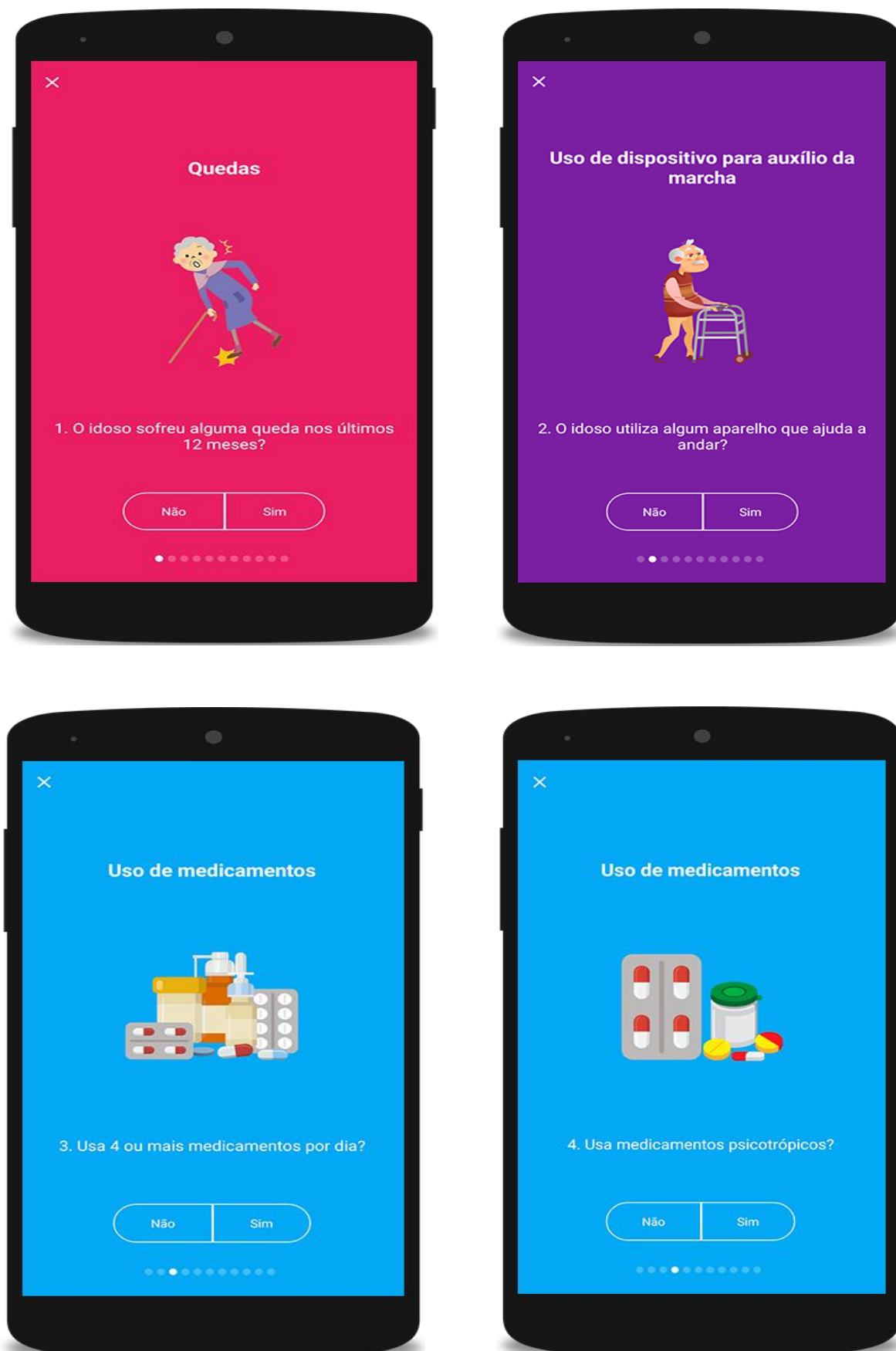
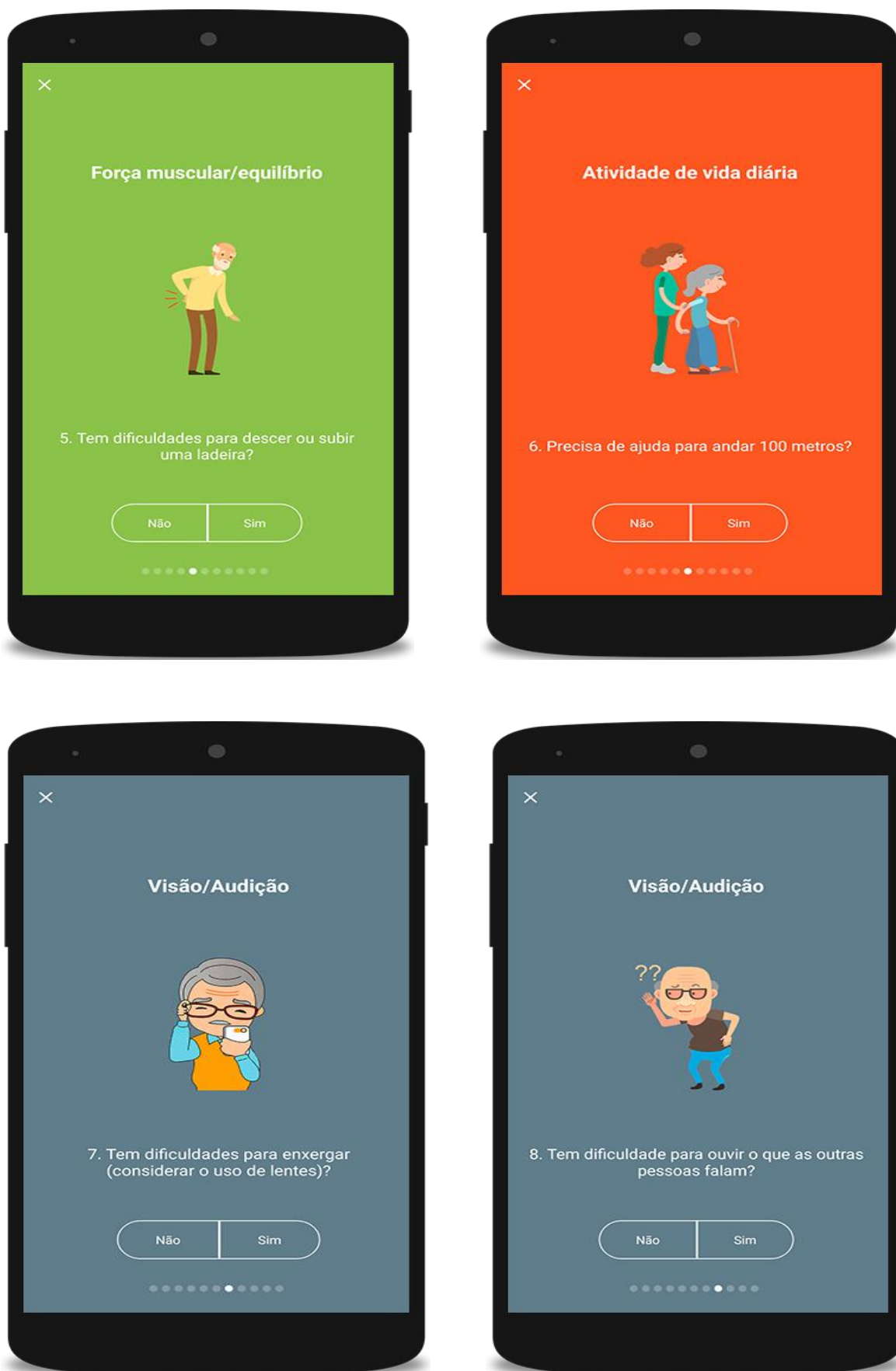


Figura 18. Imagens da EARQUE desenvolvida para o aplicativo móvel



Fonte: Acervo da pesquisa.

Figura 19. Imagens da EARQUE desenvolvida para o aplicativo móvel

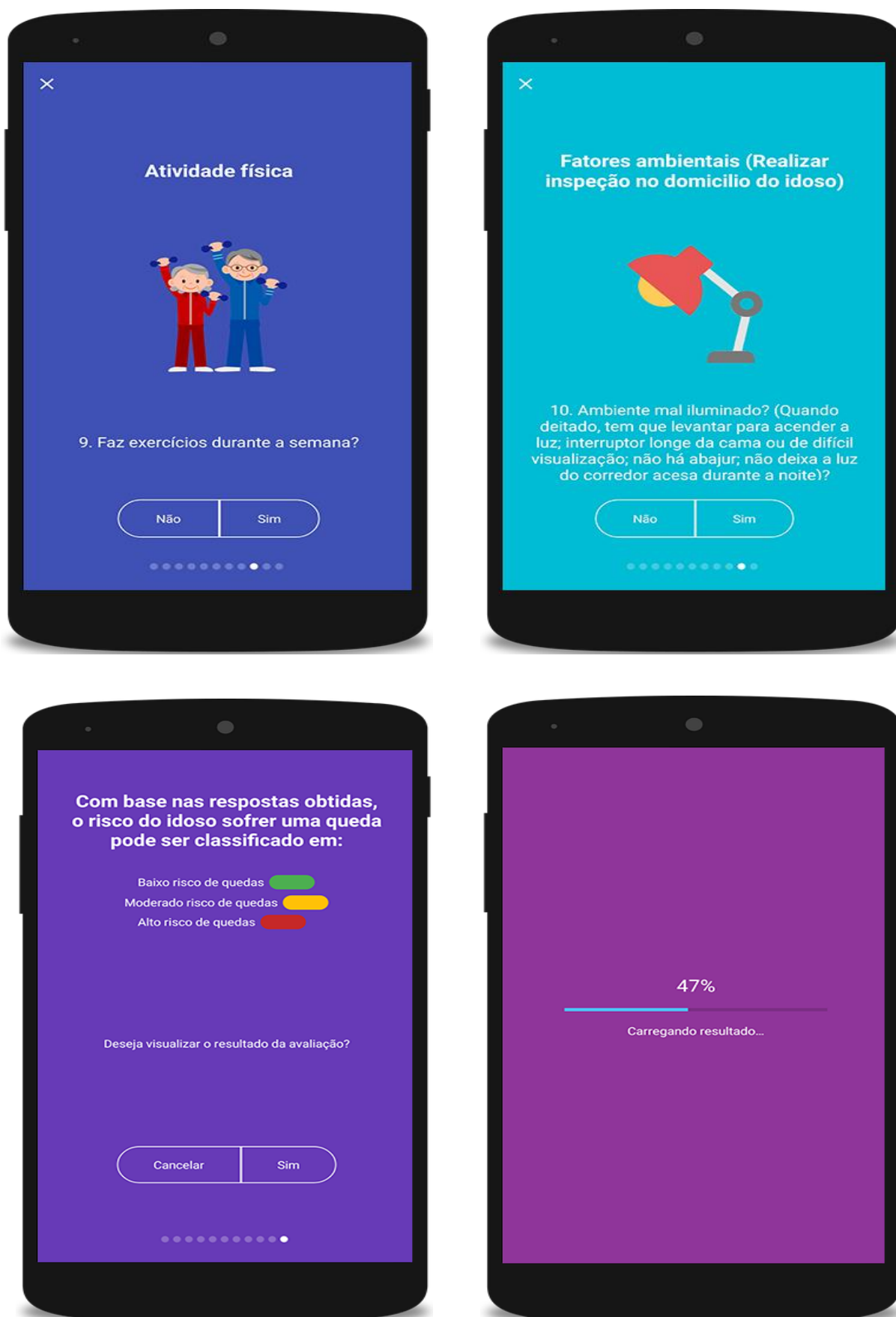
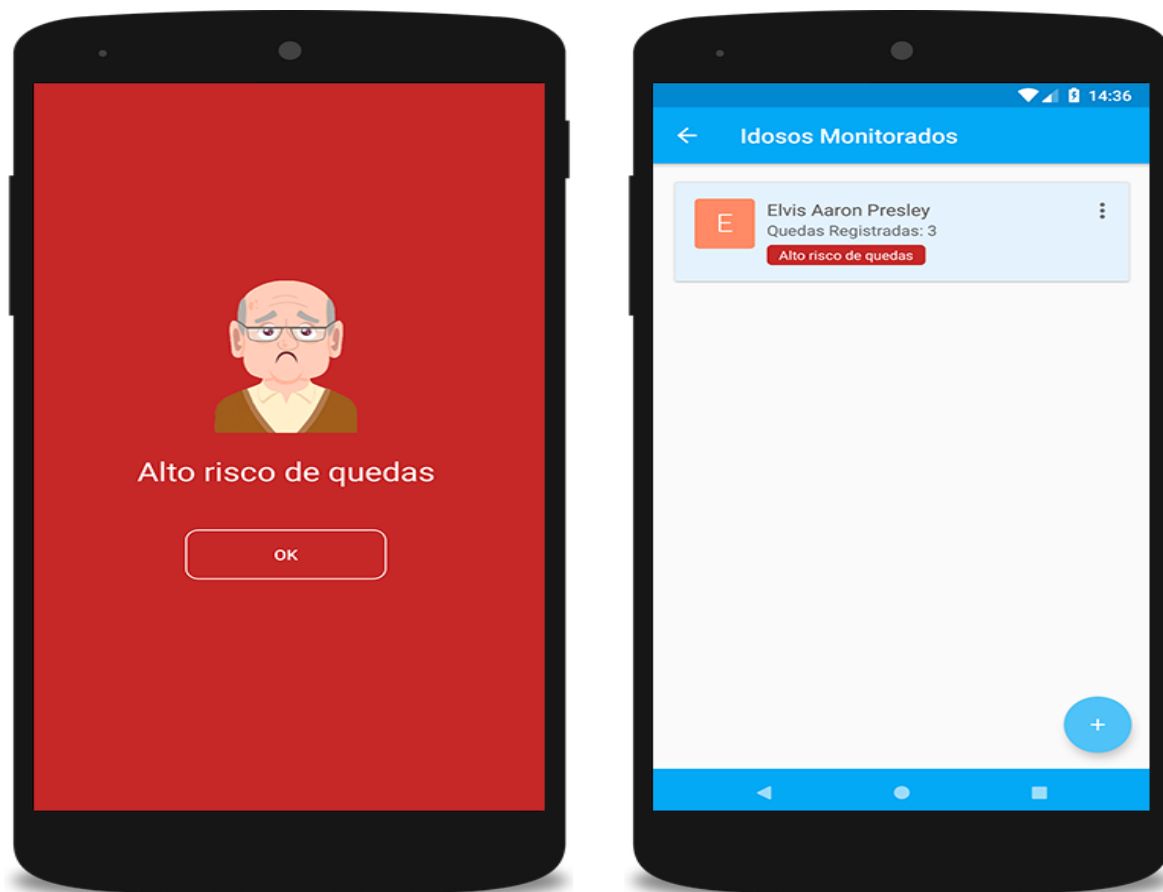


Figura 20. Imagem da EARQUE desenvolvida para o aplicativo móvel



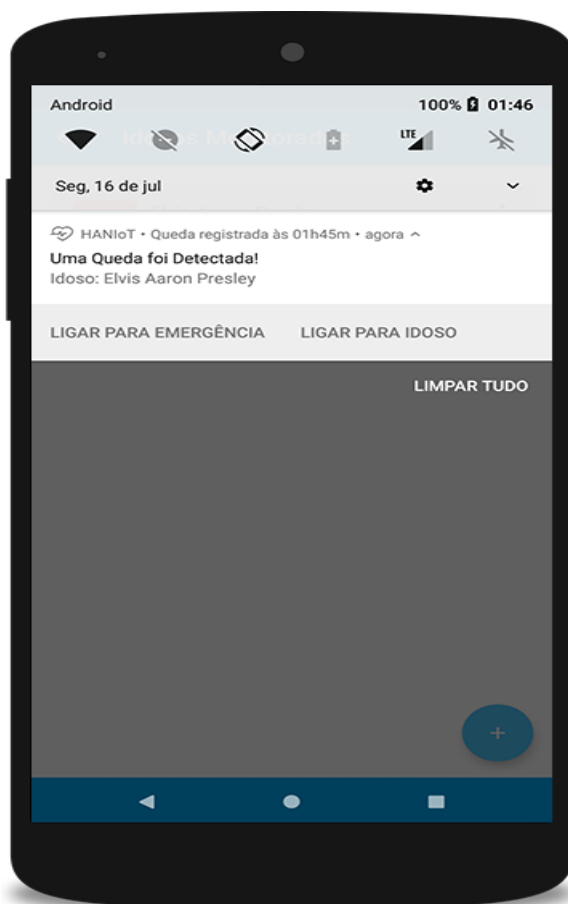
Fonte: Acervo da pesquisa.

4.6.3 CARACTERIZAÇÃO DA QUEDA

O alerta gerado pelo envolvimento em algum episódio de queda deixará disponível ao cuidador do idoso a possibilidade de realizar uma chamada para o serviço de emergência local, previamente cadastrado no aplicativo, ou realizar uma chamada direta para o idoso, como visto na figura 21.

Após o recebimento desse alerta no *smartphone*, a terceira etapa do aplicativo ficará disponível para o preenchimento. Com a finalidade de obtermos informações sobre as condições que levaram o idoso a se envolver em algum episódio de queda e as características desse episódio, a terceira parte do aplicativo desenvolvido em nosso sistema foi projetado para realizar a aquisição dessas informações, gerando um relatório final sobre as condições e características desse evento envolvendo o indivíduo idoso.

Figura 21. Imagem do alerta de queda enviada para o *smartphone* do cuidador

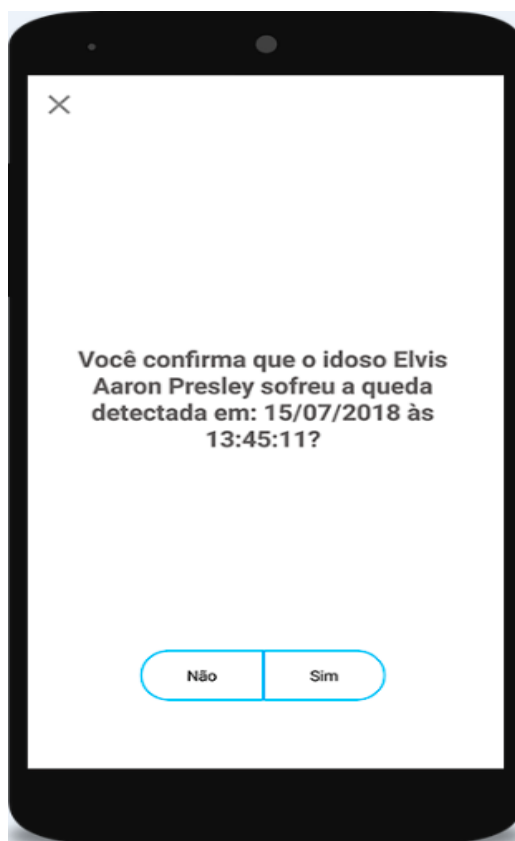


Fonte: acervo da pesquisa.

Após a chegada do alerta de queda no *smartphone* do cuidador, uma mensagem será enviada para o aplicativo móvel solicitando ao cuidador uma confirmação que de fato o idoso sofreu uma queda. A partir dessa confirmação, o formulário sobre a caracterização de queda será disponibilizado e solicitará o preenchimento das informações necessárias para gerar o relatório geral sobre as características desse episódio, nos dando informações sobre o local onde aconteceu a queda, horário, o que provocou esse evento, se houve necessidade de assistência medica ou não, se houve fratura, o tempo médio de internação, entre outros dados.

Na figura 22, apresentamos a interface da pergunta de confirmação do episódio de queda.

Figura 22. Imagem da solicitação para confirmação do evento de queda



Fonte: acervo da pesquisa.

Caso o cuidador do idoso responda "não" à pergunta acima, a terceira fase do aplicativo móvel não ficará disponível, tendo em vista que as perguntas subsequentes estão totalmente voltadas às questões do envolvimento do indivíduo em uma queda. Respondendo positivamente a pergunta acima, as outras perguntas serão processadas e ficarão disponíveis para o preenchimento.

Nas figuras 23 a 26, apresentamos a interface da terceira etapa do aplicativo móvel, com as informações que serão colhidas durante o preenchimento.

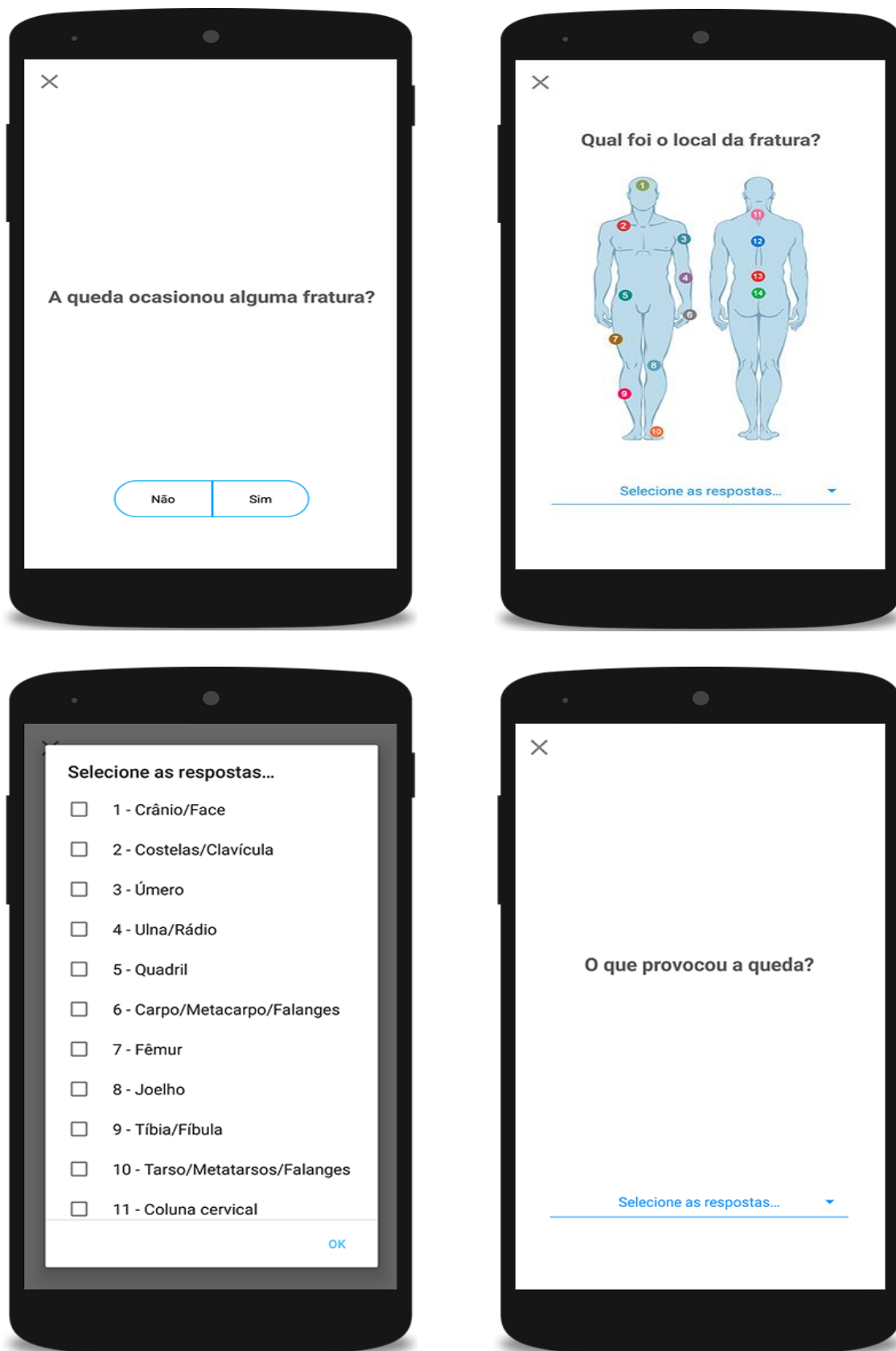
Figura 23. Interface do aplicativo móvel, etapa da caracterização da queda

The figure displays four sequential screens of a mobile application interface for characterizing a fall. Each screen is shown within a black smartphone frame.

- Screen 1 (Top Left):** The question is "Após a queda houve algum tipo de assistência médica?". At the bottom, there are two buttons: "Não" (No) and "Sim" (Yes).
- Screen 2 (Top Right):** The question is "Foi necessário hospitalização?". At the bottom, there are two buttons: "Não" (No) and "Sim" (Yes).
- Screen 3 (Bottom Left):** The question is "Quanto tempo durou a hospitalização?". At the bottom, there is a dropdown menu with the text "Selecione uma resposta..." and a downward arrow.
- Screen 4 (Bottom Right):** The question is "Quanto tempo durou a hospitalização?". A dropdown menu is open, showing the following options: "0-7 dias", "7-15 dias", "15-30 dias", and "Mais de 30 dias". Below the dropdown, the text "Selecione uma resposta..." and a downward arrow are visible.

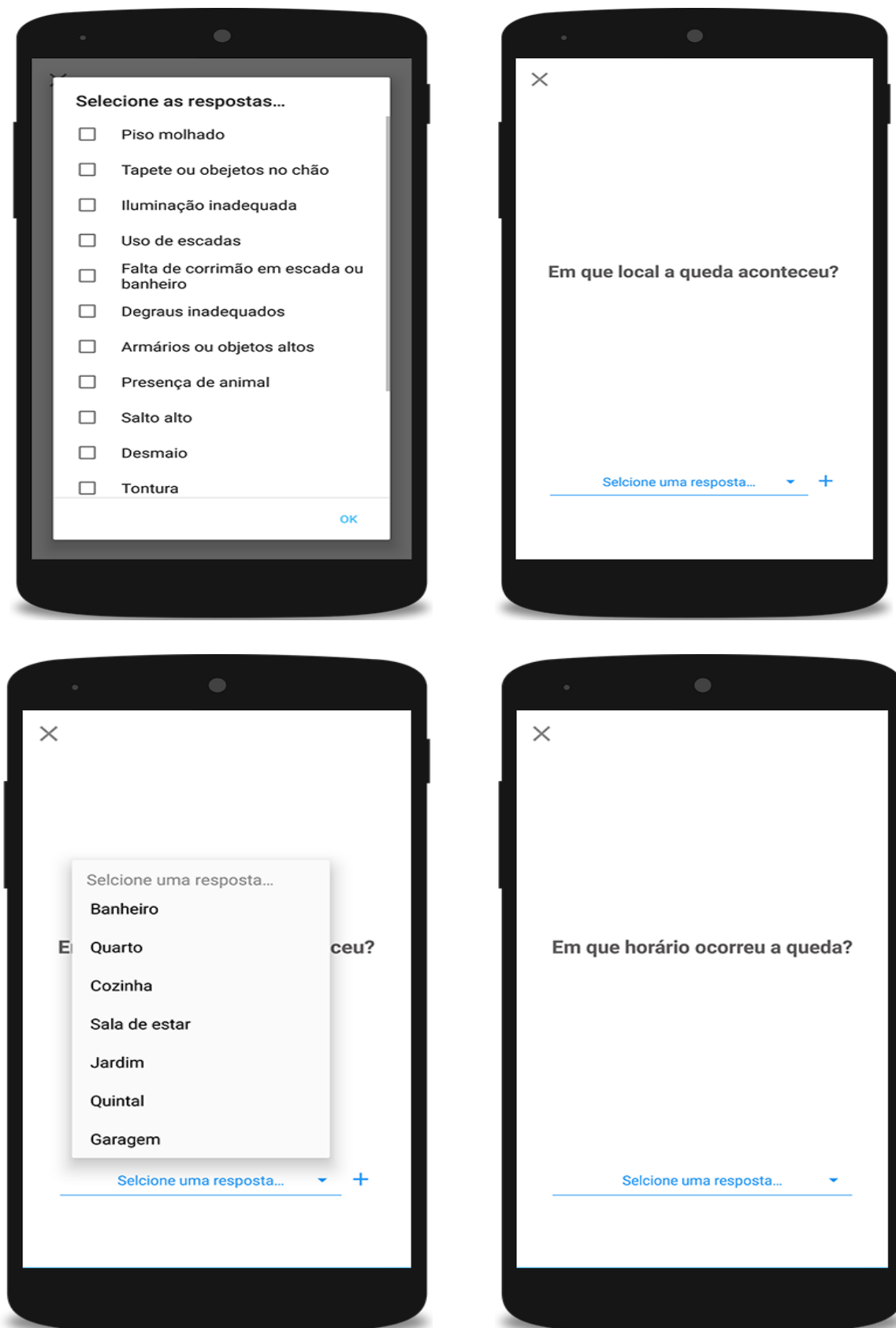
Fonte: acervo da pesquisa.

Figura 24. Interface do aplicativo móvel, etapa da caracterização da queda



Fonte: acervo da pesquisa.

Figura 25. Interface do aplicativo móvel, etapa da caracterização da queda



Fonte: acervo da pesquisa.

Figura 26. Interface do aplicativo móvel, etapa da caracterização da queda



5 RESULTADOS E IMPACTOS ESPERADOS

Espera-se que o desenvolvimento do sistema de quedas para idosos possa ser utilizado como uma ferramenta empregada para a identificação de quedas, proporcionando assim, um atendimento pós queda mais eficaz, diminuindo o tempo da prestação de assistência adequada ao indivíduo e minimizando a quantidade de sequelas que possam surgir devido ao atraso no atendimento.

Dessa maneira, tal aplicação também poderá fornecer uma maior autonomia e independência funcional para idosos que moram ou não sozinhos, pois o dispositivo objetiva monitorar o usuário durante a realização de suas atividades de vida diária, encorajando-o a manter sua rotina mesmo com o declínio de sua capacidade funcional própria do envelhecimento, uma vez que, caso o idoso se envolva em algum episódio de queda, o dispositivo alertará seus familiares. Nesse sentido, o dispositivo contribuirá para uma melhoria na qualidade de vida dessa parcela da população.

Para facilitar o seu uso, o dispositivo foi criado em uma tecnologia vestível, o *smartwatch*, que é um relógio de pulso popular no mercado irá monitorar o idoso, por se tratar de um adereço muito comum e utilizado por grande parte da população, o relógio de pulso não será invasivo, nem provocará desconfortos em seu uso, dando a possibilidade do uso contínuo por parte do seu usuário.

O presente projeto ainda continua em constantes melhorias. Atualmente, um grupo de pesquisadores de Engenharia Elétrica da UNINASSAU em parceria com nossos pesquisadores trabalha para a realização de novas evoluções do produto. Os trabalhos futuros desse projeto objetiva o desenvolvimento de um algoritmo ainda mais preciso que seja capaz de diminuir de maneira significativa a quantidade de falsos positivos gerados pelo dispositivo.

O próximo passo do projeto em parceria com os pesquisadores da UNINASSAU consiste em realizar simulações de episódios de quedas utilizando o *smartwatch*. As simulações serão controladas pelo grupo de pesquisa e realizadas no laboratório do Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde – NUTES.

Utilizaremos para as simulações das quedas um colchonete localizado no chão para não gerar riscos ao indivíduo que irá simular essa ação. As quedas serão realizadas em quatro sentidos: frontal, lateral direita e esquerda e para trás. Com os dados gerados

através dessas simulações podemos obter um padrão do sinal de queda dado pelos sensores incluídos no Fitbit. Além disso, realizaremos algumas atividades de vida diária para que possa ser captado o sinal gerado durante essas atividades e assim comparar com os gerados durante o evento de queda. Dessa maneira, será possível aprimorar o algoritmo do sistema, aumentando a confiabilidade do dispositivo, sendo capaz de distinguir o ato de cair com outras atividades.

Após o aprimoramento do algoritmo, o dispositivo será avaliado através de seis medidas que seguem a proposta da norma ISO/IEC 25000. Essa norma também conhecida como SQuARE é referência na avaliação de medidas de qualidade de *software*.

No quadro abaixo apresentamos as seis medidas que serão avaliadas, a descrição de cada medida e as fórmulas que utilizaremos para obter o grau de avaliação de cada medida proposta para validação da qualidade do *software* desenvolvido em nosso sistema de detecção de quedas.

ID	NOME	DESCRIÇÃO	FUNÇÃO DA MEDIÇÃO
M1	PRECISÃO	Representa a capacidade do sistema de detectar somente quedas, avaliando, para tal, a fração de contextos sentidos ou inferidos que são relevantes para o sistema.	$\frac{P}{P + FP}$
M2	SENSIBILIDADE	Representa a capacidade do sistema de detectar quedas, avaliando, para tal, a fração de contextos relevantes para o sistema que foram corretamente sentidos ou inferidos.	$\frac{P}{P + FN}$
M3	DISPONIBILIDADE	Representa a capacidade do sistema de prestar serviço quando requisitado.	$\frac{TmF}{TmF + TmR}$
M4	ESPECIFICIDADE	Representa a fração entre os alertas não gerados, decorrentes da ausência de quedas e a soma destes com o total de alertas gerados para quedas que não ocorreram.	$\frac{N}{N + FP}$
M5	DESEMPENHO	Representa a média ponderada entre o Grau de Precisão e o Grau de Sensibilidade	$2 * \left(\frac{P}{P + FP} * \frac{P}{P + FN} \right)$
M6	ACURÁCIA	Representa a fração de quedas corretamente sentidos ou inferidos.	$\frac{P + N}{FP + P + FN + N}$

P= Ocorreu a queda e o sistema detectou	FP= Não houve queda mas o sistema detectou	FN= Houve queda mas o sistema não detectou
TmF= Tempo médio entre falhas	TmR = Tempo médio para reparar as falhas	N = Não houve queda e o sistema não identificou

Quadro 2 – Proposta de avaliação das medidas de qualidade do software apresentadas pela ISO 25000.

O projeto será encaminhado ao Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) para que possa desenvolver seus experimentos sob o trâmite legal dos estudos envolvendo seres humanos. Sendo assim, buscamos dar continuidade a realização de trabalhos que possam encontrar resultados propícios para aperfeiçoar o rigor científico da área, aumentando a qualidade das informações.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O processo para identificação de quedas é algo complexo e exige o reconhecimento dos diversos padrões de quedas e a diferenciação entre o episódio de queda e as atividades desenvolvidas na vida diária pelo indivíduo, importante fator para diminuição de alertas falsos positivos e aumento da precisão do algoritmo para detectar de fato o evento de queda.

No presente projeto objetivamos o desenvolvimento de um sistema que fosse capaz de detectar o evento de queda em indivíduos idosos e enviar a informação de alertas de quedas e alertas de emergências de maneira automatizada. Visando proporcionar esse monitoramento de maneira menos invasiva possível e exigindo o mínimo de interação do usuário com o sistema.

Decidimos criar o sistema em um *smartwatch* popular no mercado, o Fitbit modelo Ionic foi a tecnologia vestível escolhida como dispositivo utilizado para o monitoramento dos possíveis eventos de quedas em nosso sistema. Por se tratar de uma tecnologia onde o usuário utiliza em um local predeterminado no corpo, o algoritmo de detecção de queda funciona melhor, diferentemente, dos sistemas de detecção de quedas projetados para *smartphone*, onde o mesmo pode ser utilizado em locais diferentes, como bolso da calça, bolsa, etc.

Além da criação do algoritmo para a detecção de quedas, decidimos desenvolver um aplicativo móvel para o *smartphone* do cuidador do idoso, o principal objetivo do aplicativo é receber os alertas de quedas, enviadas de maneira automatizada, e os alertas de emergência, esses acionados pelo próprio idoso. Além disso, o aplicativo móvel visa levantar um perfil dos usuários que fazem uso do sistema projetado, e assim, melhor delinear esse grupo populacional que se envolve em episódios de quedas.

Por fim, sugere-se a continuidade de trabalhos futuros para que possam aprimorar ainda mais o algoritmo desenvolvido para este sistema, aumentando a confiabilidade dos dados obtidos pelos sensores e inserindo efetivamente essa tecnologia na vida da população idosa.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALMEIDA, SM. **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.

ALMEIDA, ST et al. Análise de fatores extrínsecos e intrínsecos que predisõem a quedas em idosos. **Rev. Assoc. Med. Bras.** Rio Grande do Sul, v.58, n.4, p. 427-433, 2012.

ANSAI, JH et al. Revisão de dois instrumentos clínicos de avaliação para predizer risco de quedas em idosos. **Rev. Bras. Geriatr. Gerontol.** Rio de Janeiro, v.17, n.1, p. 177-189, 2014.

BARROS, IFO et al. Internações hospitalares por quedas em idosos brasileiros e os custos correspondentes no âmbito do Sistema Único de Saúde. **Revista Kairós Gerontologia**. São Paulo, v.18, n.4, p. 63-80, 2015.

BELOMO, J. **Fall Watcher: Um sistema de detecção de quedas para Android**. 56 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Ciência da Computação). Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, 2015.

BISSI, W. **Scrum - Metodologia de Desenvolvimento Ágil**. Campo Dig., Campo Mourão, v.2, n.1, p.3-6, 2007.

BRITO, F. **A transição demográfica no contexto internacional**. Belo Horizonte: UFMG/Cedeplar, 2007.

CHINI, LT. **Validação da escala avaliativa do risco de quedas (EARQUE) em pessoas idosas que vivem em comunidade**. 166 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Tese). Universidade de São Paulo (USP). Ribeirão Preto, 2017.

COELHO FILHO, JM. Modelos de serviços hospitalares para casos agudos em idosos. **Rev Saúde Pública**. Fortaleza, v.34, n.6, p. 666-71, 2000.

COSTA, MFL; VERAS, R. **Cad. Saúde Pública**. Rio de Janeiro. v.19, n.3, p.700-701, 2003.

CUARELLI, G. **Estimação de parâmetros da marcha humana a partir de medições feitas por acelerômetro e giroscópio e uso de mecanismo de referência**. 121 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Dissertação). Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo. São Paulo, 2013.

DANIACHI, D. Epidemiologia das fraturas do terço proximal do fêmur em pacientes idosos. **Rev. Bras. Ortop.** São Paulo, v.50, n.4, p. 371–377, 2015.

DHARGAVE, P; SENDHILKUMAR, R. Prevalence of risk factors for falls among elderly people living in long-term care homes. **Journal of Clinical Gerontology & Geriatrics.** p. 99-103, 2016.

EDELMUTH, SVCL et al. Comorbidades, intercorrências clínicas e fatores associados à mortalidade em pacientes idosos internados por fratura de quadril. **Rev. Bras. Ortop.** São Paulo, 2018.

FABRÍCIO, SCC; RODRIGUES, RP; COSTA JUNIOR ML. Causas e conseqüências de quedas de idosos atendidos em hospital público. **Rev Saúde Pública.** v.38, n.1, p.93-9, 2004.

GAZZOLA, JM et al. Fatores associados ao equilíbrio funcional em idosos com disfunção vestibular crônica. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia.** v.72, n.5, 2006.

HAKIM, A. et al. Smartphone Based Data Mining for Fall Detection: Analysis and Design. **Procedia Computer Science.** p. 46- 51, 2017.

HSIEH, SL. et al. **A wrist-worn fall detection system using accelerometers and gyroscopes.** In Networking, Sensing and Control (ICNSC), IEEE 11th International Conference. p. 518–523, 2014.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), 2015. Disponível em: <http://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv93322.pdf>. Acesso em: 18 de junho de 2017.

JONAS, LT; SILVA, JV; MENDES, MA. Construção da escala avaliativa do risco de quedas para pessoas idosas não institucionalizadas. **Rev enferm UFPE on line.** Recife, 9(Supl. 4), p. 7977-85, 2015.

JÚNIOR CLB. **SDQI: Sistema de Detecção de Quedas de Idosos.** 117 f. Trabalho de Conclusão de Curso (TCC). Universidade de Caxias do Sul. Caxias do Sul, 2016.

JÚNIOR, WRS; JÚNIOR, JRS; MACÊDO, LC. **A Postura Humana e seus Mecanismo de Manutenção**. In: VASCONCELOS, DA; SILVA, MSB; JUNIOR, JRS. *Fisioterapia baseada em evidências: fisiociência*. Campina Grande: EDUEPB, 2008.

KOSTOPOULOS, P et al. F2D: A location aware fall detection system tested with real data from daily life of elderly people. **Procedia Computer Science**. p. 212-219, 2016.

LEE, SY; 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.

LEE, T; MIHAILIDIS, A. An intelligent emergency response system: preliminary development and testing of automated fall detection. **Journal of telemedicine and telecare**. p. 194-198, 2005.

LIMA, DA; CEZARIO, VOB. Quedas em idosos e comorbidades clínicas. **Revista HUPE**. Rio de Janeiro. v.13, n.2, p. 30-37, 2014.

MACIEL, ACC; GUERRA, RO. Prevalência e fatores associados ao déficit de equilíbrio em idosos. **Revista brasileira Ciência e Movimento**. v.13, n.1, p. 37-44, 2005.

MEIRELES, AE et al. Alterações neurológicas fisiológicas ao envelhecimento afetam o sistema mantenedor do equilíbrio. **Rev Neurocienc**. v.18, n.1, p. 103-108, 2010.

MILETTE, G; STROUD, A. **Professional android sensor programming**. Indianapolis, 2012.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2006. Disponível em: http://bvsmis.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2006/prt2528_19_10_2006.html. Acesso em: 18 de junho de 2017.

MOURA, RN et al. Quedas em idosos: fatores de risco associados. **Revista de Gerontologia**. v.7, n.2, p. 15-21, 1999.

NASIR, S; YURDER, Y. Consumers' and Physicians' Perceptions about High Tech Wearable Health Products. **Procedia - Social and Behavioral Sciences**. p. 1261-1267, 2015.

NASRI, F. **O envelhecimento populacional no Brasil**. São Paulo: Einstein, 2008.

NIZAM, Y; MOHD, MNH; JAMIL, MMA. Human fall detection from depth images using position and velocity of subject. **Procedia Computer Science**. p. 131-137, 2017.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. **Relatório Global da OMS Sobre Prevenção de Quedas na Velhice**. São Paulo, 2010.

OZTURK, TC et al. Factors Associated With Multiple Falls Among Elderly Patients Admitted to Emergency Department. **International Journal of Gerontology**. p. 85-89, 2017.

PANISSON, LS. **Dos computadores vestíveis às roupas pensantes: os avanços tecnológicos a serviço da moda e da comunicação**. UNIPAR/Cascavel, 2005.

PERRACINI, MR; FLÓ, CM. **Funcionalidade e Envelhecimento**. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, Série Fisioterapia: Teoria e Prática Clínica. 2009.

PIVA, LS et al. **fAlert : Um sistema android para monitoramento de quedas em pessoas com cuidados especiais**. Universidade Federal do Ceará, 2014.

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. |

RUWER, SL et al. Equilíbrio no Idoso. **Rev Bras Otorrinolaringol**. v.71, n.3, p. 298-303, 2005.

SAMPAIO, FVS; TOMAZ, AF. **Ocorrência e Consequências de Quedas em Idosos**. In: VASCONCELOS, DA; SILVA, MSB; JUNIOR, JRS. Fisioterapia baseada em evidências: fisiociência. Campina Grande: EDUEPB, 2008.

SEYMOUR, S. **Fashionable Technology: The Intersection of Design, Fashion, Science, and Technology**. 2008.

SHI, YS; WANG, X. Fall Detection on Mobile Phones Using Features from a Five-phase Model. **IEEE Computer Society**. 2012.

SILVA, EKR; MACÊDO, LC. **Revista Pesquisa em Fisioterapia**. v.4, n.2, p. 137-143, 2014.

SPOSARO, F; TYSON, G. **iFall: An Android Application for Fall Monitoring and Response**. 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS Minneapolis, Minnesota, USA, September 2-6, 2009.

TAVARES, FS; SANTOS, MFC; KNOBEL, KAB. Reabilitação vestibular em um hospital universitário. **Rev Bras Otorrinolaringol**. v.74, n.2, p. 241-7, 2008.

YU, X. Approaches and Principles of Fall Detection for Elderly and Patient. **Institute for InfoComm Research**. Singapura, p. 42-47, 2008.

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