

Fall Monitor: Uma Ferramenta em Dispositivos Móveis Para Detecção de Quedas de Pacientes Monitorados e Acionamento de Socorro

Lukas M. Torquato, Henrique Ribeiro, André Felipe Monteiro e Felipe da Rocha Henriques

Resumo— Idosos, pacientes que sofreram AVCs, doenças neurológicas, articulares, cardiovasculares e outras doenças como distrofias musculares são exemplos de casos que podem resultar redução da mobilidade do indivíduo. Portanto, o *home care* e monitoramento remoto são maneiras efetivas de mitigar o risco de quedas e acidentes. Tendo esta motivação, foi desenvolvida uma ferramenta para *smart-phones* para auxiliar esse grupo de pessoas. A solução proposta é capaz de detectar a queda de um paciente monitorado, alertar o cuidador ou responsável pelo paciente, e viabilizar a chegada de ajuda e serviços de emergência de forma eficaz por meio do envio da localização do paciente monitorado.

Palavras-Chave— Detecção de queda, Smart-phone, Android.

Abstract— Elderly, patients who suffered from strokes, neurological, articular, cardiovascular illness and other diseases like muscular dystrophies are examples of cases which affect the mobility of individual. Remote monitoring and home care is an effective way to avoid the worsening of these sequels. With this question in mind, the development of a tool for *smart-phones* to assist these people, capable of detecting a fall of monitored patient was developed, which alerts the caregiver and makes easier the arrival of help to rescue the patient in an effective manner.

Keywords— Fall detection, Smart-phone, Android.

I. INTRODUÇÃO

As doenças cerebrovasculares, neurológicas, articulares, cardiovasculares e distrofias musculares são enfermidades que muitas vezes comprometem a mobilidade de um indivíduo. Sabe-se também que os idosos são os mais vulneráveis a quedas, em virtude das alterações anatômicas e fisiológicas próprias do envelhecimento (Síndrome do Desequilíbrio do Idoso) [1].

A deterioração dos movimentos dos membros inferiores afetados pela idade ou pelas doenças supracitadas compromete física e psicologicamente o indivíduo. Em grande parte dos casos é indicada a fisioterapia como tratamento para recuperar, mesmo que parcial, o movimento dos membros e prover uma maior confiança desses indivíduos com o objetivo de mitigar os riscos de uma queda. Entretanto, mesmo com a realização de exercícios controlados e outras abordagens terapêuticas, a queda da própria altura continua sendo um evento recorrente nesse nicho da população [2].

Lukas M. Torquato, Henrique Ribeiro, André Felipe Monteiro e Felipe da Rocha Henriques, CEFET-RJ—Campus Petrópolis, Petrópolis—RJ, Brasil, E-mails: lukasmtorquato@gmail.com, henrr.eng@gmail.com, andre.monteiro@cefet-rj.br, felipe.henriques@cefet-rj.br. Este trabalho foi parcialmente financiado pela DIPPG (CEFET-RJ).

Com base neste cenário, este trabalho apresenta uma ferramenta baseada em *smart-phones* para monitoração de quedas e comunicação do evento, seja para um parente ou para um responsável médico pelo paciente. Os *smart-phones* possuem uma presença massiva no mercado brasileiro e dispõem diversos sensores nativos capazes de auxiliar no processo de detecção de uma queda. Além disso, possuem alta acessibilidade e um baixo custo, viabilizando uma abordagem de monitoração em grande escala.

A literatura indica que o maior desafio das soluções propostas para monitoração de quedas é diferenciar um evento de queda de outras atividades físicas do dia-a-dia (ADLs – *Activities of Daily Living*). Certas atividades cotidianas dificultam esta diferenciação devido ao fato delas serem muito similares a uma queda sob a ótica do do sensor utilizado para monitoração. A título de exemplo, a atividade de correr pode gerar um falso-positivo de uma queda utilizando um acelerômetro como sensor, pois ambos os eventos sensibilizam o acelerômetro de forma muito similar.

Este presente trabalho apresenta uma solução para a detecção de quedas com o uso de *smart-phones*. Os resultados obtidos indicam que a ferramenta possui uma elevada acurácia na detecção de quedas, sendo capaz de diferir de forma eficiente uma queda e uma ADL. Além disso, o processo de monitoração pode ser aplicado tanto em ambientes fechados quanto em ambientes abertos. O presente texto está organizado da seguinte forma: na Seção II apresentamos os trabalhos relacionados descritos na literatura. A Seção III descreve em detalhes a solução proposta. Já na Seção IV é apresentada uma avaliação de desempenho do Fall Monitor com base nos testes realizados e comparação com ferramentas similares. Por fim, na Seção V são pontuadas as conclusões e algumas possibilidades para trabalhos futuros.

II. TRABALHOS RELACIONADOS

Além da monitoração de quedas por meio de *smart-phones*, há diversas abordagens descritas na literatura que diferem entre si na forma como o processo de monitoramento é realizado. Uma das alternativas é a utilização de câmeras capazes de identificar um movimento de queda espalhadas pelo ambiente monitorado, conforme descrito em [3] e [4]. Entretanto, essas abordagens representam uma alternativa com alto custo financeiro e necessidade de uma complexa configuração dos dispositivos de filmagem. Além disso, essas soluções só podem ser empregadas em ambientes próprios e fechados, como a casa do paciente, por exemplo.

Outra abordagem relevante é utilizar dispositivos vestíveis dotados de acelerômetros e outros sensores capazes de detectar um movimento de queda, conforme observado em [5], [6], [7]. Os dispositivos vestíveis como *smart-watch*, bracelete, cinta, etc, são amplamente utilizados em atividades esportivas, e como os mesmos já possuem diversos sensores nativos, esta abordagem tem apresentado um crescimento significativo nos últimos anos em virtude dos paradigmas de monitoração, comunicação e processamento da *Internet das Coisas* [8]. Contudo, o alto custo desses dispositivos, a baixa acessibilidade e o desconforto de ter um aparelho fixado ao corpo limitam uma aplicação em maior escala para o processo de monitoração de quedas nos dias atuais.

A configuração de uma rede de sensores em ambientes fechados para monitoração de eventos de quedas também é outra tendência relevante na literatura. Por meio dos sensores espalhados em locais estratégicos do ambiente é possível efetuar o processo de detecção de quedas e saber em qual cômodo do ambiente a queda foi detectada, conforme descrito em [9] e [10]. Em geral a comunicação entre os sensores do ambiente é realizada de forma robusta e confiável por meio de padrões como *Bluetooth* e *ZigBee*. Apesar dessas abordagens apresentarem um solução eficiente devido ao baixo custo de aquisição e configuração da rede, suas limitações para operação em ambientes próprios e fechados ainda constituem um gargalo a ser superado.

Por fim, em virtude das vantagens já mencionadas de uso de *smart-phones* para ferramentas de detecção de quedas, essa abordagem surge como uma relevante tendência observada na literatura. Em sua maioria, assim como o *Fall Monitor* as soluções baseadas em *smart-phones* utilizam o sensor nativo de acelerômetro e os limites inferiores e superiores da aceleração resultante para indicar um evento de queda, conforme apresentado em [11], [12], [13]. De acordo com a análise descrita em [14], as abordagens baseadas nos acelerômetros dos *smart-phones* diferem em geral nos algoritmos de detecção de queda e na forma de notificação ao responsável pelo paciente.

O presente trabalho se diferencia das principais ferramentas baseadas em *smart-phones* descritas na literatura em virtude da sua elevada acurácia no processo de detecção de quedas (vide resultados descritos na Seção V), e pelo esquema de notificação que opera tanto via linha telefônica quanto via rede de dados. Além disso, o *Fall Monitor* possui a funcionalidade de cancelamento da notificação de queda ao responsável quando ocorre um falso-positivo, diminuindo assim os transtornos decorrentes de notificações inconsistentes de quedas. Assim, apresentamos a seguir o *Fall Monitor* e suas principais características.

III. FERRAMENTA PROPOSTA

Neste trabalho foi desenvolvida uma ferramenta chamada *Fall Monitor* utilizando a linguagem *Java*. A referida ferramenta é destinada a *smart-phones* com sistema operacional Android, em virtude da flexibilidade de implementação e portabilidade do Android entre diversos modelos de *smart-phones*. O objetivo da ferramenta é detectar quedas, utilizando

o acelerômetro nativo do *smart-phone* do paciente monitorado. Quando houver uma detecção de queda, a ferramenta irá enviar uma notificação via rede de dados ou SMS para o responsável ou cuidador, que por sua vez utiliza uma segunda versão da ferramenta destinada ao recebimento de notificações de queda do paciente monitorado. Cabe ressaltar que a notificação é persistida localmente pela ferramenta, evitando a perda da mesma caso o cuidador não esteja com o aplicativo aberto no instante da queda, podendo assim ser visualizada posteriormente.

Conforme observado anteriormente, o processo de detecção de quedas apresenta alta sensibilidade, pois certas atividades cotidianas são semelhantes a uma queda na perspectiva do acelerômetro. Por exemplo, correr, sentar ou deitar podem gerar um falso-positivo de queda, enviando assim uma notificação ao responsável quando na verdade a queda não ocorreu de fato. Desta forma, o problema central da ferramenta é diferenciar de forma eficiente uma queda das demais atividades cotidianas, evitando a ocorrência de eventos falso-positivos e detectando de forma efetiva o referido problema.

Para diferenciar a queda de uma ADL, o algoritmo utilizado pelo *Fall Monitor* faz o uso de duas fases principais: (i) detecção do evento de queda; e (ii) confirmação automática da queda. A primeira fase consiste em detectar uma possível queda, que é verificada por meio do padrão de variação dos valores do acelerômetro do *smart-phone*. A segunda fase consiste em identificar se o *smart-phone* do paciente parou de se movimentar por um curto período de tempo seguinte ao evento de queda. Isso pode ser interpretado como uma possível lesão do paciente, que não conseguiu se levantar e permanece no chão, ou até mesmo que o paciente encontra-se desacordado.

O sensor de acelerômetro dos *smart-phones* funciona medindo periodicamente a aceleração no espaço tridimensional X , Y e Z , e retorna o valor da aceleração de cada eixo individualmente. Neste trabalho foi utilizado o intervalo padrão do Android 7.0 de 200 milissegundos entre cada medição do acelerômetro. Apesar do Android 7.0 disponibilizar os valores de aceleração em cada eixo mencionado, o algoritmo desenvolvido necessita da aceleração resultante nos três eixos para utilizar no processo de detecção da queda. Assim, podemos obter o valor da aceleração resultante (denominada de AR) por meio da seguinte eq. (1):

$$AR = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}. \quad (1)$$

O processo de detecção de quedas do *Fall Monitor* é baseado em limites inferiores e superiores de AR . Esses limites são capazes de indicar o início do evento de queda livre, assim como o momento onde o dispositivo móvel atinge o chão. Quando o *smart-phone* encontra-se imóvel, a aceleração resultante tende ao valor da gravidade da Terra, ou seja, $1G$ ($G = 9,81 \frac{m}{s^2}$). Um evento de queda é iniciado por um curto período de queda livre, que em geral causa a significativa redução da aceleração resultante para valores abaixo de $0,5G$. O evento de choque com o chão causa novamente uma alteração significativa da AR em virtude da abrupta redução da velocidade do *smart-phone*, causando em geral a variação do valor de AR acima de $3G$.

Com base nessas variações de AR , o limite inferior de 0,5G e superior de 3G são usados como gatilho do início da queda e impacto com o chão, respectivamente. Esses valores foram baseados em [15] e validados empiricamente em testes iniciais do Fall Monitor conforme gráfico descrito na Figura 1. A Figura 1 apresenta os valores de AR durante o processo de queda de uma altura de 1m do *smart-phone*, simulando assim uma queda da própria altura de um indivíduo de estatura mediana com o *smart-phone* localizado no bolso ou mochila, ou seja, próximo à linha da cintura. Neste teste pode-se observar que a queda é iniciada aproximadamente no tempo 2,2 segundos, seguida do estágio em queda livre até 2,8 segundos quando então o *smart-phone* colide com o chão. Assim, nota-se que o limite inferior de AR foi ultrapassado entre 2,4 e 2,6 segundos (queda livre), e o limite superior foi superado entre 2,6 e 2,8 segundos (impacto com o chão).

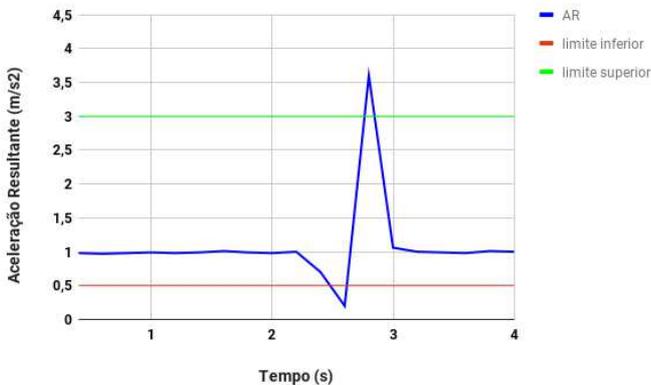


Fig. 1. Variação de AR durante uma queda.

Com base no cálculo da aceleração resultante AR descrito na eq. (1), e considerando as duas fases de detecção de queda mencionadas anteriormente, apresentamos a seguir o algoritmo de detecção de quedas do Fall Monitor:

```

1: Início;
2: loop
3:   Calcula  $AR$ 
4:   if ( $AR \leq 0.5G$ ) then
5:     Inicia contador de tempo  $T_1$ 
6:     while ( $T_1 \leq 1$  segundo) do
7:       Calcula  $AR$ 
8:       if ( $AR \geq 3G$ ) then
9:         Inicia contador de tempo  $T_2$ 
10:        while ( $T_2 \leq 5$  segundos) do
11:          Calcula  $AR$ 
12:          if ( $0.97G \leq AR \leq 1.03G$ ) then
13:             $Queda \leftarrow true$ 
14:            Inicia contador de tempo  $T_3$ 
15:            while ( $T_3 \leq 30$  segundos) and ( $Queda = true$ ) do
16:               $Queda \leftarrow$  Confirmação do usuário
17:            end while
18:          if ( $Queda = true$ ) then
19:            Envia notificação de queda

```

```

20:           Envia localização do usuário
21:         end if
22:       end if
23:     end while
24:   end if
25: end while
26: end if
27: end loop
28: Fim.

```

O *loop* de monitoramento do Fall Monitor é iniciado com o cálculo da aceleração resultante (linha 3). A redução de AR além do limite inferior de 0.5G é o gatilho para a detecção da queda, conforme descrito na linha 4 do algoritmo. Após este gatilho, o evento seguinte é o choque do *smart phone* com o chão, que em quedas da própria altura ocorre em um intervalo de até 1 segundo após o início da queda livre. Esta janela de monitoração é verificada nas linhas 6 e 7. O evento de choque com o chão causa novamente uma alteração significativa da AR em virtude da abrupta redução da velocidade do corpo. Este evento é verificado na linha 8 caso a AR assuma um valor maior ou igual a 3G. Ou seja, o *smart-phone* iniciou um movimento de queda livre (linha 4) que foi bruscamente interrompido através do contato com o chão (linha 8) dentro do intervalo de 1 segundo.

Cabe ressaltar que neste momento não há diferenciação entre a queda de um paciente e a queda apenas do aparelho de *smart-phone*, em virtude de um eventual descuido do paciente. Desta forma, faz-se necessário uma verificação complementar para poder distinguir esses dois cenários. Essa verificação é realizada durante 5 segundos (linha 10) e pode ser verificada nas linhas 11 e 12, caso o dispositivo tenha ficado imóvel ou tido uma movimentação insignificante no período mencionado. No caso afirmativo, a variável *Queda* recebe o valor *true* indicando que de fato uma possível queda foi detectada. Essa verificação se baseia no fato de que caso a queda de fato ocorra, o paciente ficará praticamente imóvel no chão por um período razoável de tempo em virtude dos efeitos colaterais da queda. Por outro lado, caso apenas o *smart-phone* tenha caído, o paciente irá recolher o mesmo do chão, violando assim o comportamento praticamente imóvel do dispositivo durante os 5 segundos de monitoração.

Por fim, uma última verificação de queda é realizada com o objetivo de mitigar o envio de notificações imprecisas ao responsável pelo paciente, os chamados falsos-positivos. Essa verificação é iniciada na linha 14, e consiste na opção de cancelamento do evento de queda que fica disponível ao paciente durante 30 segundos, conforme descrito nas linhas 15 e 16. Assim, caso a queda de fato não tenha ocorrido, por exemplo, apenas o *smart-phone* caiu no chão e ficou estático por mais de 5 segundos, o paciente poderá cancelar a queda e nenhuma notificação será enviada pelo *Fall Monitor*. Entretanto, caso não haja o cancelamento do usuário dentro da janela de 30 segundos, a ferramenta irá considerar que a queda ocorreu, enviando uma notificação ao responsável além da localização do paciente com base no GPS do dispositivo móvel. Em virtude das inconsistências de leitura do sensor de GPS do *smart-phone* em ambientes fechados, o *Fall Monitor*

realiza a leitura periódica do mesmo a cada 1 segundo. Ou seja, caso a queda ocorra em um ambiente fechado, a localização do paciente a ser enviada representa sua última localização em um ambiente aberto, disponibilizando ao responsável pelo paciente uma localidade muito próxima ao evento da queda caso a mesma ocorra em locais fechados.

A Figura 2 apresenta as principais telas do *Fall Monitor* nas versões paciente e responsável. A Figura 2 (a) descreve a tela inicial da Ferramenta em ambas as versões. Cabe ressaltar que nesta etapa do projeto, apenas a funcionalidade de monitoração de quedas encontra-se disponível. A Figura 2 (b) apresenta a tela de cancelamento de queda disponível ao paciente (verificação descrita nas linhas 15 e 16 do algoritmo), caso a detecção do evento de queda ocorra em virtude de um falso-positivo. Por fim, caso não haja cancelamento do evento de queda pelo paciente, a Figura 2 (c) descreve a notificação de queda e a localização do paciente recebidas na versão da ferramenta utilizada pelo responsável do paciente.

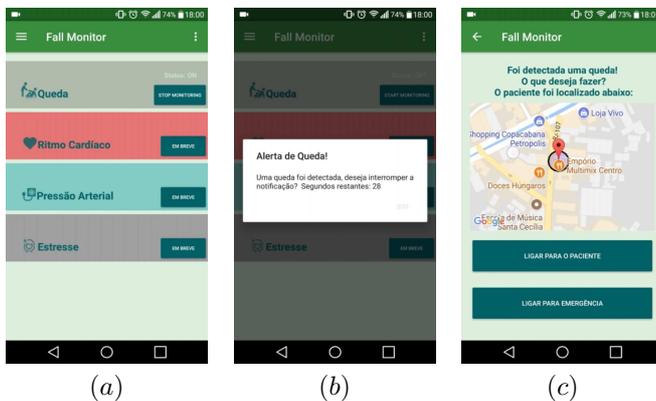


Fig. 2. Exemplos de telas do *Fall Monitor*: (a) Menu inicial; (b) Cancelamento de queda pelo paciente; (c) Notificação de queda e localização do paciente.

Outra questão relevante do *Fall Monitor* é seu eficiente e robusto processo de envio de notificação de queda ao responsável pelo paciente. Esse processo de notificação é caracterizado por duas formas de envio de mensagem. Na primeira maneira, temos o envio de um MMS composto por uma mensagem de alerta e a localização do paciente indicada em um mapa por meio da API do *Google Maps*. Como se trata de um MMS, este tipo de notificação pode ser enviado para uma ou mais pessoas, sem a necessidade dos receptores desta mensagem MMS terem o *Fall Monitor* instalados em seus telefones celulares.

Já a segunda forma de notificação é constituída de uma mensagem interna do *Fall Monitor* para a versão do aplicativo destinada ao responsável, também formada pela mensagem de alerta e localização do paciente no mapa. Desta forma, com essas duas abordagens o processo de notificação não fica dependente de um único canal de comunicação, como a rede telefônica ou rede de dados quando do envio do MMS ou mensagem interna, respectivamente, ou até mesmo da obrigatoriedade de instalação do aplicativo nos dispositivos móveis dos responsáveis pelo paciente.

IV. AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO

A avaliação de desempenho do *Fall Monitor* consiste em observar a taxa de acerto na detecção de quedas e a capacidade da ferramenta em diferenciar quedas de ADLs. Além da detecção de quedas quando as mesmas de fato ocorrem, faz-se necessário não detectar uma possível queda quando uma ADL (sentar, por exemplo) for realizada. Assim, a taxa de acerto quando uma queda ocorre está relacionada com o percentual de detecção do evento de queda pela ferramenta. Por outro lado, nos eventos de ADLs a taxa de acerto está relacionada com a ausência de detecção de queda quando a respectiva ADL é realizada.

Os resultados obtidos pelo *Fall Monitor* foram comparados com os resultados de duas ferramentas de monitoração que utilizam limites inferiores e superiores da aceleração resultante de um acelerômetro para indicar a ocorrência de uma queda. A primeira ferramenta [12] utiliza um *smart-phone* com um sensor acelerômetro nativo, e comunica o evento de queda aos responsáveis pelo paciente por meio de mensagem MMS. A segunda ferramenta [9] faz uso de um acelerômetro vestível acoplado ao corpo do paciente por meio de uma cinta, e provê a localização do paciente após um evento de queda em ambientes fechados de uma rede de sensores *Zigbee*.

Nos testes realizados para avaliar o *Fall Monitor*, executamos 100 testes para cada cenário descrito na Tabela I, utilizando o *smart-phone* na altura da cintura (em um bolso) de uma pessoa que simula o paciente a ser monitorado. Para os cenários de queda, uma queda da própria altura de diferentes configurações é realizada pelo paciente. Para os cenários de ADLs a pessoa também utiliza o *smart-phone* no bolso para realizar as atividades indicadas. Cabe ressaltar que em todos os cenários consideramos que a queda foi detectada caso o *Fall Monitor* inicie o processo de detecção e possibilite ao paciente o cancelamento do envio da notificação de queda. Isso é justificado em virtude da possibilidade de cancelamento da notificação não fazer parte do processo de detecção em si, sendo considerada apenas como um último recurso do paciente evitar o envio de uma notificação de queda imprecisa.

TABELA I
RESULTADOS DE SIMULAÇÕES.

Cenário	Fall Monitor	Kau et al. [12]	Dias et al. [9]
Cair de frente	100%	97%	98%
Cair de costas	100%	98%	97%
Cair de lado	98%	96%	95%
Sentar	97%	99%	100%
Deitar	97%	100%	100%
Levantar	100%	100%	100%
Andar	100%	100%	100%
Correr	98%	99%	100%
Pular	96%	97%	100%

Conforme pode ser observado, o *Fall Monitor* apresenta as melhores taxas de acerto entre as ferramentas analisadas para os cenários de queda, sendo capaz de detectar todos os eventos de queda frontal e de costas, e obter uma taxa de acerto de 98% para as quedas laterais. Para os cenários de ADLs as outras duas ferramentas analisadas

apresentam resultados similares ou até melhores que o *Fall Monitor* para algumas situações. Entretanto, cabe ressaltar que no momento que o *Fall Monitor* detecta uma queda quando uma ADL é realizada (falso-positivo), o paciente pode cancelar o processo de detecção de queda e evitar o envio de uma notificação de queda inconsistente ao responsável, não causando maiores transtornos ao paciente e seus responsáveis.

Todavia, a não detecção de uma queda quando a mesma ocorre pode causar transtornos consideráveis a todos os envolvidos, e produzir consequências graves para o paciente, como a ausência ou atraso de socorro, por exemplo. Conforme observado na literatura, a prioridade das ferramentas de detecção de quedas é maximizar a acurácia na detecção dos eventos de queda, e mitigar a ocorrência de falsos-positivos. Desta forma, o *Fall Monitor* encontra-se aderente a essas premissas com a detecção de 100% nos dois principais cenários de queda (frontal e de costas) e de 98% das quedas laterais.

Além da elevada acurácia do *Fall Monitor* no processo de detecção de quedas, a referida ferramenta diferencia-se das duas abordagens analisadas em relação à monitoração do paciente e notificação de queda ao responsável pelo mesmo. Enquanto [12] utiliza apenas o MMS (*Multimedia Messaging Service*) como forma de envio da notificação de queda, e [9] aplica um processo de monitoração para detecção de quedas destinados apenas a ambientes fechados e configurados com uma rede de sensores *Zigbee*, o *Fall Monitor* apresenta uma abordagem holística no processo de monitoração e envio de notificação. Conforme apontado na Seção IV, o *Fall Monitor* dispõe de um duplo processo de notificação, via canal telefônico (MMS) e rede de dados (notificação interna do aplicativo). Além disso, o processo de monitoração opera em qualquer ambiente, (aberto ou fechado) e não depende da configuração prévia de uma rede de sensores ou de uma infraestrutura própria de comunicação.

V. CONCLUSÕES E FUTURAS DIREÇÕES

O *Fall Monitor* é uma aplicação desenvolvida para a plataforma Android, que contempla uma funcionalidade pouco explorada nos aplicativos voltados para *Home Care*. Por ser uma solução destinada a *smart-phones*, há vantagens sobre outras abordagens que utilizam vestíveis ou dispositivos específicos para monitoração de quedas, como câmeras de filmagem e sensores de movimento, por exemplo, devido à alta acessibilidade e facilidade de uso dos *smart-phones*. Os resultados obtidos pelo *Fall Monitor* mostram uma elevada acurácia da ferramenta no processo de detecção de quedas, atingindo 100% de taxa de acerto nas quedas frontais e de costas, e 98% nas quedas laterais. Além disso, a referida ferramenta dispõe de um confiável e robusto mecanismo de comunicação da queda aos responsáveis pelo paciente.

Como apontamentos para trabalhos futuros, pretende-se introduzir um processo de inteligência artificial utilizando redes neurais artificiais para minimizar a ocorrência de falsos-positivos. As redes neurais baseadas em mapas de Kohonen [16] são capazes de classificar eventos com alto grau de acurácia, e podem ser úteis para realizar uma diferenciação

precisa entre ADLs e quedas, auxiliando no processo de minimização de falsos-positivos. Conforme mencionado anteriormente, os falsos-positivos não acarretam em consequências graves ao pacientes e responsáveis, mas mitiga-los evita a reiterada ação humana para cancelamento do envio de notificações de queda, trazendo uma maior aceitação da ferramenta pelos próprios pacientes. Por fim, também é desejado expandir o escopo da ferramenta para considerar outras atividades de *Home Care*, com funcionalidades para monitoração de pressão arterial, monitoração de exercícios físicos, controle de medicamentos, dentre outras.

REFERÊNCIAS

- [1] Aline Estrela Meireles, Livia Maria de Souza Pereira, Thalita Galdino de Oliveira, Gustavo Christofolotti, and Adriano L Fonseca, "Alterações neurológicas fisiológicas ao envelhecimento afetam o sistema mantenedor do equilíbrio," *Rev Neurocienc*, vol. 18, no. 1, pp. 103–108, 2010.
- [2] Tatyana Ataíde Melo de Pinho, Antonia Oliveira Silva, Luiz Fernando Rangel Tura, Maria Adelaide Silva P Moreira, Sandra Nagaumi Gurgel, Adriana de Azevedo Freitas Smith, and Valeria Peixoto Bezerra, "Avaliação do risco de quedas em idosos atendidos em unidade básica de saúde," *Revista da Escola de Enfermagem da USP*, vol. 46, no. 2, pp. 320–327, 2012.
- [3] Zhen-Peng Bian, Junhui Hou, Lap-Pui Chau, and Nadia Magnenat-Thalmann, "Fall detection based on body part tracking using a depth camera," *IEEE journal of biomedical and health informatics*, vol. 19, no. 2, pp. 430–439, 2015.
- [4] Erik E Stone and Marjorie Skubic, "Fall detection in homes of older adults using the microsoft kinect," *IEEE journal of biomedical and health informatics*, vol. 19, no. 1, pp. 290–301, 2015.
- [5] Asbjørn Danielsen, Bernt Arild Bremdal, and Hans Olofsen, "Fall risk assessment and prevention using wearables," in *International Workshop on Ambient Assisted Living*. Springer, 2015, pp. 185–195.
- [6] Dominique Genoud, Vincent Cuendet, and Julien Torrent, "Soft fall detection using machine learning in wearable devices," in *Advanced Information Networking and Applications (AINA), 2016 IEEE 30th International Conference on*. IEEE, 2016, pp. 501–505.
- [7] Sonal Chandrakant Chavan and Arun Chavan, "Smart wearable system for fall detection in elderly people using internet of things platform," in *Intelligent Computing and Control Systems (ICICCS), 2017 International Conference on*. IEEE, 2017, pp. 1135–1140.
- [8] Andrew Whitmore, Anurag Agarwal, and Li Da Xu, "The internet of things—a survey of topics and trends," *Information Systems Frontiers*, vol. 17, no. 2, pp. 261–274, Apr 2015.
- [9] Paulo Victor GF Dias, Edgar Douglas M Costa, Michel Pompeu Tcheou, and Lisandro Lovisolo, "Fall detection monitoring system with position detection for elderly at indoor environments under supervision," in *Communications (LATINCOM), 2016 8th IEEE Latin-American Conference on*. IEEE, 2016, pp. 1–6.
- [10] Óscar Belmonte-Fernández, Adrian Puertas-Cabedo, Joaquín Torres-Sospedra, Raúl Montoliu-Colás, and Sergi Trilles-Oliver, "An indoor positioning system based on wearables for ambient-assisted living," *Sensors*, vol. 17, no. 1, pp. 36, 2016.
- [11] Yi He, Ye Li, and Shu-Di Bao, "Fall detection by built-in tri-accelerometer of smartphone," in *Biomedical and Health Informatics (BHI), 2012 IEEE-EMBS International Conference on*. IEEE, 2012, pp. 184–187.
- [12] Lih-Jen Kau and Chih-Sheng Chen, "A smart phone-based pocket fall accident detection, positioning, and rescue system," *IEEE journal of biomedical and health informatics*, vol. 19, no. 1, pp. 44–56, 2015.
- [13] Bruno Aguiar, Tiago Rocha, Joana Silva, and Ines Sousa, "Accelerometer-based fall detection for smartphones," in *Medical Measurements and Applications (MeMeA), 2014 IEEE International Symposium on*. IEEE, 2014, pp. 1–6.
- [14] Mohammad Ashfak Habib, Mas S Mohhtar, Shahrul Bahyah Kamaruzzaman, Kheng Seang Lim, Tan Maw Pin, and Fatimah Ibrahim, "Smartphone-based solutions for fall detection and prevention: challenges and open issues," *Sensors*, vol. 14, no. 4, pp. 7181–7208, 2014.
- [15] R. Y. Lee and A. J. Carlisle, "Detection of falls using accelerometers and mobile phone technology," *Age Ageing*, vol. 40, no. 6, Nov 2011.
- [16] Teuvo Kohonen, "The self-organizing map," *Neurocomputing*, vol. 21, no. 1-3, pp. 1–6, 1998.