

# Body and Fall Detection System with Heart Rate Monitoring

L. Malheiros, G. D. A. Nze and L. X. Cardoso

**Abstract**— Falls can result in physical and psychological trauma, especially for the elderly. In order to improve the quality of life of these patients this work presents the development of a fall detection and body positioning with a heart rate monitoring system. This system consists of the sensing equipment, gateway and a real-time patient monitoring structure. The sensing device obtains information from accelerometers and gyroscope and sends them to the gateway via *ZigBee* technology, which makes the processing of the data and sends them to the cloud. The current patient body position and temperature sensing are provided through a web platform and Android application. The body, walking and falls position were respectively satisfactory in 100%, 90% and 60% of cases during tests at the laboratory. We conclude that our current proposal achieved the goal of patient fall detection with a corporal temperature monitoring using a low cost budget implementation.

**Keywords**— Fall Detection, Patient Monitoring, Body Positioning, *ZigBee*.

## I. INTRODUÇÃO

O ENVELHECIMENTO populacional apresenta-se como um fenômeno atual de grande relevância no mundo atual, já sendo característico de países desenvolvidos e agora, se tornando de modo crescente, em países subdesenvolvidos [1]. Segundo a pesquisa realizada pelo *The Centre for Modern Family* [2], quase metade das pessoas acima de 60 anos vivem sozinhas, sendo que 48% destas dizem não ter família morando localmente e outros 25% dizem não terem mais família. No Brasil, de acordo com os dados do Censo [3], realizado pelo IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística) em 2011, são quase 3 milhões de pessoas acima de 60 anos que moram sozinhas. Com esses idosos morando sozinhos se faz necessário cuidados especiais, pois se algum acidente ocorrer, o alerta a centros de saúde ou familiares pode não acontecer no tempo hábil para evitar consequências indesejáveis. Existem diferentes tecnologias desenvolvidas com o objetivo de detectar quedas de pacientes. Uma dessas tecnologias aborda a rede de *Petri* utilizando os sensores do smartphone [4], mas essa abordagem requer que o idoso carregue constantemente o smartphone no bolso, o que na maioria das vezes, é inviável. Outra tecnologia utilizada é baseada em *tags* de *RFID* instaladas no tapete [5]. A utilização de redes neurais também foi abordada para classificar o comportamento do usuário [6], para fins de detecção de quedas in loco.

O presente trabalho, por outra abordagem, irá apresentar o desenvolvimento de um sistema capaz de realizar o

monitoramento remoto e em tempo real da situação do paciente, fornecendo informações como posição corporal, temperatura ambiente, batimentos cardíacos e caso uma queda tenha sido detectada.

## II. MATERIAIS E MÉTODOS

Os materiais utilizados foram:

- 2 Arduinos Uno
- 2 Sensores MPU6050
- 3 Rádio XBees Series 2
- 1 RaspberryPi Modelo B versão 1
- 1 *Pulse Sensor*
- 1 Cabo Ethernet
- 2 *Protoboards*
- IDE Arduino
- Software Matlab
- Software Coolterm

O sistema é responsável não apenas por detectar o estado do paciente, mas também alertar o cuidador que uma situação está anormal, estas são caracterizadas por quedas ou elevação dos batimentos cardíacos acima de um *threshold* pré-estabelecido pela equipe clínica. O sistema desenvolvido é capaz de enviar alertas através de *email*, *sms*, *ligação telefônica* e aplicativo *Android* (este último foi escolhido por fins de praticidade técnica).

Quando os batimentos estão acima do limiar estabelecido, um *sms* é enviado ao clínico avisando a situação do indivíduo; se em vez disso, uma queda tiver ocorrido, o sistema envia um alerta para o *email* cadastrado e realiza automaticamente uma ligação telefônica ao interessado; se ninguém atender a chamada, o dispositivo faz uma nova ligação para outro número cadastrado, podendo ser do SAMU (Serviço de Atendimento Móvel de Urgência) ou Corpo de Bombeiros.

A metodologia usada para elaboração deste trabalho é apresentada na forma de fluxograma como pode ser visto na Fig. 1.

A Etapa 1 consistiu na listagem e compra dos dispositivos necessários. Após serem definidos a arquitetura e os objetivos a serem alcançados, foi realizada uma busca dos materiais necessários para o seu desenvolvimento.

L. Malheiros, Universidade de Brasília (UnB), Asa Norte, Brasília, Brasil, larinnimalheiros@gmail.com

G. D. A. Nze, Universidade de Brasília (UnB), Asa Norte, Brasília, Brasil, georges.amvame@gmail.com/georges@unb.br

L. X. Cardoso, Universidade de Brasília (UnB), Gama, Brasília, Brasil, fiseandro@gmail.com

(Corresponding author: G. D. A. Nze)

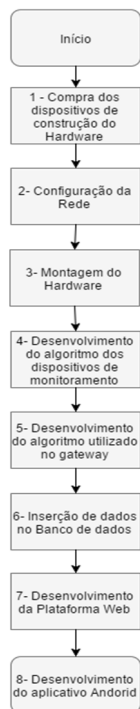


Figura 1. Fluxograma das etapas para o desenvolvimento do sistema.

Na Etapa 2 foi realizada a configuração da rede. O equipamento utilizado pelo paciente se comunica via padrão IEEE 802.15.4, utilizando rádios XBees como *gateway* para rede mundial Internet. O *gateway*, após receber as informações, utiliza a arquitetura Ethernet para enviar os dados ao banco de dados implementado no RaspberryPi. O rádio XBee utilizado neste trabalho permite um alcance de até 120 m, logo o uso deste equipamento se restringe às áreas não superiores a 150 m<sup>2</sup>. Foi utilizada a topologia estrela, contendo um dispositivo coordenador e dois dispositivos roteadores.

A Etapa 3 consistiu em realizar a montagem do equipamento de sensoriamento e do gateway. O equipamento de sensoriamento é composto por dois módulos, na qual um é anexado ao peito e o outro na coxa do paciente. Cada um dos módulos contém 1 Protoboard, 1 Arduino, 1 rádio XBee e 1 sensor MPU6050, porém o módulo anexado ao peito contém, além dos elementos citados acima, o Pulse Sensor para receber os valores dos batimentos cardíacos. O gateway é composto por 1 RaspberryPi, 1 rádio XBee e 1 cabo Ethernet. Os equipamentos podem ser visualizados nas Fig. 2 e Fig. 3.

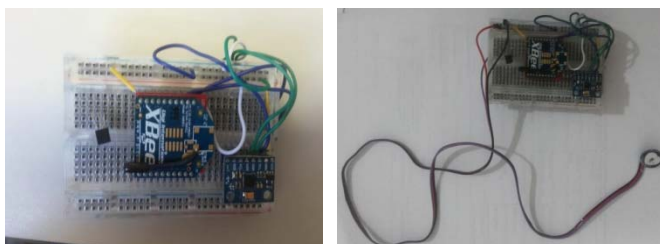


Figura 2. Dispositivo peito (à esquerda) e dispositivo coxa (à direita).

Na Etapa 4 foi desenvolvido o algoritmo a ser utilizado nos equipamentos de sensoriamento. O algoritmo foi implementado na IDE do Arduino e seu objetivo é fazer a calibração dos

sensores MPU6050, coletar os dados recebidos por eles e enviá-los para o *gateway*.



Figura 3. Gateway com Sistema Operacional LINUX.

Na Etapa 5 foi desenvolvido o algoritmo a ser utilizado pelo *gateway*. Antes de iniciar o desenvolvimento do algoritmo, foram coletados alguns dados a fim de aferir comportamentos semelhantes entre as posições corporais. Os dados foram obtidos utilizando o monitor serial do software *Coolterm* [7] e depois foi realizada a respectiva plotagem no software *Matlab* [8]. A plotagem desses dados serviu de embasamento teórico para o desenvolvimento deste algoritmo que serão apresentados na seção de resultados. A janela de tempo utilizada foi de 3 segundos, pois os dados são enviados pelo Arduino a cada 100 ms e os algoritmos que detectam a queda e o posicionamento corporal fazem um loop 60 vezes, o que equivale a 6 s, contudo, como os dados são recebidos da coxa e do peito, a janela de tempo é dividida por 2, resultando em 3 s.

No *gateway*, o algoritmo verifica caso o corpo está estático ou em movimento. O paciente é dito em posição estática caso a média dos valores dos dados recebidos pelo acelerômetro e pelo giroscópio, nos três graus de liberdade, esteja abaixo de 0,3 g e 95 °/s, respectivamente. O cálculo da resultante para os dados recebidos do acelerômetro e giroscópio foram obtidos utilizando as equações (1) e (2), respectivamente.

$$a_{resultante} = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (1)$$

$$g_{resultante} = \sqrt{g_x^2 + g_y^2 + g_z^2} \quad (2)$$

Se for constatado que o corpo está estático é então definido em qual posição o paciente se encontra, ou seja: em pé, deitado ou sentado. Para inferir a posição é utilizada a orientação do sensor MPU6050 e o referencial dado pela Fig. 4.

Caso for constatado que o corpo está em movimento, deve-se verificar caso o paciente caiu ou se realizou outro tipo de movimento, como por exemplo, andar. Para isso, o algoritmo faz uso de limiares (*thresholds*) específicos e avaliação de tempos de pausa para tomada de decisões. No que diz respeito às situações de detecção de quedas, as mesmas se diferenciam entre suaves e bruscas, sendo que cada uma delas devem ser analisadas de forma diferente. A seção de resultados apresenta os gráficos que as representam.

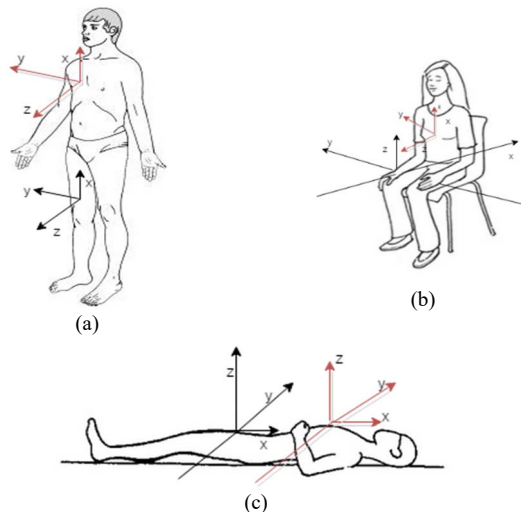


Figura 4. Orientação dos eixos que atravessam o corpo humano nas posições pé (a), sentado (b) e deitado (c).

Quando é detectada uma queda brusca, obtém-se um valor de aceleração maior do que 2,2 g. Esse valor foi escolhido como AUFT (Aceleração *Upper Fall Threshold*) e como VAUFT (Velocidade Angular *Upper Fall Threshold*) o valor de *Threshold* foi de 220 °/s. Contudo, quando ocorrem quedas suaves, o valor máximo da aceleração é aproximadamente 1,6 g, por isso o tratamento desses valores deve ser diferente.

Para ter maior precisão na hora de decidir se ocorreu uma queda, devem-se levar em conta outros parâmetros além do valor da aceleração e da velocidade angular. Quando uma queda ocorre, geralmente o paciente permanece em posição estática por pelo menos 1 segundo, por isso, esse aspecto também foi considerado para a realização do algoritmo do sistema (o que indicaria um momento de pausa).

Dois algoritmos são sequencialmente analisados. O primeiro verifica se algum dos valores da  $a_{resultante}$  e  $g_{resultante}$  estão dentro da janela de análise e, qual foi maior do que o AUFT e VAUFT. Caso o resultado for positivo, verifica-se o valor da média das resultantes do acelerômetro e do giroscópio, tendo de ser inferior ou igual à 0.3 g e 40 °/s, respectivamente (caracterizando momento de pausa) identificando uma detecção de queda é detectada. Do contrário, tendo um resultado negativo, considera-se que o paciente está realizando outro tipo de movimento.

Se os valores obtidos estão dentro da janela de análise e não forem maiores do que os AUFT e VAUFT, verifica-se o valor da média das resultantes do acelerômetro e do giroscópio como sendo menores do que 0.2 g e 20 °/s, respectivamente (caracterizando momento de pausa). Do contrário, a queda é detectada.

Na Etapa 6, foram inseridos os resultados obtidos da etapa anterior no banco de dados MySQL.

Na Etapa 7, foi desenvolvida a Plataforma Web utilizando as linguagens PHP, HTML e CSS.

Na Etapa 8, foi desenvolvido o aplicativo Android com o auxílio da ferramenta B4A (Basic4Android), que é baseada na linguagem Visual Basic. Todas essas etapas são partes da contribuição deste trabalho.

### III. RESULTADOS

As quedas foram simuladas por uma pessoa do sexo feminino, 24 anos, 1,63 m de altura e 53 kg de peso corporal. Esses dados são importantes porque a velocidade de deslocamento de uma pessoa varia com o peso e idade. As Fig. 5 e Fig. 6 apresentam os valores obtidos do acelerômetro e giroscópio, respectivamente, para posições estáticas e em movimento.

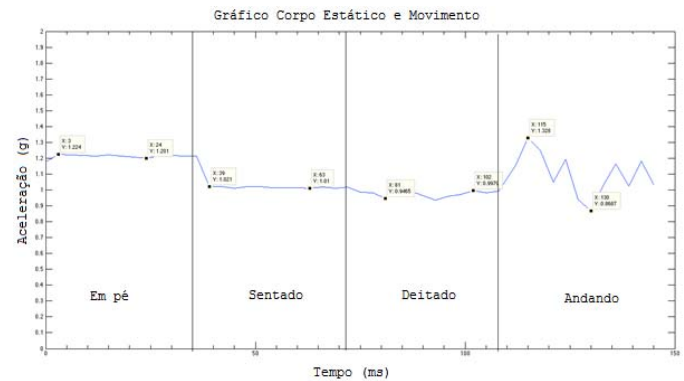


Figura 5. Diferença de aceleração do corpo em posição estática e em movimento com sensor instalado na coxa.

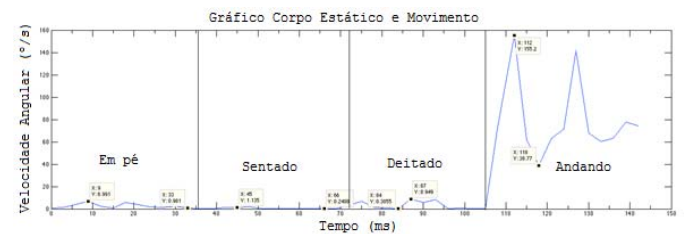


Figura 6. Diferença de velocidade angular com corpo em posição estática e em movimento com sensor instalado na coxa.

As Fig. 7 e Fig. 8 apresentam os gráficos dos valores de aceleração obtidos quando o corpo está em movimento (andando) e simulando uma queda repentina brusca suave respectivamente. Pode-se inferir que quando em queda brusca, o valor da aceleração é superior a 2,2 g e que para quedas suaves o valor é aproximadamente 1,6 g.

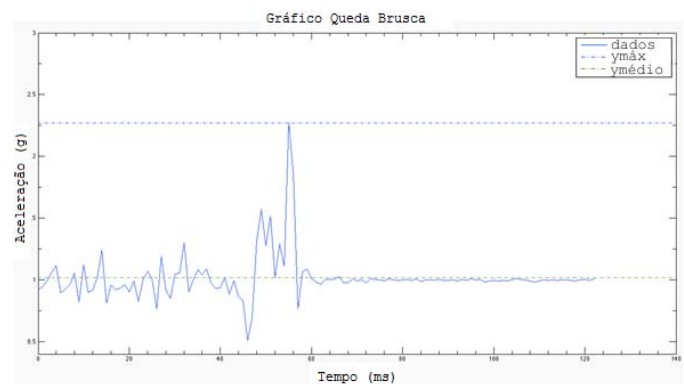


Figura 7. Aceleração do corpo andando e em queda brusca.

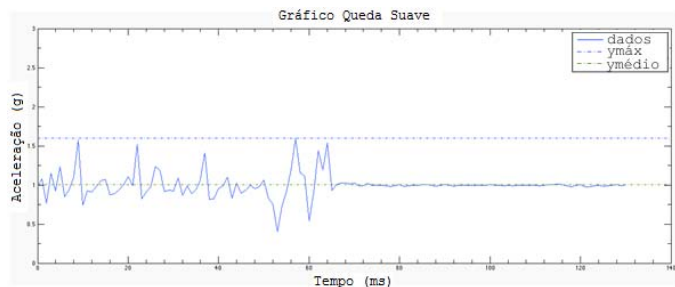


Figura 8. Aceleração do corpo andando e em queda suave.

Ao iniciar o aplicativo MonitoraSaúde, desenvolvido neste trabalho para o sistema operacional *Android*, uma das telas da Fig. 9 é apresentada ao usuário. O aplicativo tem um botão de emergência para pacientes que forem precisar de ajuda com urgência e não consegue realizar um uma ligação para o número de telefone previamente cadastrado no banco de dados.



(c)



(a)



(d)



(b)



(e)

Figura 9. Telas do Aplicativo MonitoraSaúde desenvolvido para plataforma *Android* e revelando as diferentes informações do indivíduo nas posições: sentado (a), deitado (b), andando (c), caindo (d) e em pé (e).

Quando os batimentos cardíacos estão acima de 150 BPM, o aplicativo envia um alerta via *sms* para o número cadastrado. Esse valor foi aleatoriamente escolhido com o objetivo apenas de apresentar a efetividade do aplicativo do sistema. A Fig. 10 apresenta o alerta enviado via *sms* caso os batimentos estejam elevados e a Fig. 11 apresenta o alerta via email de queda.

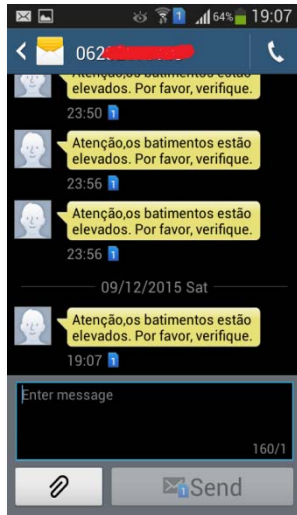


Figura 10. Tela identificando o alerta dos batimentos cardíacos do paciente via *sms*.

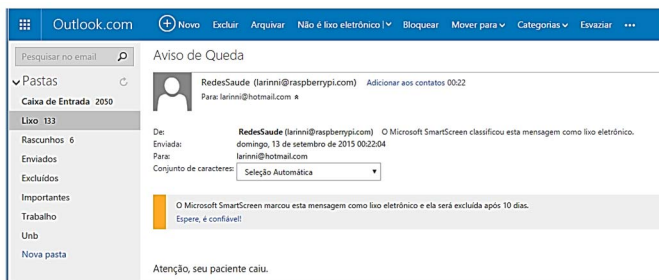


Figura 11. Tela identificando o recebimento do alerta da situação física do paciente por *email*.

#### IV. CONCLUSÃO

As quedas podem resultar em trauma físico e psicológico, especialmente para os idosos. A fim de melhorar a qualidade de vida desses pacientes, este trabalho apresentou o desenvolvimento de um sistema de detecção de queda e posicionamento corporal com um sistema de monitoramento da frequência cardíaca. Esse sistema consiste em um equipamento de detecção de quedas, um gateway para rede pública e privada, assim como uma estrutura de monitorização de pacientes em tempo real.

Foram realizadas 10 medições em cada uma das posições corporais. Detectou-se em 100% dos casos, diferenças entre as posições estáticas e dinâmicas. As quedas foram corretamente detectadas em 60% dos casos e outras atividades dinâmicas foram corretamente detectadas em 90% dos casos.

Desenvolveu-se um mecanismo de alerta utilizando padrões de comunicações via *sms*, ligação telefônica e email. Além disso, foi desenvolvido um aplicativo Android para facilitar o monitoramento dos pacientes, em qualquer ambiente hospitalar

e domiciliar.

Com a configuração do dispositivo de detecção foi possível a obtenção dos dados advindo dos acelerômetros e giroscópios para o gateway através da tecnologia *ZigBee*, que fez o processamento dos dados e os encaminhou para a nuvem. A posição atual do corpo do paciente e sensoriamento de temperatura são fornecidos através de uma plataforma web e aplicativo Android.

Concluímos que nossa proposta atual atingiu a meta de detecção de queda do paciente com monitoramento de temperatura corporal utilizando uma implementação orçamentária de baixo custo.

Como trabalhos futuros, pretende-se realizar um refino no algoritmo com o uso de outras técnicas de análise de dados. Também pretende-se realizar um estudo de caso em ambiente hospitalar, assim como aprimorar os dispositivos, softwares e algoritmos apresentados neste trabalho.

#### AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a Universidade de Brasília (UnB), o Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (PPGEE) e o Curso de Engenharia de Redes de Comunicação pelo acesso aos Laboratórios (Latitude e LabRedes) para realização deste trabalho.

#### REFERÊNCIAS

- [1] Baldoni, A., Pereira, L.(2011). O impacto do envelhecimento populacional brasileiro para o sistema de saúde sob a óptica da farmacoe epidemiologia: uma revisão narrativa.
- [2] Daniel B. Kaplan and Barbara J. Berkman. "Older People Living Alone". Disponível em: <http://www.msmanuals.com/home/older-people/E2%80%99s-health-issues/social-issues-affecting-older-people/older-people-living-alone>. Acesso em: 04/11/2016.
- [3] Oliveira, F.(2012). "Cresce o número de idosos morando sozinhos no Brasil". Disponível em: <http://jornalggn.com.br/blog/luisnassif/cresce-numero-de-idosos-morando-sozinhos-no-brasil>. Acesso em: 14/03/2015
- [4] Colon, L.N.V, DeLaHoz, Y., & Labrador, M.(2014). Human fall detection with smartphones.
- [5] Torres, R., et al.(2015). What if your floor could tell someone you fell? A device free fall detection method.
- [6] Lustrek, M., Kaluza, B.(2008). Fall Detection and Activity Recognition with Machine Learning.
- [7] CoolTerm. Disponível online em: <http://freeware.the-meiers.org/>
- [8] MatLab. Disponível em: <http://www.mathworks.com/>



**Larinni Malheiros** received her B.Sc. degree in 2015 and pursuing a master's degree in Electrical Engineering at the Universidade de Brasília (UnB). She has experience in programming languages, UML diagrams and Sensor and AdHoc Network. She is currently a Network Engineer at Telecomunicações Brasileiras (TeleBrás).



**Georges Daniel Amvame Nze** received his B.Sc., M.S. and Ph.D degrees in Electrical Engineering in 1999, 2000 and 2006, respectively from the Universidade de Brasília (UnB), Brazil. He has a great experience in Telecommunication Systems and acting on the following subjects: Sensor Networks for Biodevices, IoT, wireless security and Electromagnetic component Simulations. He is currently an Associate Professor at the Electrical Engineering Department (UnB) and researcher at LIS (*Laboratório de Informática na Saúde*) at the University of Brasilia at Gama.

**Leandro Xavier Cardoso** received his B.Sc. degree in Physics from the Universidade Federal de Goiás (2005) and Ph.D in Physics from Universidade Federal de Sergipe (2012). He has a great experience in Nuclear Medicine, Radionuclide impurity, Quality Control, dosimetry, radioactive materials, thermoluminescent and Cinetic parameters. He is currently an Associate Professor at the Electronical Engineering Department at the University of Brasilia at Gama.

