

Protótipo de aparelho para detecção de quedas em idosos

*Prototype system for detecting falls in elderly
persons*

*Prototipo de dispositivo para detectar caídas de
personas mayores*

Márcio Alexandre Marques
Guilherme Stenico de Campos
Augusto Voltaire do Nascimento

RESUMO: Foi construído um acessório vestível e um circuito externo com um alarme, para detectar de forma automática a queda de um idoso, e permitir, também, que ele utilize um botão de emergência em uma situação urgente. Caso uma queda ocorra, um alarme é disparado através de um *buzzer* e um *LED* é aceso. O dispositivo foi avaliado em quatro situações: queda, deambular, sentar e deitar, e teve êxito nos resultados em todos os casos avaliados. Já o botão de emergência, sempre que pressionado, acionou o *buzzer* e acendeu o *LED*. Conclui-se que o sistema de alerta implementado está com todos os seus parâmetros perfeitamente calibrados, é confiável, e funcionou para todas as situações analisadas, disparando o alarme apenas nas situações de queda, o que corrobora o fato de que essa tecnologia deve ser cada vez mais empregada no auxílio e na melhoria da qualidade de vida dos idosos.

Palavras-chave: Acidentes por quedas; Envelhecimento ativo; Sistema de alerta; Alarme.

ABSTRACT: *A wearable device and an external alarm circuit were constructed for automatic detection of falls in elderly persons, who could also use an emergency button when necessary. An alarm buzzer and an LED indicator are activated when a fall occurs. Evaluation of the system showed that it functioned successfully in four situations: fall, walking, sitting, and lying down. Whenever the emergency button was pressed, it activated the buzzer and the LED. The results demonstrated that the parameters of the alert system were perfectly calibrated, providing reliable operation under all the conditions tested, with the alarm only being activated when a fall occurred. Therefore, the developed technology is suitable for improving the quality of life of elderly persons.*

Keywords: *Accidents; Falls; Active aging; Alert system; Alarm.*

RESUMEN: *Se construyó un accesorio vestible y un circuito externo con alarma, para detectar de manera automática si una persona mayor se ha caído. Además, permite la utilización de un botón para situaciones de emergencia. Ante la eventualidad de que una persona se caiga, se acciona una alarma a través de un buzzer (zumbador) y se enciende un LED. El dispositivo fue evaluado en cuatro situaciones: en caso de caídas, al deambular, al sentarse y al acostarse, y obtuvo resultados exitosos en todos los casos. El botón de emergencia, todas las veces que se presionó, accionó el buzzer y encendió el LED. Podemos concluir, entonces, que el sistema de alerta implementado tiene todos sus parámetros perfectamente calibrados, es confiable, y funcionó en todas las situaciones analizadas. La alarma fue accionada solamente en casos de caída, lo que corrobora que esta tecnología se debe emplear cada vez más para auxiliar y mejorar la calidad de vida de las personas mayores.*

Palabras clave: *Accidentes por caída; Envejecimiento activo; Sistema de alerta; Alarma.*

Introdução

Sabe-se que a população mundial está envelhecendo, especialmente no Brasil ao se verificar que, em 2010, o país tinha 19 milhões de habitantes com mais de 60 anos de idade e, em 2021, esse número chegou a 30,3 milhões de pessoas, segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) (Agência Brasil, 2022). Segundo Cruz *et al.* (2020), a estrutura etária da população no mundo e no Brasil está sendo redesenhada, devido às alterações nos padrões demográficos e ao aumento da longevidade

(Organização Mundial de Saúde [OMS], 2015; Organização das Nações Unidas [ONU], 2018). Projeções do IBGE (2018) indicam que o percentual de pessoas com 65 anos ou mais poderá passar de 9,2% para 25,5% em 2060, ou seja, três em cada dez brasileiros serão idosos, enquanto os jovens de até 14 anos, no mesmo período, terão uma queda de 21,9% para 14,7% (Agência Brasil, 2022; Almeida, & Lima da Silva, 2021).

Esse aumento da expectativa de vida da população idosa ocorre por conta da melhora da qualidade de vida proporcionado pelos avanços na tecnologia e na medicina. Em termos práticos, de acordo com Gil (2019), esse prolongamento da esperança de vida vem fazendo com que os idosos continuem a realizar suas atividades, mas numa sociedade e em contextos muito diferentes daqueles em que exerceram sua atividade profissional.

Por outro lado, o envelhecimento da sociedade também se reflete na saúde pública, devido ao aumento de incidência de acidentes relacionados a essa faixa etária. Ao envelhecer, o corpo apresenta algumas alterações fisiológicas progressivas. Ishimoto (2010) afirma que o organismo passa a não se adaptar mais ao meio ambiente, ficando vulnerável, suscetível a doenças e até mesmo à morte. Um dos fatores mais afetados é o equilíbrio corporal, gerando quedas em muitos idosos.

A queda

De acordo com a Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia, SBGG (Buksman *et al.*, 2008), devido a sua natureza multifuncional e a sua frequência, as quedas e as consequentes lesões resultantes constituem um sério problema geriátrico com grande impacto social e, conseqüentemente, um dos maiores problemas de saúde pública. Pereira define queda como:

Deslocamento não intencional do corpo para um nível inferior à posição inicial com incapacidade de correção em tempo hábil, determinado por circunstâncias multifatoriais comprometendo a estabilidade (Pereira *et al.*, 2001).

Segundo Fumio (2001), há muitas formas de um indivíduo sofrer uma queda. Ela pode acontecer sem haver a interferência de uma força externa, quando o indivíduo simplesmente perde o equilíbrio ou o ponto de apoio e cai. Neste caso, a queda ocorre

devido a fatores intrínsecos, ou seja, às alterações próprias da idade no controle da postura e do andar (Barbosa, & Nascimento, 2001).

Em outros casos, uma força externa é exercida, desequilibrando a pessoa, como um empurrão, um escorregão ou um tropeço. Similarmente, a queda também pode acontecer quando o indivíduo está indo de um lugar mais alto para um mais baixo, ou ao contrário como, por exemplo, subir e descer escadas. Estes são fatores extrínsecos, pois estão relacionados ao ambiente onde vivem os idosos, e são responsáveis pela maior incidência das quedas (Barbosa, & Nascimento, 2001; Yuaso, & Sguizzatto, 1996).

Conforme Buarque *et al.* (2018), a queda ocupa o primeiro lugar entre os acidentes com idosos, e é considerada a terceira causa de mortalidade por questões externas. É um acidente sério e frequente em pessoas acima de 65 anos, sendo que a sua incidência nos idosos acima dos 75 anos é de 32 a 42% (Buksman *et al.*, 2008; Campbell *et al.*, 1990; Tinetti, & Speechley, 1989).

Já Ishimoto (2010) e Silva e Marinho (2018) relatam que uma queda pode trazer grande impacto para a vida de um idoso, provocando consequências graves como fraturas ósseas, tais como as de fêmur, hematoma subdural e traumatismo craniano, podendo causar incapacidade funcional ou até a morte. Como consequência, segundo Berndt *et al.* (2012), muitos idosos apresentam receios decorrentes de si mesmos ou do ambiente doméstico em que vivem, sendo que aproximadamente 50% deles sentem medo de sofrer uma queda. Por conta desse medo, os idosos passam a realizar menos atividades para reduzir os riscos de acidentes (Buarque *et al.*, 2018).

Conseqüentemente, as quedas podem ter efeitos diretos e/ou indiretos na saúde das pessoas, pois acarretam danos que podem piorar ou desencadear estados mórbidos (Jahana, & Diogo, 2007). Entretanto, apesar da diminuição da capacidade de movimentação e deteriorações físicas, atualmente cada vez mais idosos preferem continuar a ter uma vida independente, realizando suas atividades sozinhos e não mudando de suas casas. Nesse sentido, programas de prevenção de queda visam a melhorar a qualidade de vida do idoso, procurando diminuir a morbidade e a mortalidade acidental, bem como custos de tratamentos médicos e de Instituições de Longa Permanência para Idosos (ILPI) (Fuller, 2000; Pereira *et al.*, 2001).

Dispositivos de detecção de queda

Para que os idosos possam se manter independentes em suas vidas e realizar suas atividades de forma fácil, segura e mais confortável, muitos sistemas estão sendo criados para auxiliá-los. São tecnologias crescentes na atualidade, ligadas ao conceito de Internet das Coisas (*Internet of Things – IoT*). A Internet das Coisas conecta objetos a diferentes sensores, automatizando e integrando tudo, tornando, assim, a vida do ser humano mais eficiente (Rao, & Yellu, 2016).

Atualmente, existem muitas casas que já são inteligentes e não são focadas apenas no conforto, mas também no conceito de ambiente assistido, o qual colabora na autonomia e assistência de pessoas que apresentam alguma deficiência ou incapacidade. Na literatura, entre os dispositivos voltados para detectar queda, há diferentes tipos. Existem aqueles baseados em análise de imagens de vídeo, outros por sensor de pressão na superfície do chão e também os que fazem a medida da aceleração (Chen *et al.*, 2016). A maioria dos sistemas realiza a coleta de dados, processa e transmite esses dados para, então, alertar sobre uma queda. Todos esses dispositivos são sistemas de alerta de quedas e não foram desenvolvidos para evitarem as mesmas.

No mercado podem ser encontrados diferentes tipos de dispositivos voltados para detectar queda. Há sistemas que são montados no ambiente em que o idoso vive. A detecção ocorre a partir de sons captados por microfones instalados e/ou por sistemas de detecção de movimento, usando câmeras da Microsoft Kinect (Berndt *et al.*, 2012). Outros sistemas utilizam dispositivos com sensores usados pelos próprios idosos. São dispositivos “vestíveis”, podendo ter a forma de cintos, pulseiras ou ainda acoplados em relógios de pulso.

Um desses produtos “vestíveis” disponíveis no mercado é o chamado de Hip’Safe. É um sistema eletrônico na forma de cinto, composto por diversos tipos de acelerômetros e giroscópios capazes de monitorar os movimentos de um usuário. Ao detectar uma queda, por meio de um sensor de pressão com a superfície do chão, o cinto dispara *airbags* automaticamente, garantindo a proteção do quadril antes do impacto da pessoa com o solo (Helite, 2018). No mês de agosto de 2022, o acessório estava disponível no *site* da empresa pelo valor de € 749,00.

Já a fabricante Apple possui um dispositivo na forma de um relógio inteligente capaz de detectar uma queda (Apple Watch). Ele agrega um acelerômetro e um giroscópio,

que, ao detectar uma queda, verifica se a pessoa permanece imóvel por mais de um minuto e, neste caso, executa uma chamada de emergência (Verger, 2018). O relógio pode ser comprado nas lojas físicas da Apple nos Estados Unidos da América (EUA) por US\$ 499,00 e no Brasil por R\$ 6.159,00, cujos preços foram consultados em agosto de 2022.

Justificativa e objetivos

Diante desse contexto, da relevância do tema, e de seu impacto social, o objetivo deste trabalho é construir, validar a confiabilidade e a funcionalidade de um sistema de alerta, cujo dispositivo “vestível” seja capaz de detectar de forma automática a queda de um idoso e não a impedir. Esse dispositivo permite, ainda, que o idoso utilize um botão de emergência no caso de alguma necessidade ou urgência. O diferencial do modelo de dispositivo aqui proposto, refere-se ao baixo custo do equipamento e a presença do botão de emergência, que pode ser facilmente pressionado, disparando um alarme para que uma pessoa que esteja nas mesmas dependências físicas possa auxiliar o idoso em atividades tais como: levantar-se da cama, ir ao banheiro, ou solicitar ajuda para qualquer outra eventualidade. Desde que alguém passe a auxiliá-lo, isso representa uma segurança a mais para ele, para sua saúde e seu bem-estar, podendo até evitar uma queda, caso ele realizasse essas tarefas sozinho.

Métodos

Trata-se de uma pesquisa aplicada, cuja parte experimental visa a desenvolver um protótipo de dispositivo para detecção de uma queda que possa ser sofrida por um idoso. Nesta fase da pesquisa, durante os testes experimentais, não foram levadas em conta as condições climáticas ou mesmo as características do indivíduo que utilizou o equipamento, como, por exemplo, sua altura, seu peso, sua idade, e seu sexo. Isso se justifica porque, nessa fase da pesquisa, esses parâmetros não interferem nos resultados obtidos para a calibração e desenvolvimento do dispositivo. Durante a fase de construção do aparelho, todos os componentes foram escolhidos de acordo com seu custo e levando-se em consideração, também, os componentes empregados em outros dispositivos já disponíveis no mercado.

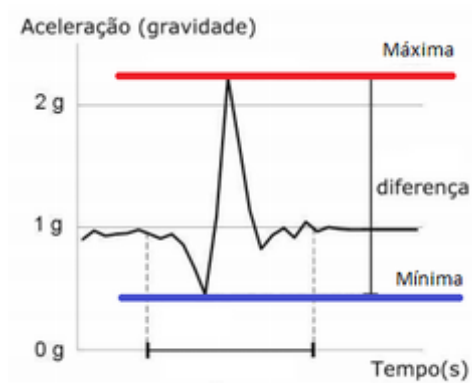
Algoritmo para detectar queda

Para que um dispositivo possa detectar uma queda, este deve apresentar algoritmos capazes de determinar se um evento é ou não considerado uma queda. Esses algoritmos são, então, implementados na forma de programas que utilizam os dados capturados por sensores, no caso acelerômetros e giroscópios, para monitorar as acelerações de todos os movimentos do usuário e determinar quando há a ocorrência de uma queda, e assim, realizar as ações necessárias.

Esses sensores são conhecidos como sensores inerciais, pois captam o comportamento de objetos ligados a eles no espaço. São muito utilizados em *smartphones*, dispositivos “vestíveis”, controles remotos e robôs, para monitorar a mudança do estado inercial de um sistema, apresentando as variações de velocidade e aceleração de um corpo. Formados por transdutores mecânicos microusinados a um circuito integrado, esses dispositivos apresentam em suas saídas sinais elétricos analógicos correspondentes à força aplicada ao sensor. Alguns sensores, com circuitos mais avançados, podem realizar também o processamento de dados internamente, tratando o sinal aferido, digitalizando-o e filtrando-o (Torres, 2014).

Assim, considerando que as atividades normais de um idoso apresentam uma magnitude de aceleração baixa, no caso de ele perder o equilíbrio, o valor da aceleração se modifica, o que justifica a utilização de acelerômetros e giroscópios. Ao cair, primeiramente, a aceleração do corpo é similar à da gravidade (queda livre). Em seguida, ocorre um impacto com o solo, havendo um pico de aceleração contrária com duração característica. Por fim, ocorre um estado de repouso (Oporto, & Vilcahuaman, 2017). Dessa forma, se todos esses passos forem detectados por um dado dispositivo, este poderá classificar tais movimentos como uma queda.

Um algoritmo foi, então, elaborado neste estudo para detectar uma queda através dos limites máximos e mínimos da aceleração. Neste caso, considera-se que o usuário sofreu uma queda, caso o módulo do vetor da aceleração tenha atingido limites máximos e mínimos em um determinado período, conforme mostra a Figura 1 (Piva *et al.*, 2014).

Figura 1. Limites máximos e mínimos para detecção de uma queda

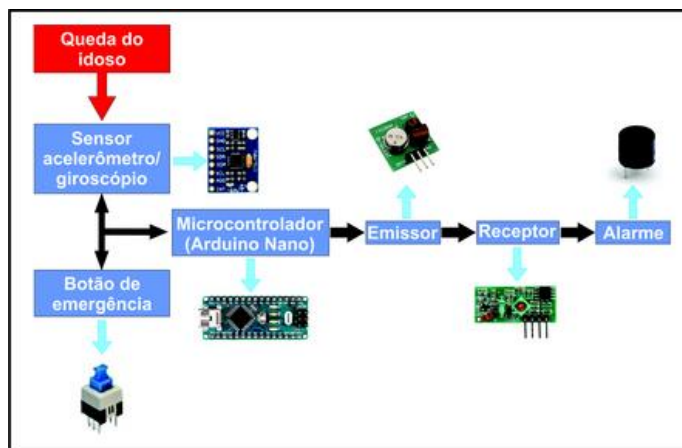
Fonte: Adaptado de Piva *et al.* (2014)

Sistema implementado

O sistema implementado conta com dois circuitos: o primeiro é um dispositivo que foi construído e que será utilizado pelo idoso (acessório “vestível”), o qual é formado pelo detector de quedas com o botão de emergência; e o outro é o circuito externo cujos componentes foram montados em uma *protoboard* e contém o circuito para o disparo do alarme.

O acessório “vestível” é composto por um sensor do tipo acelerômetro/giroscópio, um microcontrolador, um botão de emergência, uma bateria e um transmissor de sinal. O circuito externo (sistema de alarme) é formado por um receptor de sinal, um circuito de adequação de sinal, um *buzzer* e uma fonte. O esquema do sistema implementado pode ser visto na Figura 2.

Figura 2. Esquema do sistema implementado e seus componentes



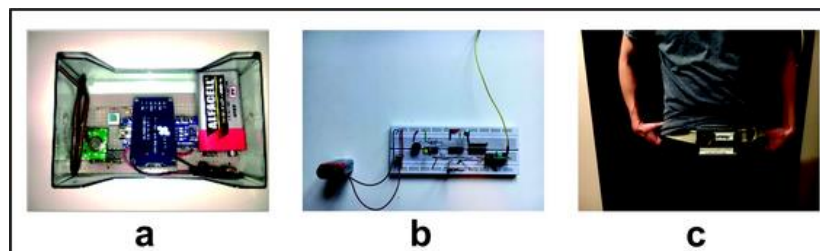
Fonte: Autores

O sistema implementado (acessório “vestível” e o circuito externo), foi construído com componentes de baixo custo e cujos valores são apresentados na Tabela 1. Eles foram obtidos no *site* do Mercado Livre e para os valores cotados em dólar, utilizou-se a cotação do dia 16/08/2022.

Componente	Valor em US\$	Valor em R\$
Arduino Nano	11,06	56,99
MPU-6050	4,66	24,00
Adaptador de cartão MicroSD	2,71	13,99
Transmissor MX-FS-03V + Receptor MX-05V + HT12E + HT12D	6,79	35,00
Baterias de 9 V (1)	1,36	7,00
Baterias de 9 V (2)	1,36	7,00
Regulador de Tensão 7805	0,44	2,29
<i>Push-Button</i> de 6 pinos	0,50	2,58
<i>Buzzer</i> de 5V	0,77	3,99
<i>Protoboard</i> 830 furos + <i>Kit 65 Jumpers</i>	5,81	29,99
Total	35,46	182,83

O circuito detector de queda com botão de emergência apresenta como componentes o Arduino Nano, o sensor MPU-6050, o codificador HT12E, o transmissor MX-FS-03V, o leitor de cartão de memória microSD, o botão e a bateria de 9V (Figura 3a). O botão e o sensor MPU-6050 são considerados sinais de entrada no Arduino. A partir desses sinais, o algoritmo no Arduino decide se o alarme será ou não disparado, enviando um sinal de saída por uma porta digital para a entrada do codificador HT12E que transmite o sinal pelo transmissor MX-FS-03V.

Figura 3. a) Circuito detector de quedas. b) Circuito de disparo do alarme. c) Usuário com o dispositivo acoplado na cintura (acessório “vestível”)



Fonte: Autores

Já o circuito externo para o disparo do alarme agrega, como componentes, o receptor MX-05V, o decodificador HT12D, a bateria de 9V com o regulador de tensão, um circuito de controle e o *buzzer*. O receptor MX-05V recebe o sinal transmitido pelo transmissor MX-FS-03V que é decodificado em HT12D. Esse sinal é enviado para um circuito de controle composto por várias portas lógicas, melhorando o sinal responsável por acionar ou não o *buzzer* (campainha). Um diodo emissor de luz (*LED - light-emitting diode*) também foi incluído nesse circuito que irá acender quando o *buzzer* for disparado e ajudará a visualizar quando o alarme for ativado. Todos esses componentes foram montados em uma *proto-board*, conforme mostrado na Figura 3b.

Por fim, a Figura 3c mostra um usuário com o dispositivo acoplado na cintura. Optou-se pelo uso deste acessório “vestível” na forma de cinto, pois, desse modo, foi possível adicionar à caixa de acrílico um cinto para que o usuário pudesse prender à sua cintura e, assim, analisar as seguintes situações: o comportamento do usuário ao cair, ao deambular, ao sentar e ao deitar. Como se trata de um protótipo para verificar o funcionamento do acessório “vestível” e do circuito externo, não se levou em consideração testes específicos de usabilidade, apenas testes para analisar o

comportamento dos sinais dos dispositivos para quatro situações: queda, deambular, sentar e deitar.

Software para aquisição dos dados

Após a construção do sistema, um *software* foi implementado para que o sensor MPU-6050 trabalhe junto ao Arduino Nano, captando e informando os valores do acelerômetro e do giroscópio a cada 100 milissegundos. Dessa forma, o comportamento dos sinais do sensor MPU-6050 pode ser analisado quando da utilização do acessório pelo usuário em diferentes atividades, verificando, assim, a existência de padrões nesses sinais.

No início do programa, alguns parâmetros e registradores foram ajustados manualmente para que o sensor inicie a comunicação e configure a sensibilidade do acelerômetro/giroscópio. Para obtenção e análise dos dados, o *software* realiza a medida das acelerações nos três eixos, A_x , A_y e A_z , e também do módulo da aceleração Acc de acordo com a Equação 1. Essas variáveis foram medidas em m/s^2 ($1g = 9,81 m/s^2$).

$$Acc = \sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2} \quad (1)$$

Onde:

A_x = Aceleração no eixo x

A_y = Aceleração no eixo y

A_z = Aceleração no eixo z

Além disso, a diferença angular do vetor da aceleração medida com um vetor de aceleração de referência também foi calculada, como mostrado na Equação 2.

$$A.B = |A| \cdot |B| \cdot \cos\theta \quad (2)$$

Onde:

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{|A| \cdot |B|}{A.B} \right)$$

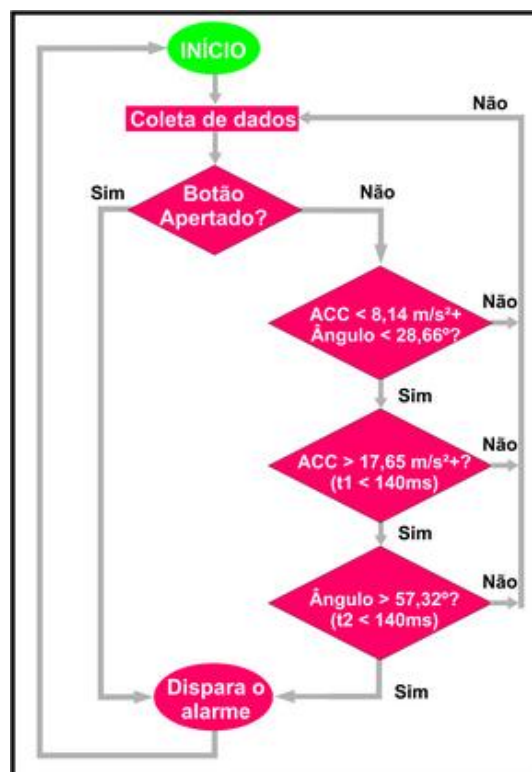
$A = (A_x, A_y, A_z)$ = Aceleração medida (m/s^2)

$B = (B_x, B_y, B_z)$ = Aceleração de referência (m/s^2)

Para o vetor de aceleração de referência, escolheu-se o valor da aceleração quando o usuário está em pé, ou seja, quando a aceleração do sensor MPU-6050 apresenta valores (0 m/s^2 , 0 m/s^2 , $9,81 \text{ m/s}^2$), e o eixo Z está perpendicular à superfície sofrendo a força da gravidade. A diferença angular entre essas acelerações foi então convertida em graus.

O fluxograma da Figura 4 mostra o algoritmo do sistema completo implementado. Quando o dispositivo estiver ligado, o *LED* acenderá e o programa inicia a coleta dos dados verificando, inicialmente, se o usuário apertou o botão de emergência. Se o botão tiver sido pressionado, o alarme já é disparado. Caso contrário, o *software* analisa os valores das variáveis do módulo de aceleração e da diferença angular, e se uma sequência de três condições acontecer em um determinado tempo, a queda é detectada e o alarme também é disparado.

Figura 4. Fluxograma do algoritmo do sistema completo implementado



Fonte: Autores

Resultados e Discussão

Com o sistema finalizado e o *software* implementado, os testes descritos a seguir foram realizados para, inicialmente, calibrar manualmente os parâmetros. Posteriormente, outros testes foram realizados para validar a confiabilidade e a funcionalidade do dispositivo em situações de queda, deambular, sentar e deitar.

Análise dos Dados – Comportamento do MPU-6050

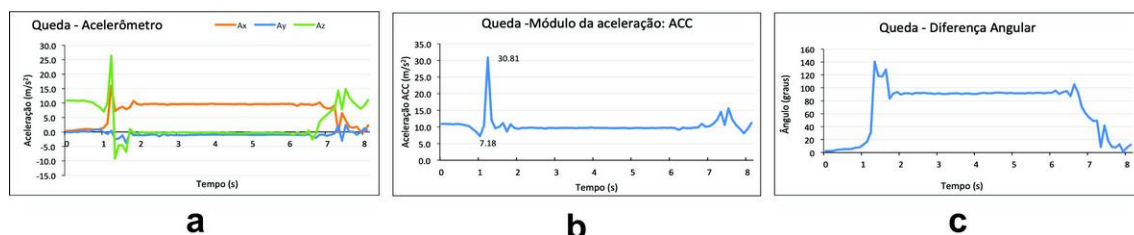
O *software* implementado, permite que os dados vindos do sensor MPU-6050 sejam gravados em um cartão de memória para posterior análise. O comportamento dos sinais do sensor foi, então, avaliado, analisando-se quatro situações: queda, deambular, sentar e deitar. Cada uma dessas situações de movimento foi executada e os valores do acelerômetro foram captados e os padrões puderam ser apresentados em forma de gráficos e analisados pelo *software* para definir se houve ou não uma queda.

Situação 1: Queda

Analisou-se o comportamento dos sinais em uma queda. Foi realizada a simulação dessa situação, ou seja, o usuário ficou em pé em uma posição vertical, e se jogou de costas sobre um colchão, de modo a finalizar seu movimento deitado no colchão. Após aproximadamente 5s deitado, o usuário levantou-se.

A execução desse movimento permitiu que os valores do acelerômetro fossem captados e os padrões apresentados em forma de gráficos e valores, os quais foram, então, analisados pelo *software* para definir se houve ou não a queda (Figura 5).

Figura 5. Queda: a) valores do acelerômetro; b) módulo da aceleração e c) diferença angular



Fonte: Autores

Neste caso de queda, pode-se observar uma alteração brusca e rápida nos valores da aceleração nos três eixos entre $t = 1$ s até $t = 2$ s (Figura 5a). Antes da queda, o usuário estava em pé, logo o eixo **Z** do sensor estava perpendicular ao chão, apresentando uma aceleração próxima a $9,81 \text{ m/s}^2$, referente a força da gravidade, enquanto os eixos **X** e **Y** apresentavam uma aceleração próxima a 0 m/s^2 . Depois da queda, a posição do sensor se modificou e o eixo **X** passou a ficar perpendicular ao chão. Logo, o eixo **X** apresentou uma aceleração próxima a $9,81 \text{ m/s}^2$, enquanto **Y** e **Z** próximos a 0 m/s^2 . Após $t = 6$ s, o usuário levantou-se, voltando a posição original. Pode-se verificar no gráfico da Figura 5a que a alteração da aceleração nos três eixos ao se levantar não foi tão grande como na queda, o que mostra que o usuário não se abaixou, mas sim que sofreu uma queda.

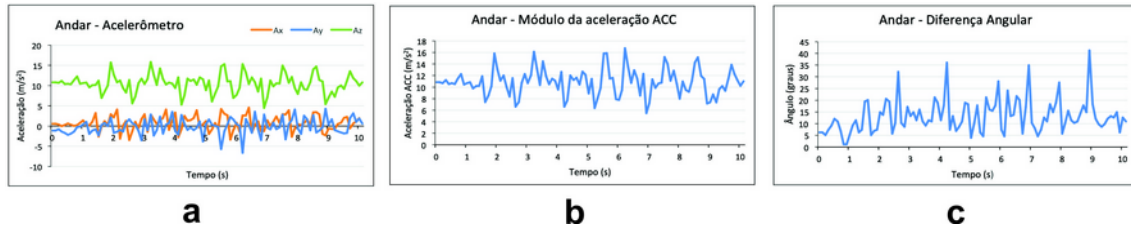
Para o módulo da aceleração ACC (Figura 5b), antes da queda o valor estava próximo de $9,81 \text{ m/s}^2$. Ao cair, primeiro o módulo da aceleração apresentou um pico para baixo de $7,18 \text{ m/s}^2$ em $t = 1$ s, e na sequência, em menos de $0,5$ s, um pico para cima de $30,81 \text{ m/s}^2$, voltando ao valor próximo de $9,81 \text{ m/s}^2$ após a queda ($t = 2$ s). Ao levantar-se ($t = 7$ s), uma variação de ACC também aconteceu, porém de menor intensidade.

Já para a diferença angular antes da queda quando o usuário se encontrava de pé, o vetor de aceleração era próximo ao da referência, apresentando uma diferença angular quase zero (Figura 5c). Após a queda, com o usuário na horizontal, a diferença angular chegou a aproximadamente 90° (Figura 5c). Ao se levantar ($t = 7$ s), a diferença angular voltou a ficar próxima de zero, comprovando a queda do usuário e não caracterizando que o usuário apenas se abaixou.

Situação 2: Deambular

Agora o comportamento de um usuário ao deambular foi avaliado. Da mesma forma que no teste da **situação 1**, o comportamento da aceleração nos três eixos, o módulo da aceleração ACC e a diferença angular do indivíduo em uma caminhada durante um período de 10s foi analisada e os padrões apresentados avaliados pelo *software* (Figura 6).

Figura 6. Deambular: a) valores do acelerômetro; b) módulo da aceleração e c) diferença angular



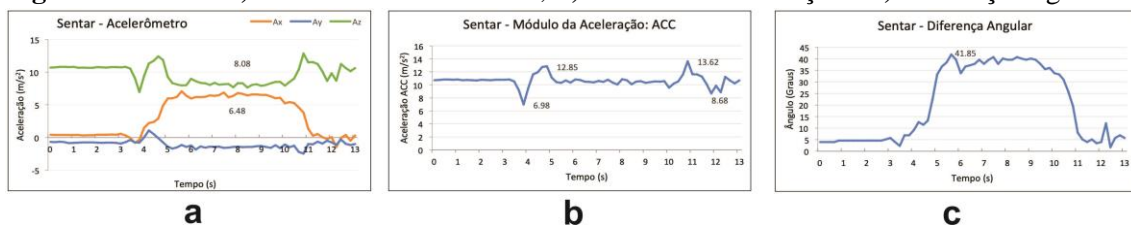
Fonte: Autores

Observa-se que nesta situação as acelerações nos 3 eixos não apresentam picos tão altos como no caso da queda. Por estar em movimento, as acelerações ficaram variando. No eixo **Z**, a aceleração variou entre 15 m/s^2 e 5 m/s^2 , já nos eixos **X** e **Y**, ficou variando na faixa de 5 m/s^2 e -5 m/s^2 (Figura 6a). O mesmo aconteceu com o módulo da aceleração que variou entre uma aceleração máxima de aproximadamente 16 m/s^2 e mínima próxima a 6 m/s^2 (Figura 6b). Além disso, como o usuário ficou só na posição em pé quando estava andando, a diferença angular com o vetor de referência apresentou um valor baixo, menor que 42° (Figura 6c).

Situação 3: Sentar

Nesta situação, analisou-se o movimento de um usuário ao se sentar. Analogamente à situação 2, o comportamento das variáveis aceleração, módulo da aceleração e diferença angular quando o usuário se senta em uma cadeira e permanece sentado por 5 s, e em seguida, se levanta, também foi testado. A Figura 7, apresenta os gráficos com os valores do acelerômetro que também foram analisados pelo *software*.

Figura 7. Sentar: a) valores do acelerômetro; b) módulo da aceleração e c) diferença angular



Fonte: Autores

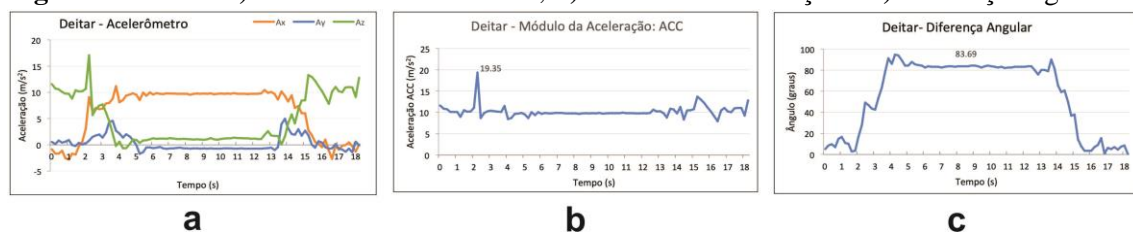
Neste caso, a variação dos valores das acelerações no ato de se sentar ($t = 3,5$ s) e se levantar ($t = 10$ s) não é tão acentuada e rápida como na queda, como mostra a Figura 7a. Isso foi observado no módulo da aceleração que apresentou variações que vão de $6,98$ m/s^2 a $12,85$ m/s^2 em um período maior do que 1 s (Figura 7b). Pode-se observar também na Figura 7a que, quando o usuário está em uma posição sentada, o sensor na cintura fica inclinado; assim, a força da gravidade atua em mais de um eixo ao mesmo tempo, apresentando valores de $6,48$ m/s^2 e $8,08$ m/s^2 , respectivamente, nos eixos **X** e **Z**.

Com relação à diferença angular, pode-se observar na Figura 7c que, no início, o usuário estava de pé e, conseqüentemente, a diferença angular estava próxima a zero grau. Ao se sentar, em aproximadamente $t = 5$ s, o sensor inclinou-se e apresentou uma diferença angular de 42° com relação ao valor de referência. Ao se levantar, a diferença angular voltou a ficar próxima a zero grau (Figura 7c).

Situação 4: Deitar

Da mesma forma, nesta última situação avaliada, os valores do acelerômetro foram coletados e analisados quando o indivíduo se deita em uma cama, permanece por 5s deitado e se levanta novamente (Figura 8).

Figura 8. Deitar: a) valores do acelerômetro; b) módulo da aceleração e c) diferença angular



Fonte: Autores

Nesta situação, a Figura 8a mostra que os valores das acelerações são semelhantes aos de uma queda; porém suas alterações entre $t = 2$ s e $t = 3$ s quando o usuário se deita não são tão grandes e demoram mais para se estabilizarem quando comparadas às de uma queda.

Observando a Figura 8b, pode-se notar que não houve o pico para baixo no módulo da aceleração, como o que ocorreu na queda (Figura 5b), apenas um pico

positivo de $19,35 \text{ m/s}^2$. Comparado com o valor máximo de $30,81 \text{ m/s}^2$ da queda, esse valor é bem menor quando o usuário se deita.

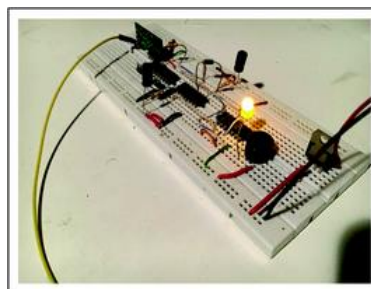
Já a diferença angular ao deitar apresenta uma situação semelhante ao da queda. Antes de deitar, o usuário estava de pé, logo o vetor de aceleração estava próximo ao da referência, apresentando uma diferença angular próxima a zero. Após se deitar, o usuário fica na horizontal, com uma diferença angular de aproximadamente 84° . E ao se levantar, a diferença angular volta a ficar perto de zero (Figura 8c).

Testes dos sinais e do botão de emergência

Para avaliar a transmissão do sinal do botão de emergência, testou-se o dispositivo com uma pequena distância entre os circuitos, ou seja, no mesmo cômodo de uma residência. Inicialmente esse botão, que se encontra no circuito detector de queda, foi pressionado diversas vezes, sempre disparando o *buzzer* do circuito externo de alarme e acendendo o *LED* (Figura 9) sem nenhuma falha na transmissão do sinal. Para determinar a distância máxima possível entre os circuitos, de tal forma que não houvesse falha na transmissão dos sinais, aumentou-se gradualmente a distância, testando o botão de emergência em diferentes cômodos da casa.

Observou-se que não houve problemas relacionados à distância entre o transmissor e o receptor para distâncias menores do que 15 m, mostrando que o dispositivo funcionou perfeitamente, mesmo quando o usuário se encontrava distante do circuito externo de alarme. Esse teste demonstra que o sensor e o transmissor podem estar em diferentes cômodos da residência e mesmo assim o dispositivo irá funcionar. Para comprovar esse resultado, o teste foi repetido mais 20 vezes, sempre disparando o *buzzer* do circuito externo e acendendo o *LED*. Entretanto, para mais de 15 m, a transmissão começou a falhar, havendo atrasos e interrupção do sinal.

Figura 9. *LED* aceso no circuito de alarme



Fonte: Autores

Validação do protótipo

Com o protótipo do aparelho construído, os circuitos montados e o *software* implementado para aquisição dos dados, outros testes foram realizados para validar o sistema. As 4 situações descritas anteriormente foram testadas e avaliadas diversas vezes.

A Tabela 2 apresenta os resultados de 20 testes realizados, mostrando os valores máximos do módulo de aceleração e os valores da aceleração nos eixos correspondentes a este módulo, assim como a diferença angular máxima. Também podemos verificar se houve ou não o disparo do alarme ao realizar atividades como sentar, deambular ou deitar. Os resultados mostram que o sistema disparou o alarme apenas nos casos de queda, comprovando que ele está calibrado e funcionando como esperado.

Tabela 2. Testes para validação do sistema

Teste	Tipo	ACC máx. (m/s ²)	Ax (m/s ²)	Ay (m/s ²)	Az (m/s ²)	Diferença Angular (graus)	Alertou a queda?
1	Queda	30,15	26,21	0,66	14,88	108,9°	SIM
2	Queda	27,35	-16,06	6,05	-21,29	100,3°	SIM
3	Queda	18,69	14,19	0,85	-12,12	103,18°	SIM
4	Queda	20,82	16,16	-2,12	12,96	102,03°	SIM
5	Queda	22,94	15,48	-2,46	16,75	120,38°	SIM
6	Andar	15,84	0,28	2,09	15,70	7,45°	NÃO
7	Andar	16,11	-1,40	2,84	15,80	11,46°	NÃO
8	Andar	14,47	0,50	2,30	14,28	9,17°	NÃO
9	Andar	15,83	-0,65	-5,71	14,76	21,21°	NÃO
10	Andar	15,19	3,39	-1,59	14,72	14,33°	NÃO
11	Sentar	13,40	2,38	-0,91	13,15	51,02°	NÃO
12	Sentar	12,13	3,23	-1,02	11,64	51,59°	NÃO
13	Sentar	12,75	3,99	-0,55	12,09	45,85°	NÃO
14	Sentar	13,98	2,44	-0,60	13,74	39,55°	NÃO
15	Sentar	13,05	3,27	-1,02	12,58	36,11°	NÃO
16	Deitar	16,36	-4,38	-7,49	13,86	98,59°	NÃO
17	Deitar	12,97	6,43	0,74	11,23	91,14°	NÃO
18	Deitar	12,93	1,79	-0,84	13,08	106,05°	NÃO
19	Deitar	17,17	7,71	4,99	14,51	102,03°	NÃO
20	Deitar	14,72	-8,34	0,28	12,12	94,58°	NÃO

Fonte: Autores

Conclusão

Foi construído um dispositivo de baixo custo (aproximadamente R\$ 183,00) que contempla dois circuitos, um contendo o botão de emergência e o sensor acelerômetro/giroscópio na forma de cinto, e o outro formado pelo alarme com um *buzzer*. Um *software* foi implementado e ele é capaz de detectar de forma automática a queda de um usuário com precisão e eficiência, por meio da análise em conjunto das acelerações, do módulo da aceleração e da diferença angular.

Todos os parâmetros foram inicialmente calibrados manualmente e em seguida, através dos testes realizados, os resultados mostraram que o sistema é confiável e funcionou para todas as situações analisadas (queda, deambular, sentar e deitar), disparando o alarme apenas nas situações de queda. A inclusão do botão de emergência no acessório “vestível” é um diferencial desse sistema, sendo muito útil para ser usado em situações que o usuário necessita de um auxílio, como por exemplo, levantar da cama, tomar um remédio ou até mesmo ir ao banheiro. Comprovou-se que ele também é muito eficiente, pois, funcionou em todos os testes realizados, sem falhas na transmissão do sinal para uma distância de até 15 m do circuito externo de alarme.

Considerando que a queda é uma das principais causas de complicações da população senil, a implementação do dispositivo aqui apresentado, mostrou que o uso da tecnologia deve ser cada vez mais empregada no auxílio e na melhoria da qualidade de vida dos idosos, ajudando-os em situações emergenciais ou do seu cotidiano. Ele foi construído para alertar pessoas que estão em outros ambientes que não o mesmo do usuário sobre possíveis quedas ou emergências. O dispositivo também pode auxiliar o usuário que necessita de algum suporte como, por exemplo, para levantar-se da cama, o que para alguém que tenha comorbidades de locomoção pode contribuir para evitar quedas, e conseqüentemente, diminuir as possibilidades de danos físicos causados por uma queda.

Pretende-se, em trabalhos futuros, melhorar o dimensionamento do circuito, escolher componentes menores e usar circuito impresso para construir o dispositivo, além de realizar testes de usabilidade e de funcionamento com um grupo de idosos.

Referências

Agência Brasil. (2022). *Avanço da medicina e hábito saudável permitem vida mais longa a idosos: em 2060, três em cada dez brasileiros serão idosos*. Rio de Janeiro, RJ: Agência Brasil. Recuperado em 14 março, 2022, de: <https://agenciabrasil.ebc.com.br/saude/noticia/2022-04/avanco-da-medicina-e-habito-saudavel-permitem-vida-mais-longa-idosos#>.

Almeida, E. B., & Lima da Silva, T. B. (2021). Idosos ativos e empoderamento: Relato de experiência sobre as atividades realizadas pelo grupo Trabalho 60+. *Revista Kairós-Gerontologia*, 24 (Número especial 29, “Transdisciplinaridade: um modelo de trabalho em Gerontologia”, 5-28. ISSNprint 1516-2567. ISSNNe 2176-901X. São Paulo (SP), Brasil: FACHS/NEPE/PUC-SP. Recuperado em 13 dezembro, 2021, de: https://www.researchgate.net/publication/354076483_Idosos_ativos_e_empoderamento_Relato_de_experiencia_sobre_as_atividades_realizadas_pelo_grupo_Trabalho_60.

Barbosa, M. L. J., & Nascimento, E. F. A. (2001). Incidência de internações de idosos por motivo de quedas, em um hospital geral de Taubaté. *Rev Biociênc.*, 7(1), 35–42. Recuperado em 14 dezembro, 2021, de: <http://periodicos.unitau.br/ojs/index.php/biociencias/article/view/76/53>.

Berndt, R. D., Takenga, M. C., Kuehn, S., Preik, P., Berndt, S., Brandstoeffer, M., Planinc, R., & Kampel, M. (2012). An assisted living system for the elderly - Fearless concept. In *International Conference e-Health (IADIS)*, 131–138. Lisboa, Portugal: IADIS Press. ISBN: 978-972-8939-70-0.

Buarque, G. L. A., Gomes, N. de P. C. P., Neto, J. S. de L., & Fittipaldi, E. O. da S. (2018). Fatores associados ao evento queda em idosos assistidos pela Estratégia de Saúde da Família: Um estudo comparativo. *Revista Kairós-Gerontologia*, 21(1), 443-460. ISSNNe 2176-901X. São Paulo (SP), Brasil: FACHS/NEPE/PEPGG/PUC-SP.

Buksman, S., Vilela, A. L. S., Pereira, S. R. M., Lino, V. S., & Santos, V. H. (2008). Quedas em Idosos: prevenção. *Associação Médica Brasileira e Conselho Federal de Medicina*. 1–10. Recuperado em 13 dezembro, 2021, de: <https://www.saudedireta.com.br/docsupload/1331321371082.pdf>.

Campbell, A. J., Borrie, M. J., Spears, G. F., Jackson, S. L., Brown, J. S., & Fitzgerald, J. L. (1990). Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study. *Age Ageing*, 19(2), 136–141. Recuperado em 13 janeiro, 2022, de: <https://doi.org/10.1093/ageing/19.2.136>.

Chen, K., Chen, Y., Sun, Y., & Liu, J. (2016). A system of fall detection using a wearable device based on bluetooth communication. In: *13th IEEE International Conference on Solid-State and Integrated Circuit Technology (ICSICT)*, 382-384. Hangzhou, China: IEEE Press. Recuperado em 13 dezembro, 2021, de: DOI: 10.1109/ICSICT.2016.7998928.

Cruz, P. K. R., Vieira, M. A., Carneiro, J. A., Costa, F. M. da, & Caldeira, A. P. (2020). Difficulties of access to health services among non-institutionalized older adults: prevalence and associated factors. *Rev. Bras. Geriatr. e Gerontol.*, 23(6), 1–13. Recuperado em 13 dezembro, 2021, de: <https://doi.org/10.1590/1981-22562020023.190113>.

Fuller, G. F. (2000). Falls in the elderly. *Am. Fam. Physician*, 61(7), 2159–2168. Recuperado em 13 janeiro, 2022, de: <https://www.aafp.org/afp/2000/0401/p2159.html>.
Fumio, E. (2001). Causes of Falls in the Elderly. *JMAJ*, 44(7), 299–305. Recuperado em 14 dezembro, 2021, de: https://www.med.or.jp/english/pdf/2001_07/299_305.pdf.

Gil, H. T. (2019). Aprendizagem ao longo da vida e capacitação digital dos adultos idosos. *Rev. Bras. Ciências do Envelhec. Hum.*, 16(3), 125–142. Recuperado em 13 dezembro, 2021, de: <http://seer.upf.br/index.php/rbceh/article/view/10258>.

Helite. (2018). *Hip'safe Airbag for seniors*. Recuperado em 14 dezembro, 2021, de: <https://en.helite.com/hipguard/>.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE). (2018). *Projeção da População 2018: número de habitantes do país deve parar de crescer em 2047*. Rio de Janeiro, RJ: IBGE. Recuperado em 10 dezembro, 2021, de: <https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-sala-de-imprensa/2013-agencia-de-noticias/releases/21837-projecao-da-populacao-2018-numero-de-habitantes-do-pais-deve-parar-de-crescer-em-2047>.

Ishimoto, T. (2010). *Queda nos idosos. Módulo de Casos Complexos - Caso 2*. Recuperado em 13 dezembro, 2021, de: https://www.unasus.unifesp.br/biblioteca_virtual/esf/1/casos_complexos/Caso_2.pdf.

Jahana, K. O., & Diogo, M. J. D. (2007). Quedas em idosos: principais causas e conseqüências. *Saúde Coletiva*, 4(17), 148–153. Recuperado em 13 janeiro, 2022, de: <https://www.nescon.medicina.ufmg.br/biblioteca/imagem/1981.pdf>.

Oporto, E., & Vilcahuaman, L. A. (2017). Fall detection system for elderly by MEMS accelerometer and SMS alert. In: *VII Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2016*, 114-117. Bucaramanga, Santander/Colombia: Springer. Recuperado em 13 dezembro, 2021, de: https://doi.org/10.1007/978-981-10-4086-3_29.

Organização Mundial de Saúde. (2015). *Relatório mundial de envelhecimento e saúde*. OMS. Recuperado em 13 dezembro, 2021, de: <https://sbgg.org.br/oms-divulga-relatorio-sobre-envelhecimento-e-saude/>.

Organização das Nações Unidas. (2018). *Demografia econômica e envelhecimento Populacional*. ONU. Recuperado em 13 dezembro, 2021, de: <https://brasil.un.org/pt-br/80781-demografia-economica-e-envelhecimento-populacional-no-brasil-e-tema-de-seminario-no-df>.

Pereira, S. R. M., Buksman, S., Perracini, M., Py, L., Barreto, K. M. L., & Leite, V. M. M. (2001). Quedas em idosos. *Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia*. Recuperado em 14 dezembro, 2021, de: https://www.bibliomed.com.br/diretrizes/pdf/quedas_idosos.pdf.

Piva, L., Ferreira, A., Andrade, R., & Braga, R. (2014). fAlert: Um sistema android para monitoramento de quedas em pessoas com cuidados especiais. In *Anais Estendidos do XX Simpósio Brasileiro de Sistemas Multimídia e Web*, 74-77. Porto Alegre, RS: SBC. Recuperado em 14 dezembro, 2021, de: https://sol.sbc.org.br/index.php/webmedia_estendido/article/view/4935/4841.

Rao, T. V. N., & Yellu, K. R. (2016). Automatic Safety Home Bell System with Message Enabled Features. *International Journal of Science, Engineering and Computer Technology*, 6(12), 410-413. Recuperado em 13 janeiro, 2022, de: <https://ijcset.net/docs/Volumes/volume6issue12/ijcset2016061203.pdf>.

Silva, E. R. R., & Marinho, D. F. (2018). Perfil epidemiológico de idosos com fratura proximal de fêmur atendidos no Hospital Regional do Baixo Amazonas, Santarém, PA, Brasil. *Revista Kairós-Gerontologia*, 21(3), 215-234. ISSN 2176-901X. São Paulo (SP), Brasil: FACHS/NEPE/PEPGG/PUC-SP.

Tinetti, M. E., & Speechley, M. (1989). Prevention of falls among the elderly. *N. Engl. J. Med.*, 320(6), 1055–1059. Recuperado em 13 janeiro, 2022, de: DOI: 10.1056/NEJM198904203201606.

Torres, H. (2014). *Sensores Inerciais - Parte 1. Embarcados*. Recuperado em 17 agosto, 2022, de: <https://www.embarcados.com.br/sensores-inerciais-parte-1/>.

Verger, R. (2018). *The Apple Watch learned to detect falls using data from real human mishaps: Apple explained how they collected the data to create the novel feature*. Popular Science. Recuperado em 14 dezembro, 2021, de: <https://www.popsci.com/apple-watch-fall-detection>.

Yuaso, D. R., & Sguizzatto, G. T. (1996). Netto, M. P. (Ed.). *Gerontologia - a Velhice e o envelhecimento em visão globalizada*. São Paulo, SP: Atheneu.

Recebido em 19/01/2022

Aceito em 30/03/2022

Márcio Alexandre Marques – Doutorado em Física Aplicada, Opção Computacional, Instituto de Física de São Carlos, Brasil. Professor Assistente Doutor da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Brasil.

ORCID iD: <https://orcid.org/0000-0003-4482-3300>

E-mail: marcio.a.marques@unesp.br

Guilherme Stenico de Campos - Engenheiro de Controle e Automação, Instituto de Ciência e Tecnologia, Câmpus Sorocaba, Universidade Estadual Paulista, UNESP

ORCID iD: <https://orcid.org/0000-0002-0826-5076>

E-mail: gui_stenico@hotmail.com

Augusto Voltaire do Nascimento – Médico – Pneumologista, Instituto de Assistência Médica ao Servidor Público Estadual de São Paulo, Hospital do Servidor Público Estadual de São Paulo, HSPE – FMO, IAMSPE.

ORCID iD: <https://orcid.org/0000-0003-3889-4137>

E-mail: farut@uol.com.br