

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Sistema de Detecção de Quedas por *Smartphone*
em Tempo Real para Pessoas Idosas**

Ademar João Pereira Leal

VERSÃO DEFINITIVA

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado Integrado em Bioengenharia
Ramo de Engenharia Biomédica

Orientador: Diamantino Rui da Silva Freitas
(Professor Associado do Departamento de Engenharia Eletrotécnica e de Computadores da
Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto)

16 de abril de 2018

Resumo

As quedas são uma das maiores causas de lesões e hospitalizações na população idosa, levando a que a deteção de quedas no domínio da saúde se torne um desafio acentuado, justificado principalmente pela inerente fragilidade e redução de qualidade de movimentos das pessoas mais velhas. Os sensores embutidos no *smartphone* são amplamente utilizados em soluções de análise de movimento, com especial foco no acelerómetro, devido à sua capacidade de obter informações discriminativas do movimento humano. A proposta desta dissertação é o desenvolvimento de um sistema de deteção de quedas em tempo real, com comunicação de alerta imediata ao cuidador. O sistema integra um módulo classificador construído com aprendizagem computacional, em que amostras recolhidas por telemóvel passam por uma fase de classificação. Este módulo foi treinado com amostras recolhidas com a colaboração de voluntários que simularam diferentes tipos de quedas e atividades da vida diária. O sistema comprovou ser uma solução fiável no âmbito em que se insere, obtendo uma sensibilidade de 99,26% e uma especificidade de 98,11% como resultado de classificação, e 95,00% de sensibilidade e 87,50% de especificidade como resultado de deteção de quedas em tempo real.

Abstract

Falls are one of the major causes of injuries and hospitalizations in the elderly population, leading to the detection of falls in the health field to become a major challenge, justified mainly by the inherent fragility and reduced quality of movement of older people. The sensors embedded in the smartphone are widely used in motion analysis solutions, with a special focus on the accelerometer, due to its ability to obtain discriminative information from human movement. The proposal of this dissertation is the development of a real-time fall detection system, with immediate alert communication to the caregiver. The system integrates a classifier module built with computational learning, in which samples collected by mobile phone go through a classification phase. This module was trained with samples collected with the collaboration of volunteers who simulated different types of falls and activities of daily. The system proved to be a reliable solution within the scope of fall detection, obtaining a sensitivity of 99.26% and a specificity of 98.11% as a result of classification, and a sensitivity of 95.00% and a specificity of 87.50% for real-time fall detection result.

Agradecimentos

À minha avó que, do seu lugar no céu, me inspirou e guiou em todos os momentos em que as dificuldades pareciam insuperáveis.

Aos meus pais e ao meu irmão, por me concederem a oportunidade de uma vida tão simples como obter um futuro feliz.

À Sandra, Raquel e Rui, pela calma transmitida nos momentos em que o desespero teimava em tomar conta de mim, praticando as diretrizes de sempre, para sempre.

À Cláudia e Cristiana, pela ajuda absolutamente incontestável da qual tanto necessitei, bem como pela disponibilidade imediata para qualquer tipo de problema que ocorresse.

Ao professor Diamantino Freitas, pela serenidade, profissionalismo, incansável disponibilidade e pela ótima capacidade de solucionar problemas de forma prática e simples, sem o apoio do qual a realização da dissertação não seria tão intuitiva e com esboços tão bem direcionados.

Por último, mas não menos importante, aos voluntários que não me assumiram como louco quando lhes pedi para cair vezes sem conta em prol do trabalho realizado.

Índice

Capítulo 1	1
Introdução.....	1
1.1 O envelhecimento da população mundial.....	1
1.1.1 A revolução demográfica	2
1.2 Envelhecimento ativo e saudável em Portugal.....	6
1.3 Programas existentes de apoio aos idosos	8
1.3.1 Ambient Assisted Living - Joint Programme	8
1.3.2 Porto4Ageing.....	9
1.3.3 Fundação Telecom	11
1.4 Envolvimento dos idosos	12
1.5 Impacto nos cuidadores e profissionais de saúde.....	13
1.6 Medo de cair.....	14
Capítulo 2	15
Quedas em Idosos.....	15
2.1 O Acelerómetro.....	15
2.2 Física das Quedas.....	16
2.3 Definição de queda	17
2.4 Epidemiologia e consequências	18
2.5 Etiologia.....	19
Capítulo 3	23
O Estado da Arte	23
3.1 Soluções para deteção e prevenção de quedas	23
3.1.1 Classificação de dispositivos e tecnologias.....	23
3.1.2 Soluções existentes.....	24
Capítulo 4	29
O Sistema.....	29
4.1 Definição de objetivos.....	29
4.2 Visão geral do sistema.....	30

4.3	Algoritmo de Detecção em MATLAB®	31
4.3.1	Extração de caraterísticas.....	31
4.3.2	Classificação das amostras	32
4.3.2.1	Decision Tree.....	33
4.3.2.2	k-Nearest Neighbor.....	33
4.3.2.3	Support Vector Machines.....	34
4.3.2.4	K-Star	34
4.3.3	Caraterísticas utilizadas	34
4.3.4	Classes do problema de classificação	38
4.4	Algoritmo de deteção em <i>Java</i>	39
4.5	Aplicação Móvel e Respetivo Contexto	40
4.5.1	Registo	41
4.5.2	Chamada.....	41
4.5.3	<i>Layout</i>	41
Capítulo 5		47
Metodologia de Recolha de Dados e Resultados.....		47
5.1	Metodologia de Recolha de Dados.....	47
5.2	Resultados	48
5.2.1	Critérios de qualidade	48
5.2.2	Resultados da aprendizagem computacional	49
5.2.3	Resultados do algoritmo de deteção de quedas em tempo real.....	52
Capítulo 6		53
Discussão e Considerações Finais		53
6.1	Discussão.....	53
6.2	Considerações Finais.....	55
Capítulo 7		57
Referências		57
Capítulo 8		65
Anexos		65

Índice de figuras

Figura 1: Pirâmide populacional global em 2002.....	3
Figura 2: Pirâmide populacional global em 2025.....	4
Figura 3: Percentagem de pessoas idosas na União Europeia.	6
Figura 4: Pirâmides etárias em Portugal entre 2015 e 2060.	7
Figura 5: Sinais de aceleração de uma queda para a frente nos três eixos dimensionais x, y e z (a), b) (eixo vertical) e c), respetivamente).....	17
Figura 6: Prevalência de quedas de acordo com o aumento da idade.	19
Figura 7: Causas de quedas.	20
Figura 8: Representação de um sistema de deteção de quedas.....	24
Figura 9: Representação esquemática da metodologia de deteção de quedas.	30
Figura 10: Diagrama UML da Aplicação Móvel.	41
Figura 11: a) Interface da aplicação móvel que permite ao utilizador realizar login ou registo no sistema. Informações necessárias para registo; b) Opções do utilizador aquando da utilização da aplicação.....	42
Figura 12: Interface de atualização de informações pessoais.	43
Figura 13: a) Opções do utilizador aquando da utilização da aplicação; b) Interface de atualização de informações pessoais.	44
Figura 14: a) Opções do utilizador aquando da utilização da aplicação; b) Possibilidade de chamada programada do utilizador.	45
Figura 15: Curva ROC para o classificador SVM.....	46
Figura 16: Curva ROC para o classificador DT.	46
Figura 17: Curva ROC para o classificador kNN.....	47

Índice de tabelas

Tabela 1: Países com mais do que 10 milhões de habitantes (em 2002) com a maior proporção de pessoas com mais de 60 anos de idade.	5
Tabela 2: Número absoluto de pessoas (em milhões) acima de 60 anos de idade em países com uma população total perto ou acima de 100 milhões (em 2002).	5
Tabela 3: Alterações fisiológicas relacionadas com a idade.	20
Tabela 4: Resultados de deteção de quedas de estudos existentes.	27
Tabela 5: Lista de características utilizadas em estudos existentes.	36
Tabela 6: Lista de características utilizadas.	37
Tabela 7: Descrição e número de amostras por evento.	48
Tabela 8: Resultados de classificação em MATLAB®.	49
Tabela 9: Resultados de classificação em <i>Java</i>	51
Tabela 10: Sensibilidade, Especificidade e Precisão na deteção de quedas em tempo real com recurso ao smartphone.	52

Abreviaturas e Símbolos

Lista de abreviaturas

AAL	<i>Ambient Assisted Living</i>
AAL4ALL	<i>Ambient Assisted Living for All</i>
AAL JP	<i>Ambient Assisted Living Joint Programme</i>
ANN	<i>Artificial Neural Network</i>
AVD	Atividade da Vida Diária
DT	<i>Decision Tree</i>
EPI on AHA	<i>European Innovation Partnership on Active and Healthy Ageing</i>
FIS	<i>Fuzzy Inference System</i>
Fundação PT	Fundação Portugal Telecom
GMM	<i>Gaussian Mixture Model</i>
HMM	<i>Hidden Markov Model</i>
kNN	<i>K-Nearest Neighbor</i>
NB	<i>Naive Bayes</i>
OMS	Organização Mundial de Saúde
RB	<i>Rule-based</i>
SVM	<i>Support Vector Machine</i>
TB	<i>Threshold-based</i>
TIC	Tecnologias de Informação e Comunicação
UE	União Europeia
WEKA	<i>Waikato Environment for Knowledge Analysis</i>

Capítulo 1

Introdução

O envelhecimento populacional apresenta-se como uma realidade claramente alarmante pelo facto de ainda possuir muitas lacunas no campo do desenvolvimento e investigação científica. A falta de preocupação e a habituação social toldam a visão de muitos e distanciam, ou tendem a distanciar, a camada social sénior das oportunidades tecnológicas que poderiam daqui advir. Neste grupo, devido à fragilidade do corpo, podem ocorrer diversas situações tais como quedas, que limitam em grande medida a qualidade de vida dos lesados, podendo mesmo conduzir a uma fatalidade.

Nesta dissertação é desenvolvido e avaliado um sistema de deteção de quedas em tempo real utilizando o acelerómetro tri-axial do *smartphone*. As características dos valores de aceleração foram extraídas e classificadas com recurso ao classificador *K-Star*, após seleção de uma série de classificadores.

O objetivo será o desenvolvimento de uma metodologia de trabalho que venha responder às necessidades de pessoas idosas, melhorando o seu conforto e qualidade de vida, de acordo com os objetivos traçados, com esperança que o trabalho realizado contribua ativamente para o desenvolvimento científico neste campo e que a camada sénior responda de forma eficaz, sentindo que a sua contribuição para a sociedade é necessária e valorizada por muitos.

1.1 O envelhecimento da população mundial

Um dos maiores feitos da humanidade é o aumento da esperança média de vida da população, apresentando-se também, de jeito antagónico, como um dos maiores reptos que a mesma enfrenta. O nicho de população que é a camada sénior é um recurso importante, embora que por vezes posto de parte, cuja contribuição é preciosa para a sociedade do século XXI. Desta forma, o envelhecimento global virá trazer um acréscimo nas preocupações quer económicas, que sociais, em todos os países (1).

A implementação de políticas e programas de envelhecimento ativo que promovam a participação na sociedade, a saúde e a segurança dos idosos é descrita pela Organização Mundial de Saúde (OMS) como uma forma de sustentação do próprio envelhecimento por parte de cada país, se for algo investido pelos governos, a sociedade civil e as organizações

internacionais, baseando-se nos direitos, necessidades, preferências e capacidades dos cidadãos mais velhos (1).

Para uma avaliação mais direcionada do impacto do envelhecimento populacional, torna-se importante investigar o mesmo nas diferentes regiões do globo.

1.1.1 A revolução demográfica

Pelo mundo, a proporção de pessoas com 60 ou mais anos de idade cresce mais rápido do que qualquer outra faixa etária. Entre 1970 e 2025, espera-se um crescimento de pessoas idosas de cerca de 694 milhões (223%). Em 2025, estima-se um total de cerca de 1,2 bilhões de pessoas com mais de 60 anos, havendo, até 2050, 2 bilhões, com 80% residentes em países em desenvolvimento (1).

Um dos importantes elementos a ter em consideração para que responsáveis políticos de qualquer país possam planejar e implementar medidas no âmbito do envelhecimento da população é a proporção de crianças, adultos jovens, adultos de meia-idade e adultos idosos. O acentuado acréscimo dos últimos na população tem um impacto direto na proporção de crianças e jovens, bem como uma elevação da proporção de pessoas com idade igual ou superior a 60 anos. Assim, no decorrer do tempo, o envelhecimento populacional irá transformar a pirâmide triangular da população de 2002 (Figura 1) numa estrutura semelhante a um cilindro, em 2025 (Figura 2).

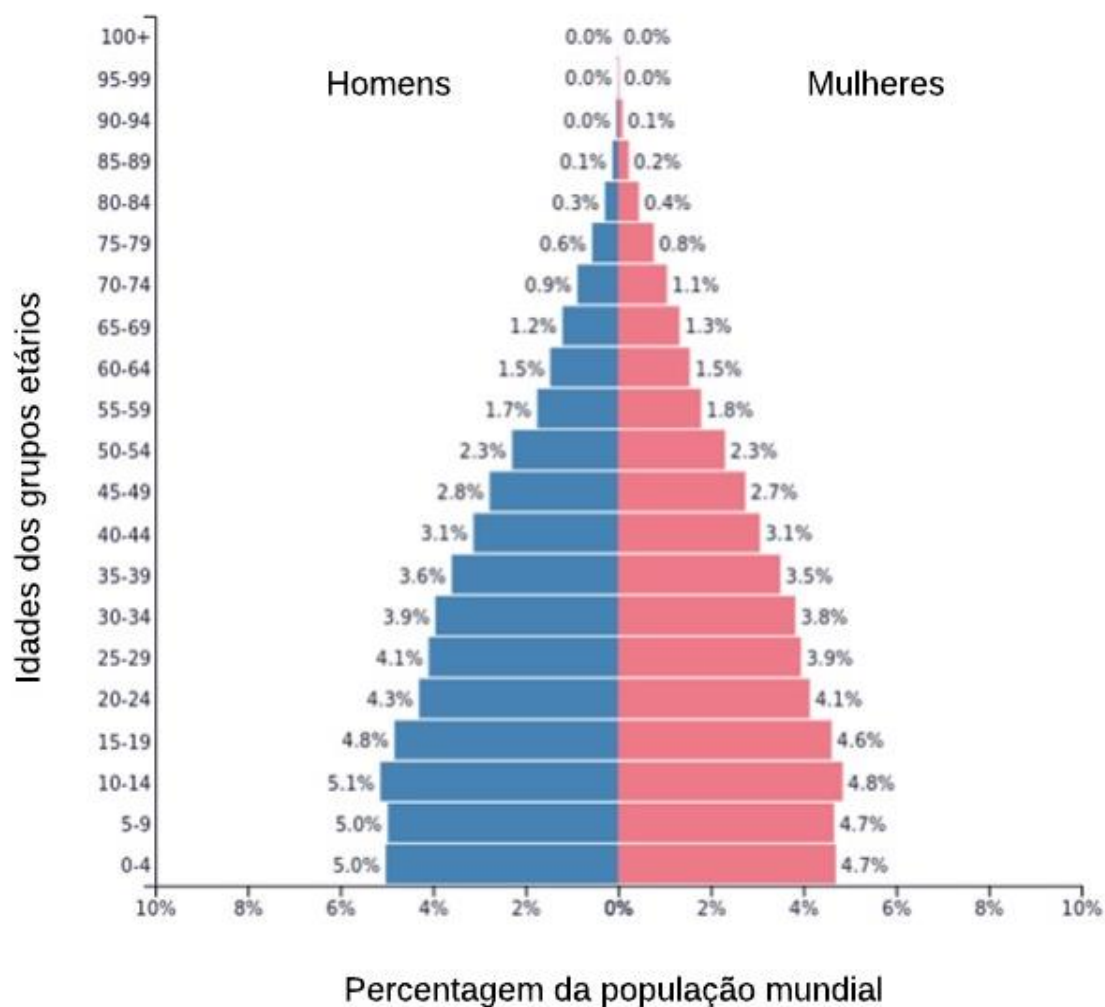


Figura 1: Pirâmide populacional global em 2002 (158).

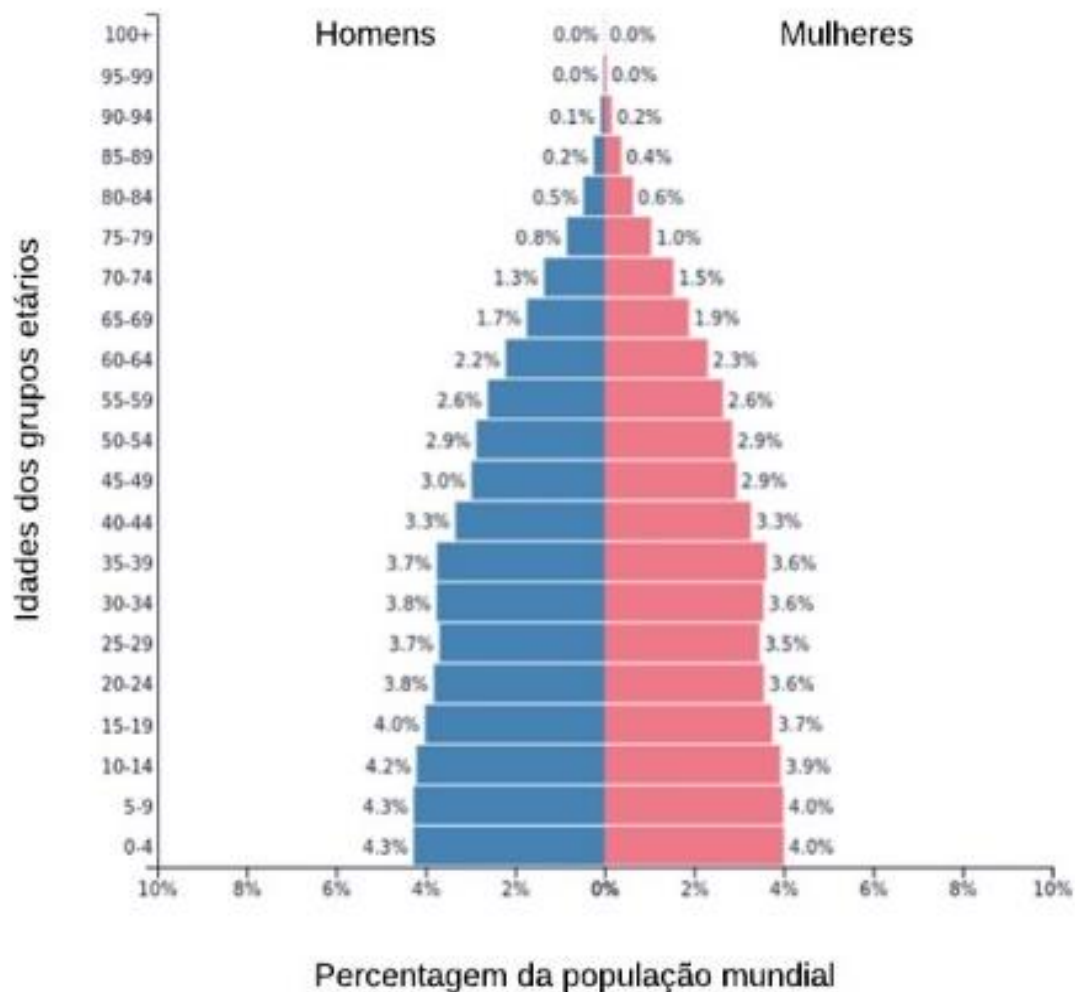


Figura 2: Pirâmide populacional global em 2025 (157).

Diminuições das taxas de fertilidade, assim como o aumento da longevidade, são fatores que asseguram um agravamento do número de pessoas idosas na população, dados estes verificados em vários países. Em 1975 apenas 22 países apresentavam uma taxa de fertilidade total inferior ou igual ao nível de reposição. O atual número é de 70 países, estimando-se, até 2025, um aumento até 120 países (1).

Situados na Europa estão nove dos dez países com mais de um milhão de habitantes e com a maior proporção de pessoas mais velhas, estando, portanto, o envelhecimento populacional principalmente associado às regiões mais desenvolvidas. No entanto, é esperado que, até 2025, um terço da população em países como o Japão, a Alemanha e Itália seja constituído apenas por pessoas com idade igual ou superior a 60 anos, seguidos por outros países europeus (Tabela 1).

Tabela 1: Países com mais do que 10 milhões de habitantes (em 2002) com a maior proporção de pessoas com mais de 60 anos de idade (2).

2002		2025	
Itália	24,5%	Japão	35,1%
Japão	24,3%	Itália	34,0%
Alemanha	24,0%	Alemanha	33,2%
Grécia	23,9%	Grécia	31,6%
Bélgica	22,3%	Espanha	31,4%
Espanha	22,1%	Bélgica	31,2%
Portugal	21,1%	Reino Unido	29,4%
Reino Unido	20,8%	Holanda	29,4%
Ucrânia	20,7%	França	28,7%
França	20,5%	Canadá	27,9%

É sabido que a maioria das pessoas mais velhas vive em países em desenvolvimento (Tabela 2) e os valores tendem a crescer, no entanto, pouco é conhecido acerca da velocidade e importância do envelhecimento populacional em regiões menos desenvolvidas (3).

Tabela 2: Número absoluto de pessoas (em milhões) acima de 60 anos de idade em países com uma população total perto ou acima de 100 milhões (em 2002) (2).

2002		2025	
China	134.2	China	287.5
Índia	81.0	Índia	168.5
USA	46.9	USA	86.1
Japão	31.0	Japão	43.5
Federação Russa	26.2	Indonésia	35.0
Indonésia	17.1	Brasil	33.4
Brasil	14.1	Federação Russa	32.7
Paquistão	8.6	Paquistão	18.3
México	7.3	Bangladesh	17.7
Bangladesh	7.2	México	17.6
Nigéria	5.7	Nigéria	11.4

Com especial foco em países em desenvolvimento, o número de pessoas com mais de 80 anos também está a aumentar. Relativamente aos últimos, contam-se hoje 69 milhões, em que a maioria pratica a sua vida diária em regiões mais desenvolvidas.

1.2 Envelhecimento ativo e saudável em Portugal

O envelhecimento ativo e saudável é definido como o processo de desenvolvimento e manutenção da interação das capacidades intrínsecas da pessoa com o meio envolvente, assim como o processo de otimização das oportunidades para a saúde, participação e segurança, para a melhoria da qualidade de vida à medida que as pessoas envelhecem (4). Pode ainda ser visto como uma forma de potenciar a economia pela dinamização do empreendedorismo, através da influência positiva na qualidade de vida do idoso e na satisfação de prestadores de cuidados e de profissionais de saúde, bem como no aumento da produtividade de órgãos governamentais (5).

Semelhante a outros países na Europa, o aumento da longevidade e da população idosa e o decréscimo na taxa de natalidade e da população jovem têm vindo a alterar demograficamente Portugal. Em 2016, 21% de toda a população residente no país era constituída por pessoas com 65 ou mais anos de idade (6). De facto, Portugal é o 3º país da União Europeia com maior percentagem de pessoas idosas (3), ultrapassado pela Alemanha e Itália (Figura 3).

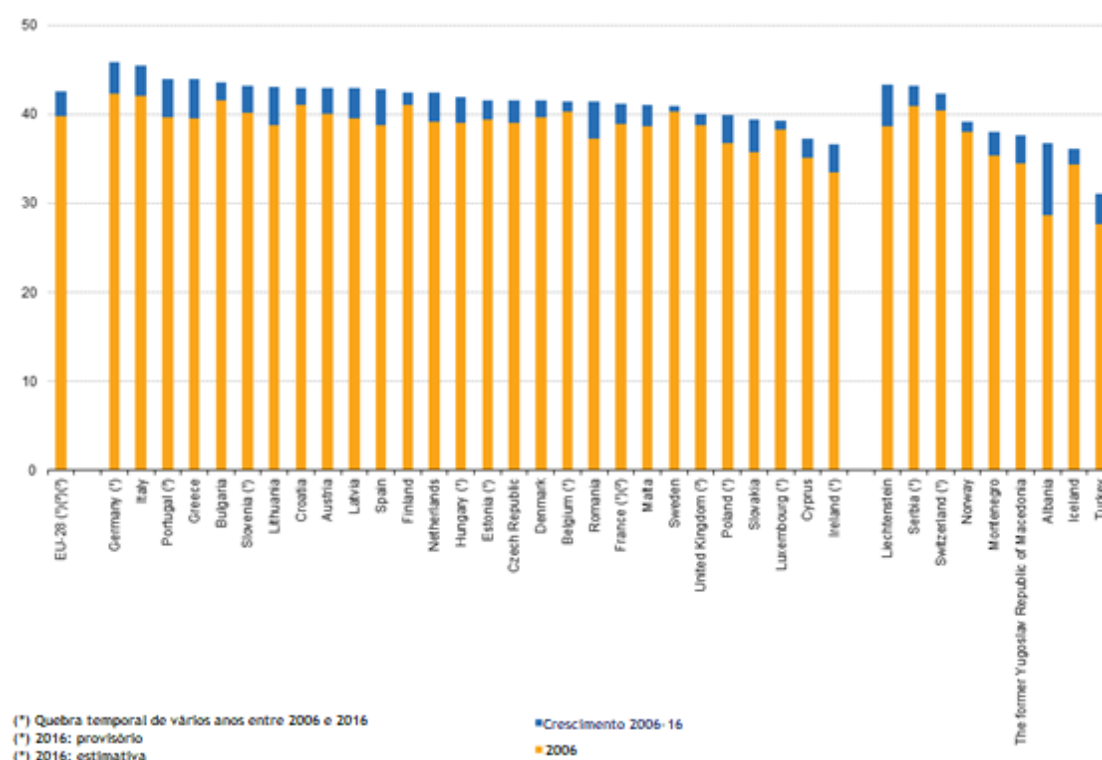


Figura 3: Percentagem de pessoas idosas na União Europeia (8).

Ainda no ano de 2016, em Portugal, a população residente era de 10.325.452 habitantes, dos quais 21% tinha 65 ou mais anos de idade e 14% tinha menos de 15 anos. Comparativamente aos dados relativos a 2004 (16% e 16,9%, respetivamente), denota-se claramente a tendência para o envelhecimento da população na última década, prevendo-se um avanço desta condição demográfica, como pode ser observado na Figura 4 (7).

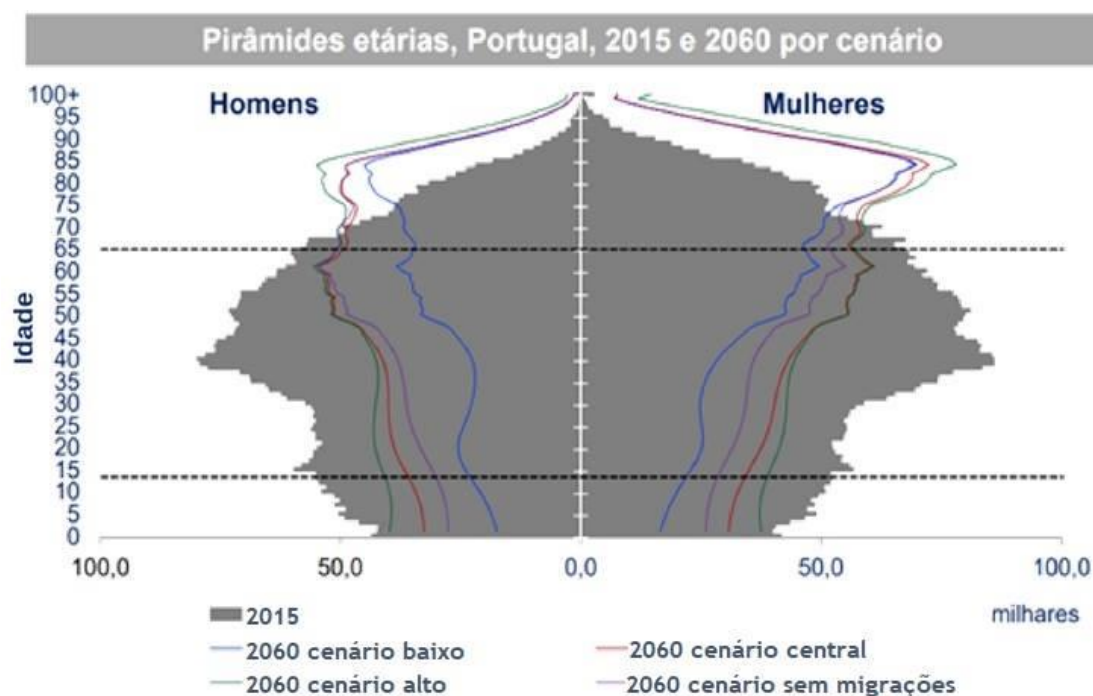


Figura 4: Pirâmides etárias em Portugal em 2015 e projeção para 2060 (7).

Importa também destacar o aumento da população com 80 ou mais anos. Em 1971, este grupo etário representava 1,43% da população residente em Portugal, passando a 5,84% em 2015 (8).

São mandatórias adaptações e respostas por parte de sistemas de saúde, segurança social, educação e justiça no que toca a pessoas mais velhas, uma vez que o índice de envelhecimento (ou seja, o quociente entre a idade total da população com 60 anos e a população entre 0 e 14 anos) em Portugal passou de 27,5% em 1961 para 149% em 2016, exercendo concordantemente um forte impacto na sociedade (6).

Do empenho individual de cada idoso, enquanto agente da sua própria saúde, participação e segurança, bem como da sociedade como um todo, dependerá a qualidade dos anos de vida ganhos. Não obstante o facto de ser apreciável o aumento da longevidade da população portuguesa, este apresenta ainda potencial para melhorar. Assim, o indivíduo e a sociedade devem agir em concordância, de maneira a que, à medida que as pessoas envelhecem, lhes sejam garantidas oportunidades para um envelhecimento ativo e saudável.

Acerca da qualidade dos anos de vida que ainda podem ser ganhos, muito ainda pode ser feito. A vulnerabilidade das pessoas idosas pode ser reduzida segundo intervenções em diferentes níveis e setores ao reforçar a sua capacidade de lidar com as ameaças e os efeitos negativos resultantes das vulnerabilidades acumuladas durante toda a vida ou ao mitigar a probabilidade de uma ameaça se tornar um perigo (3).

A Organização Mundial da Saúde apresenta uma Estratégia e Plano de Ação Global para o Envelhecimento Saudável, com a qual Portugal está comprometido, bem como com os valores e objetivos fundamentais da União Europeia (UE), que contemplam a promoção do envelhecimento ativo e estão refletidos em iniciativas para a promoção do Envelhecimento Ativo e Saudável e da Solidariedade entre Gerações (Decisão n.º 940/2011/U, do Parlamento Europeu e do Conselho, de 14 de setembro). Torna-se assim eticamente imperativo o desenvolvimento de políticas transversais e de estratégias de atuação multidisciplinares que permitam que todas as pessoas idosas possam desfrutar da sua vida de maneira ativa e saudável (3).

1.3 Programas existentes de apoio aos idosos

Tendo em conta o impacto que as quedas e outras condicionantes inerentes ao envelhecimento podem ter na população idosa e nas suas famílias, muitos serviços de saúde e assistência social focam-se na prevenção e na implementação de intervenções para reduzir estes acontecimentos (9).

A promoção de um estilo de vida seguro para os cidadãos é uma parte das estratégias das políticas preventivas para eventos de quedas (1). Estas estratégias envolvem a promoção do envelhecimento ativo no ambiente de cuidados domiciliários (10) e priorizar a vida na comunidade, preterindo instituições de cuidados de longo prazo, o que parece ir de encontro com a preferência da população idosa (11).

Existem diversos métodos preventivos para as quedas que incluem exercício físico regular, suplementação de vitamina D e avaliações periódicas de risco de queda (12), (13), (14), (15). No entanto, apesar de todos estes esforços, os indivíduos são ainda suscetíveis de cair à medida que envelhecem e, assim, precisam rapidamente de ser identificados, de modo a evitar posteriores complicações (16).

As tecnologias de apoio podem fornecer sistemas que ajudam na prevenção e deteção de quedas, levando assim a uma rápida resposta de profissionais de saúde e cuidados sociais, prevenindo posteriores complicações.

No decorrer desta dissertação, serão abordados alguns programas portugueses e europeus com projetos atualmente em vigor que têm como objetivos a prevenção do Envelhecimento Ativo e Saudável na população idosa.

1.3.1 Ambient Assisted Living - Joint Programme

O programa *Ambient Assisted Living Joint Programme* (AAL JP) é financiado pela Comissão Europeia e pelos 22 países que constituem os Estados parceiros desta iniciativa conjunta: Áustria, Bélgica, Chipre, Dinamarca, Finlândia, França, Alemanha, Hungria, Irlanda, Israel, Itália, Luxemburgo, Países Baixos, Noruega, Polónia, Portugal, Roménia, Eslovénia, Espanha, Suécia, Suíça e Reino Unido (17).

O objetivo do AAL JP é melhorar a qualidade de vida dos idosos através do uso das tecnologias da informação e de comunicação (TIC). A atividade mais importante do programa é o financiamento de projetos de pesquisa, desenvolvimento e inovação no campo das TIC para o envelhecimento ativo e saudável dentro dos paradigmas de inovação do mercado (17).

Os utilizadores estão sempre envolvidos nos projetos da AAL JP e participam no desenvolvimento das soluções. O AAL JP teve sucesso em ajudar a criar condições favoráveis na indústria, e muitas pequenas e médias empresas, em particular, beneficiaram de participar do programa. Seguem-se alguns exemplos:

- a) *BEDMOND - Behaviour Pattern Based Assistant for the Early Detection and Management of Neurodegenerative Diseases*: O projeto BEDMOND inclui um sistema baseado em TIC para uma deteção precoce da doença de *Alzheimer* e outras doenças neurodegenerativas focada em pessoas idosas que vivem sozinhas na sua residência. A plataforma fornece ferramentas para profissionais de saúde, cuidadores e idosos. Com uma deteção precoce, profissionais de saúde podem aplicar um tratamento prévio que ajuda o idoso a viver mais tempo de forma independente em casa, ao atrasar o tempo e a evolução da doença de *Alzheimer*, ao mesmo tempo que diminui as despesas com o sistema de saúde (17).
- b) *NOBITS - Nostalgia Bits*: O objetivo do projeto foi desenvolver uma solução de TIC para aumentar a interação social entre idosos e as suas famílias, oferecendo-lhes uma plataforma para capturar, arquivar e partilhar digitalmente memórias como cartas, fotografias, cortes de jornal ou cartões postais. As memórias podem ser inseridas num *site* dedicado, tornando-se assim um meio para conectar os idosos com membros da sua própria geração e uma ferramenta importante para uso de gerações subsequentes (17).
- c) *ALFA - Active Living for Alzheimer Patients*: O objetivo passou pela utilização de três tecnologias diferentes que estimulam visualmente os neurónios espelhados de pacientes com *Alzheimer*, podendo estas apreciar uma melhoria nas suas capacidades cognitivas. Ao desenvolver, integrar e testar essas tecnologias em ambientes domésticos e residenciais, o projeto vem melhorar as condições para este tipo de pacientes, oferecendo-lhes suporte personalizado através das TIC (17).
- d) *AIB - Ageing In Balance*: O objetivo do projeto foi o desenvolvimento de uma nova solução para prevenir quedas dos idosos, o que reduziria os custos produzidos pelas mesmas e aumentaria a qualidade de vida dos lesados. A solução inclui dois aspetos: avaliar o risco de quedas e preveni-las. As ferramentas de avaliação de risco de queda incluíram avaliações profissionais de escala completa, bem como avaliações curtas. As ferramentas de prevenção consistem em exercícios físicos e cognitivos, bem como orientação ambiental (17).

1.3.2 Porto4Ageing

O consórcio Porto4Ageing comporta inúmeras organizações (mais de noventa), sendo que a maioria delas estão localizadas dentro do perímetro da Área Metropolitana do Porto, na Zona Norte de Portugal.

Este projeto conjunto engloba vários setores interessados que possuem capacidades e competências para produzir alterações estruturais significativas na inovação e consecução das mesmas em contexto real.

Esta parceria é extremamente pró-ativa, pois tem desenvolvido uma série de atividades numa vasta área geográfica local e regional, bem como a nível nacional e internacional. Estas

atividades têm como público alvo o idoso e todo o processo de envelhecimento saudável e ativo. Este registo transmite informação sobre projetos já efetuados ou a decorrer (18).

1.3.2.1 AAL4ALL

O projeto AAL4ALL (*Ambient Assisted Living for All*) surge com a necessidade de dar respostas, recorrendo ao desenvolvimento de uma rede de produtos e serviços para “*Ambient Assisted Living*” (AAL) agregado a um paradigma de negócio legitimado por experimentações de grande abrangência (19).

O projeto tem como objetivo juntar os principais intervenientes para definirem o que deverá ser um pacote básico de serviços de AAL que sirva o interesse de todos (19).

Este projeto tem também como traves mestras o exame minucioso dos preceitos e regras, bem como outras ações já existentes a nível internacional, concentrando todos os esforços na inovação e consecução de soluções que preencham os espaços que delas carecem (19). A determinação de modelos de referência para ambientes díspares, tenderá a minimizar o perigo inerente ao investimento e o “*time-to-market*” de produtos e serviços desenvolvidos futuramente (19).

O objetivo deste grupo de trabalho centrou-se em criar soluções tecnológicas que, utilizando comandos de voz, melhorassem substancialmente a qualidade de vida de pessoas idosas no seu ambiente doméstico, com especial ênfase para aqueles que apresentam mobilidade reduzida (19).

a) Resultados encontrados:

Este projeto teve como objetivo o desenvolvimento de uma interface que interagisse e controlasse aspetos tecnológicos ambientais, através de uma rede doméstica, de modo a melhorar a qualidade de vida de quem lá vivesse. Os dispositivos *Android* têm um papel ativo neste projeto, uma vez que conseguem obter, entre outras, informações de temperatura e permitem o controlo de outros dispositivos existentes (20).

Os resultados encontrados mostram que a integração de *smartphones* em casas inteligentes é absolutamente viável e que a sua criação é vista com bons olhos por parte dos utilizadores, uma vez que os brinda como uma medida de melhoria de conforto e de qualidade de vida. Existem, no entanto, diversos aspetos que necessitam de ser levados a cabo no que diz respeito à constante premência de adaptação das soluções tecnológicas com os avanços realizados na área. Destaca-se averiguar quais são as características exatas que o sistema deve possuir, tendo em atenção que a interface não se deve tornar excessivamente complexa (20).

1.3.2.2 European Innovation Partnership on Active and Healthy Ageing

“*European Innovation Partnership on Active and Healthy Ageing*” (EPI on AHA) é uma cooperação a nível europeu, em que várias instituições e profissionais de saúde trabalham a fim de melhorar a qualidade de vida de pessoas idosas. Com seis diferentes Grupos de Ação (uma junção de parceiros que se comprometem a trabalhar em questões relacionadas com o envelhecimento populacional, compartilhando o conhecimento que possuem), os parceiros investigam, implementam e partilham soluções inovadoras que possam vir dar resposta às necessidades desta fatia populacional, tendo como final etapa um aumento do nível de esperança de vida saudável em dois anos, até 2020.

Existem vários Grupos de Ação que, apesar de terem como objetivo comum a promoção de um melhor estilo de vida para as pessoas idosas, apresentam abordagens e objetivos específicos diferentes. No contexto da presente dissertação será ofertada mais acuidade ao grupo A2, que se dedica à prevenção de quedas em idosos (21).

a) Grupo de ação A2 - Prevenção de quedas

Este Grupo de Ação tem como finalidade a redução do número de quedas, assegurando que novas tecnologias de monitorização entrem mais rapidamente no mercado e estabelecendo uma ligação direta entre a pesquisa e a inovação. O Grupo de Ação apoia simultaneamente programas regionais que trabalhem no sentido de desenvolver um diagnóstico precoce e a prevenção de quedas (22).

Para atingir os objetivos essenciais do Grupo de Ação, os parceiros propuseram uma série de iniciativas, disponibilizando a sua experiência para posterior consulta por parte das outras organizações envolvidas. A fim de facilitar a troca de informações e a obtenção de dados para tomadas de decisões a nível europeu, nacional ou regional, um conjunto mínimo de dados sobre quedas esteve em curso, o que permitiria prever o risco da ocorrência de quedas (23). Foram obtidas um total de trinta e três experiências em vinte e duas regiões distintas, sendo que estas práticas refletem a variedade de possíveis soluções para prevenção e gestão de quedas. Nas vinte e duas regiões onde as práticas foram levadas a cabo, mais de sessenta e oito milhões de cidadãos da UE foram abrangidos e mais de dois milhões de idosos apresentaram uma participação ativa. As experiências foram categorizadas em três estados relacionados com a prevenção primária, triagem e intervenção. Por outro lado, torna-se importante o conhecimento referente à configuração específica à qual a prática se aplica, isto é, se é em casa, lar ou hospital, para poderem ser desenvolvidas estratégias personalizadas.

Por conseguinte, foi descoberto que uma infraestrutura baseada na comunidade para rastreio e intervenção seria crucial para identificar aqueles que estão em risco e que podem beneficiar de programas de exercícios, apoio alimentar e atividades sociais durante um longo período de tempo. Para os idosos com alto risco de queda, a avaliação multidisciplinar e a abordagem de intervenção recorrendo a múltiplos fatores (exercício, monitorização de medicação ou intervenção nutricional) mostraram-se os mais eficazes (23).

1.3.3 Fundação Telecom

A Fundação Portugal Telecom (Fundação PT), que tem como objetivo o compromisso de apoio e intervenção social, é uma instituição de direito privado, sem fins lucrativos e de utilidade pública. A sustentabilidade assume um papel de relevo. O contributo da Fundação PT como apoio e intervenção para com a sociedade visando Tecnologias de Informação e Comunicação concretiza-se, também, através do incentivo ao desenvolvimento das capacidades pessoais, com destaque para o apoio aos cidadãos com necessidades especiais de comunicação. Seguem-se de seguida alguns exemplos de serviços e produtos onde a Fundação PT atua:

- a) PTAmplificador Portátil: criado para pessoas com deficiência auditiva ou para idosos cujas capacidades auditivas estão degeneradas, aumenta o volume da voz no auscultador até 10 vezes (24);

- b) PT Avisador Luminoso: dispositivo que permite, aquando do toque do telefone, que uma luz acenda ao ritmo do toque, de forma a que pessoas idosas com dificuldade de percepção do som possam atender o telefone (25);
- c) Linha com Destino Fixo: um serviço, visando os idosos ou as pessoas que apresentem deficiência cognitiva, que permite marcação automática para um número pré-definido (26).

1.4 Envolvimento dos idosos

13% a 20% (27) das pessoas idosas cujos internamentos foram causados por uma queda experienciam a *long-lie*, isto é, uma imobilização no chão por um longo período de tempo. Para evitar este acontecimento e garantir a assistência a este grupo populacional, a deteção precoce da queda torna-se essencial. Um sistema de deteção de quedas tem como objetivo impedir ou limitar as quedas e o seu direto prejuízo e, subsequentemente, permitir que as pessoas idosas vivam a sua vida diária com qualidade. Embora a literatura descreva uma variedade de sistemas de deteção de quedas (16), (28), poucos destes têm em conta o tipo de população que pratica a sua vida diária em zonas de residência.

Este público alvo apresenta, por vezes, dificuldades na usabilidade deste tipo de sistemas aquando da prática da sua vida diária (29). Sendo assim, com a finalidade de proporcionar sistemas de deteção de quedas que tenham em conta as necessidades e expectativas dos idosos, o envolvimento destes deve acontecer durante os vários estados de desenvolvimento dos referidos sistemas, como com quaisquer outras tecnologias relacionadas com a saúde (30).

Atualmente, estudos bibliográficos apontam que no decorrer do desenvolvimento de uma tecnologia de apoio para idosos, os principais focos que servem de análise por parte destes, dos cuidadores ou dos profissionais de saúde, são os aspetos técnicos destes sistemas. É de maior importância o seu envolvimento para que os benefícios, desafios e aspetos de implementação possam ser devidamente escrutinados (16), (31), (28).

O processo de envolvimento do público alvo é de extrema relevância, pois facilita o desenvolvimento da tecnologia, tornando-a “orientada para as necessidades” e não “orientada para a tecnologia” (32). Este conceito permite uma melhor compreensão no processo de integração e interação da tecnologia com os seus utilizadores (33), (34). A inclusão do utilizador pode realmente ajudar a que as preferências sejam consideradas desde o início de todo o processo de desenvolvimento (35), (36), (30), aprimorando, portanto, o nível de aceitação por parte dos últimos (37). Facilitaria também o uso a curto e longo prazo e diminuiria os custos relacionados com o redesenho (36) e com o treino e apoio aos utilizadores (37), podendo assim aumentar as vendas.

Note-se que devem ser recolhidas informações suficientes acerca dos utilizadores, pois as tecnologias vão ser utilizadas por diferentes indivíduos em diferentes contextos (38). Tal é corroborado por Kaufman et al. (39) nas suas avaliações de sistemas de telemedicina. Mesmo que os utilizadores estejam dentro da mesma faixa etária, estes diferem consideravelmente no tipo de conhecimento, competências, necessidade de ajuda, estado de saúde e/ou autoeficácia (39). Aqui também se revela que a envolvimento dos idosos deve ter em conta o seu ‘mundo real’ e não apenas ambientes laboratoriais destinados à validação das tecnologias.

O envolvimento do utilizador pode ser interpretado de maneiras diferentes. De acordo com Kujala (40) e Damodoran (41), o utilizador pode estar envolvido para fornecer informação (envolvência informativa), para tecer comentários sobre um determinado tópico (envolvência consultiva) ou para influenciar tomadas de decisão no processo de desenvolvimento (envolvência participativa). No contexto de sistemas automáticos de quedas, a envolvência participativa parece a mais adequada, pois faz com que os processos de desenvolvimento englobem opiniões, necessidades, preferências e requisitos de utilização fundamentais na vida diária das pessoas idosas (42).

Vários pesquisadores enfatizam o facto de que o desenvolvimento de sistemas de deteção de quedas baseados no mundo real pode minimizar a taxa de falsos positivos (43), (44). Todavia, o objetivo crasso do envolvimento do utilizador foca-se na investigação das suas necessidades, promovendo o uso diário deste tipo de dispositivos (16), (34). A literatura declara que ainda não existe um envolvimento integral dos idosos desde o início do desenvolvimento de um dispositivo até à última etapa, provando talvez que não é prática comum a investigação dos pontos de vista destes indivíduos na conceção de sistemas de deteção de quedas (45).

1.5 Impacto nos cuidadores e profissionais de saúde

Os pontos de vista dos utilizadores e dos prestadores de cuidados acerca dos sistemas de deteção de quedas varia enormemente. Embora 60% dos familiares e 72% dos utilizadores afirmassem que estes sistemas lhes proporcionavam mais tranquilidade, os prestadores de cuidados de saúde eram bastante críticos com os problemas técnicos que pudessem ocorrer e se poderiam, ou não, ser facilmente corrigidos (46). Alguns destes prendem-se com o facto dos sistemas de deteção de quedas não pertencerem ao pacote de cuidados para os idosos e o conhecimento básico do pessoal de saúde acerca destes dispositivos (28).

Os profissionais envolvidos em alguns estudos não tinham conhecimento suficiente sobre o que eram detetores de quedas, o que levou os autores a considerar tal facto surpreendente, uma vez que as experiências e consequências relacionados com estes eventos é uma das grandes causas de complicações neste grupo populacional (47). No entanto, os prestadores de cuidados de saúde não necessitam de total conhecimento aprofundado da tecnologia, ao contrário daqueles que a desenvolvem. Este estudo sugere, então, que a educação destes profissionais é imprescindível para permitir um apoio mais capaz aos idosos, para a continuação de uma vivência independente.

Em Inglaterra, os serviços de telemedicina foram destacados como potencialmente valiosos (48), existindo, no entanto, a dúvida persistente se este tipo de sistemas teria uma resposta rápida face a uma crise individual ou se seria apenas um serviço preventivo acessível a toda a fatia populacional de interesse. Na generalidade, a falta de conhecimento foi sentida como um fator influenciador na tomada de decisão da adoção deste tipo de sistemas, tanto por parte dos idosos como dos profissionais de saúde. Esta pesquisa levanta assim preocupações relacionadas com as ambições governamentais para a integração dos tele-cuidados, o que pode vir a ser problemático, a menos que estes equívocos acabem por ser eliminados com recurso a formação e educação.

1.6 Medo de cair

Sistemas de deteção de quedas têm conduzido à diminuição do medo de cair em pessoas idosas (47). Uma queda e o medo associado apresentam-se como problemas inter-relacionados: cada um é um fator de risco para o outro (28). Quando estes indivíduos caem, independentemente da ocorrência de lesões físicas, desenvolvem um medo que pode levar a restrições nas atividades diárias, redução do contacto social, depressão e aumento do risco de uma nova queda (49).

Numa experiência de detetores de quedas automáticos foi relatado que tanto o grupo de controlo como o grupo de intervenção experienciaram uma redução no medo de cair (47). A pesquisa demonstrou resultados positivos sobre o impacto que detetores automáticos podem ter na vida dos idosos: 58% achavam que a sua independência tinha sido melhorada; 72% sentiam-se mais confiantes e 90% estavam, no geral, satisfeitos com o sistema de deteção de quedas. Neste grupo alvo foi observado um acréscimo no tempo gasto fora de casa, assim como uma melhoria no sentimento de segurança, tanto de dia como de noite.

Assim se consegue concluir que os referidos sistemas contribuem na sua excelência para uma redução do medo de cair, o que corresponde a um impacto direto na redução do número de eventos de quedas.

Capítulo 2

Quedas em Idosos

2.1 O Acelerómetro

Um acelerómetro é um instrumento que mede a aceleração de objetos em relação à gravidade, podendo medir valores de aceleração que é causada pela força gravítica, ou acelerações dinâmicas, nos casos das vibrações de movimento.

Os acelerómetros dos dispositivos eletrónicos funcionam de forma diferente, se bem que segundo um princípio semelhante. A sua divulgação deve-se, em grande parte, à indústria automóvel, que os usa para calcular as forças a que o veículo está submetido, permitindo controlar, assim, a estabilidade do mesmo. Outra função adicional do acelerómetro é a de auxílio na orientação do GPS. Graças à sua popularidade, o acelerómetro tornou-se um componente cada vez mais acessível, que viu a sua utilização propagar-se para dispositivos eletrónicos como computadores, *tablets* e *smartphones*.

Os computadores, por exemplo, viram no acelerómetro uma ferramenta que ajuda a evitar que um disco rígido fique severamente danificado durante uma queda, parando a *hard drive* durante movimentos bruscos. Consolas como a *Nintendo Wii*, por exemplo, usam as potencialidades do acelerómetro para criar jogos que tirem total partido deste instrumento.

Nos *smartphones*, o acelerómetro ajuda os dispositivos a reconhecer a inclinação do aparelho para que possam ajustar a sua interface ou interagir com aplicações externas de forma adequada aos movimentos realizados.

Adicionalmente, e dependendo da complexidade do acelerómetro utilizado, que pode variar consoante o seu número de eixos, também pode medir a direção de uma força. Apesar de não ocorrerem variações nos objetivos dos diferentes tipos de acelerómetro que existem, o modo como estes detetam a aceleração varia. Por exemplo, existem acelerómetros por indução magnética, piezoelétricos, entre outros.

Ao medir a aceleração estática devido à gravidade, é possível descobrir o ângulo da inclinação do dispositivo em relação à Terra. Quando é medida a aceleração dinâmica, é possível analisar de que forma o dispositivo se move.

Um acelerómetro pode ajudar a compreender melhor o ambiente circundante de um objeto. Como exemplo, um acelerómetro ajuda a detetar problemas com o motor de um automóvel através de testes de vibração. Também ajuda a reconhecer acidentes de viação e a

ativar o *airbag* como medida de proteção. Adicionalmente, os fabricantes de computadores utilizam o acelerômetro para impedir que os discos rígidos sofram danos incapacitantes, como referido anteriormente.

2.2 Física das Quedas

O filósofo Aristóteles, cerca de 300 anos a. C., acreditava que, abandonando corpos de massas diferentes de uma mesma altura, os seus tempos de queda não seriam iguais, isto é, o corpo com maior massa teria um tempo de queda superior àquele de menor massa. Sabemos, hoje, que tal não acontece.

O físico e matemático Isaac Newton publicou, em 1687, três leis que viriam mais tarde a ser de grande relevância no domínio da ciência. A segunda lei de Newton, presente na equação 1, é útil na análise do movimento em queda livre, no qual um objeto sofre a ação da força gravitacional da Terra, denominada peso (P). Esta indica que a força resultante aplicada num corpo se relaciona diretamente com o produto da massa do mesmo com a aceleração exercida.

$$[1] \quad \vec{F} = m \times \vec{a}$$

Um objeto em queda livre é aquele que cai sob influência única da gravidade. Todos os objetos em queda livre sofrem uma aceleração no sentido contrário ao convencional de um referencial ortonormado de $9,8 \text{ m/s}^2$ (na Terra).

O valor da aceleração gravítica difere em ambientes gravitacionais distintos. Mesmo na superfície da Terra existem variações locais neste valor, devidas à latitude, altitude e à estrutura geológica local da região.

A aceleração, como referido anteriormente, pode ser calculada segundo a equação 2:

$$[2] \quad \vec{a} = \frac{d\vec{v}}{dt} \simeq \frac{\Delta\vec{v}}{\Delta t}$$

A aceleração traduz-se na taxa de mudança de velocidade de um corpo. Representa o rácio de mudança de velocidade entre dois quaisquer pontos na trajetória do mesmo. Um corpo com uma aceleração de $9,8 \text{ m/s}^2$ significa que varia a sua velocidade por $9,8 \text{ m/s}$ a cada segundo.

Durante o movimento de queda livre de um corpo, a força da gravidade está intrinsecamente relacionada com o valor absoluto da quantidade de movimento. Assim, a segunda lei de Newton, aplicada a este tipo de movimento, pode ser expressa pela força gravitacional e variação da quantidade de movimento associada à queda num certo intervalo de tempo.

No lugar da variação da quantidade de movimento, podemos usar o produto da massa pela variação da velocidade num intervalo de tempo (equação 3):

$$[3] \quad \vec{P} = m \times \frac{\Delta\vec{v}}{\Delta t}$$

Aqui, a variação da velocidade num determinado intervalo de tempo corresponde a uma certa aceleração.

Dado o impacto de um objeto no chão, este apresenta valores de aceleração negativa acentuados, que podem ser padronizados para estudos no âmbito das quedas, sendo esta a abordagem seguida para o presente sistema de deteção de quedas.

Na Figura 5 estão representados os sinais de aceleração, recolhidos de um *smartphone*, que correspondem a uma queda para a frente.

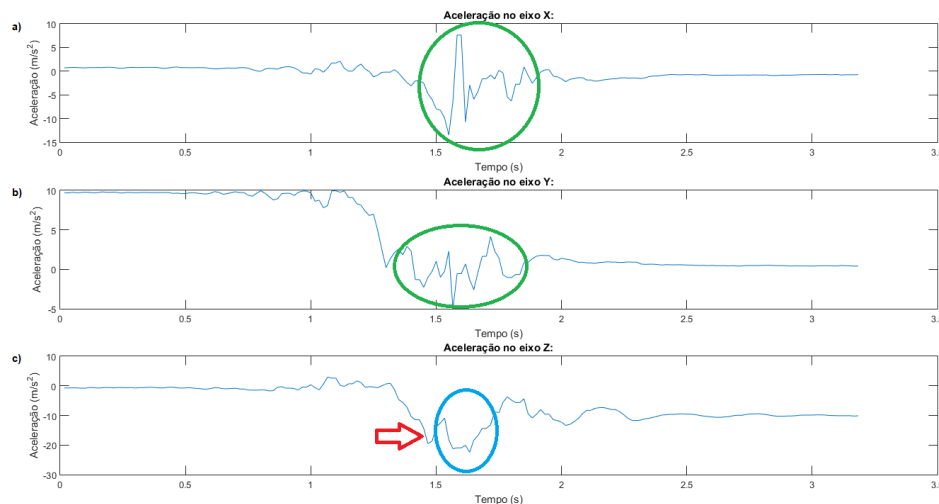


Figura 5: Sinais de aceleração de uma queda para a frente nos três eixos dimensionais x, y e z (a), b) (eixo vertical) e c), respetivamente).

Como se pode verificar, no momento de impacto no chão (assinalado na figura pela seta vermelha) ocorre uma variação brusca do sinal de aceleração no eixo z. Pela interpretação do sinal de aceleração no eixo y podemos verificar que ocorre uma mudança de posição do telefone, uma vez que o valor de aceleração passa de 10 m/s^2 para aproximadamente 0 m/s^2 .

Assinalados nas figuras pelas elipses verdes estão eventuais artefactos de queda, obtidos possivelmente por vibrações laterais do telefone. Aqui, podemos concluir que durante e no momento da queda, o *smartphone* sofreu oscilações nos eixos x e y. Relativamente ao eixo z, assinalado pela elipse azul está representada uma subida do valor de aceleração com imediata descida, o que pode ser justificado pelo facto de que o telefone, ao cair, sofreu efeitos de “*bouncing*”, isto é, oscilações espaciais no eixo referido.

Desta forma, uma vez que uma queda apresenta potencial de padronização nos sinais de aceleração, estes podem ser estudados para desenvolvimento de soluções de deteção de quedas.

Nota-se que as escalas das figuras são diferentes.

2.3 Definição de queda

As quedas surgem como eventos acidentais nos quais uma pessoa cai por deslocação vertical da projeção do centro de gravidade para o exterior da sua base de apoio e nada é feito para restaurar o equilíbrio, ou quaisquer ações tomadas não são eficazes (50).

Uma minoria dos estudos considera a perda de consciência como causa de uma queda (51), (52), definindo esta ideia como “movimento acidental em direção ao chão com ou sem perda de consciência e com ou sem qualquer lesão resultante”. Embora as quedas sejam frequentes nos idosos e afetem a mortalidade, morbilidade, perda de capacidade funcional e institucionalização dos mesmos (53), nem sempre foram identificadas como um problema de saúde pública: eram consideradas como eventos imprevisíveis e muitas destas pessoas não consultavam um médico após experienciarem uma queda.

Durante os últimos vinte anos, tem crescido o interesse no campo das quedas nos idosos e vários estudos demonstraram a incidência, consequências e etiologia das mesmas, bem como possíveis intervenções com abordagens multidisciplinares (15). No entanto, a prevenção destes episódios ainda não é suficientemente implementada fora dos contextos puramente geriátricos,

razão pela qual continua a ser acontecimento relevante causador de problemas de saúde (54), como é aprofundado abaixo.

2.4 Epidemiologia e consequências

O crescente envelhecimento da população é uma tendência mundial (55). Este processo é acompanhado por preocupações maiores sobre a saúde, com óbvias repercussões económicas, incluindo gastos mais elevados relacionados com o tratamento de doenças crónicas (45). Os custos de saúde para a população idosa são significativamente mais elevados do que aqueles relacionados com grupos de outras faixas etárias (56), prevendo-se que o impacto económico associado a quedas aumente proporcionalmente com o crescente número de idosos na população (28).

As consequências inerentes a uma queda estão bem documentadas e envolvem um impacto negativo na qualidade de vida dos lesados, tendo uma relação direta nos cuidados de saúde. Para as pessoas idosas (57), estimativas sugerem que na Europa 25 biliões de euros sejam gastos, anualmente, com cuidados médicos e sociais relativos a lesões causadas por quedas (58).

Este acontecimento tem vindo a representar um sério problema neste tipo de população. Em pessoas com 65 anos de idade ou mais, 25% a 35% experienciam uma queda pelo menos uma vez por ano (57), (59). Tal evento pode resultar num estrago substancial ao corpo do indivíduo, afetando eventualmente a sua moral. Ficar no chão, caído, por um extenso período de tempo resulta normalmente em graves complicações médicas, como desidratação, hemorragias internas e úlceras de pressão, podendo mesmo conduzir à morte do indivíduo (45). Em 2010, nos Estados Unidos, 21649 adultos idosos morreram devido a consequências provocadas por quedas (60).

Estima-se que 30% das pessoas que sofrem este tipo de eventos não sejam assistidas devidamente no espaço temporal de menos de uma hora (61). Estudos indicam uma correlação direta entre a recuperação de um paciente e o tempo que este fica no chão após uma queda. Na realidade, 50% das quedas não detetadas no espaço de pelo menos uma hora levam à morte da pessoa nos seis meses seguintes (62), podendo então verificar-se que um fator crítico para a gravidade das consequências de quedas em idosos é o tempo despendido no chão (29), (63). Uma *long-lie* (*elevado tempo despendido no chão*) causada por uma queda está associada a maiores taxas de mortalidade e internações hospitalares, lesões físicas graves e consequentes internamentos domiciliários (29), (63), (64).

Adultos com 65 anos de idade ou mais sofrem de maiores taxas de quedas e têm um risco de queda igualmente maior (59), (63), (65), (15): deste modo, as lesões associadas surgem como uma ameaça para esta faixa etária. Mesmo que uma queda não resulte numa lesão física, pode regularmente originar depressão, angústia, dor, perda de confiança ou produzir um medo de cair, resultando num decréscimo da mobilidade, na participação de atividades sociais e na independência individual, quer dos idosos quer dos familiares e/ou cuidadores (66), (67), (68), (69), (70).

Nos indivíduos mais velhos, a maioria das quedas pode ser subestimada, mesmo na ausência de incapacidades cognitivas, uma vez que a dinâmica do evento é de difícil reconstrução e a sua prevalência tende a aumentar com a idade (54). Como pode ser visto na Figura 6, idosos tendem a vivenciar um número de quedas que se relaciona diretamente com a idade dos mesmos.

A incidência de quedas em indivíduos com mais de 65 anos de idade, inseridos em lares ou hospitais, é cerca de três vezes mais elevada do que em idosos que vivem na sua zona de residência, provavelmente devido ao facto da fragilidade inerente dos primeiros e do melhor controlo documentado nesses ambientes (45).

A incidência anual de quedas em pacientes residentes na sua localidade com mais de 65 anos de idade está situada entre 28% e 35%, chegando aos 40% em indivíduos com mais de 75 anos de idade (71), responsáveis por 56% das hospitalizações (15). Em cerca de 1% dos indivíduos que sofrem quedas, existem fraturas do fémur que levam a uma mortalidade de 20% a 30% no espaço de um ano, ocorrendo adicionalmente um impacto negativo na capacidade funcional do corpo (72).

Em 30% a 70% dos casos sucedem perturbações depressivas devido ao medo de cair novamente, com consequente incapacidade funcional e institucionalização. Para além do referido, existe uma relação direta entre a elevada incidência de quedas com a suscetibilidade de lesões, devido principalmente a problemas relacionados com a idade, como osteoporose. Este facto eleva ainda mais o risco de fraturas, pneumonia e desidratação, como consequências da imobilização ou da incapacidade de levantar do chão (45).

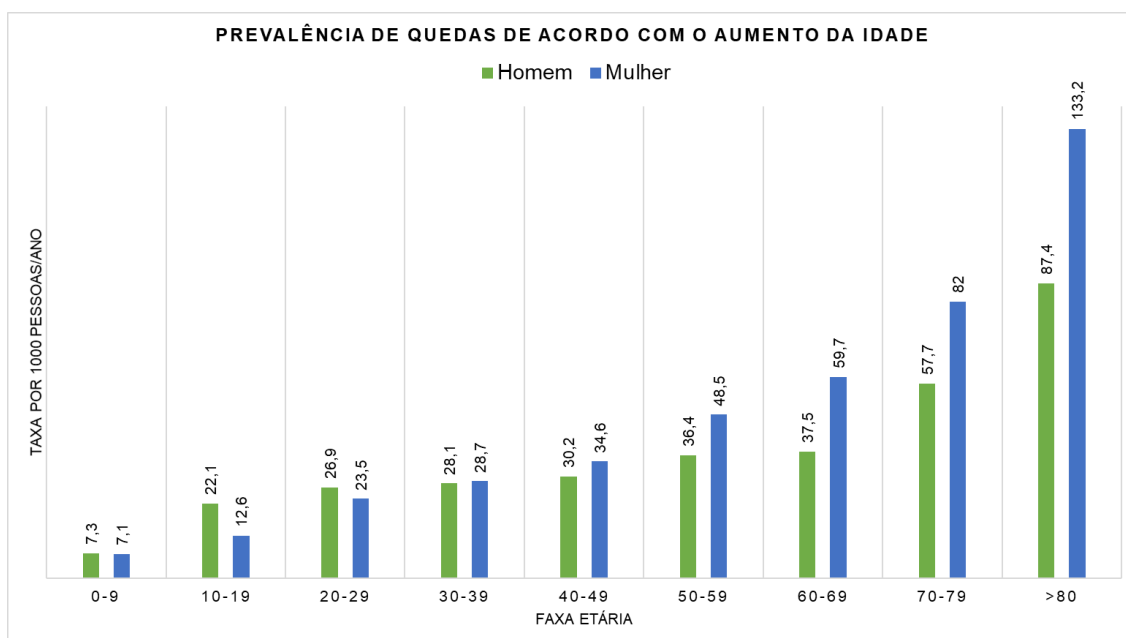


Figura 6: Prevalência de quedas de acordo com o aumento da idade (adaptado de (54)).

2.5 Etiologia

A patogénese das quedas depende muitas vezes de múltiplos fatores, como alterações fisiológicas relacionadas com a idade (Tabela 3), fatores puramente patológicos (Figura 7) ou devido ao meio ambiente. Desta forma, a identificação de fatores de risco é essencial no plano de estratégias preventivas (73).

Tabela 3: Alterações fisiológicas relacionadas com a idade (adaptado de (54)).

Visão	Redução da acuidade visual, tolerância ao brilho e capacidade discriminativa de cores.
Audição	Redução da capacidade discriminatória entre barulhos de fundo e conversações; redução da percepção de sons puros; aumento na produção de cera do ouvido.
Locomoção	Redução na força muscular e na capacidade de movimentação.

A fraqueza muscular é bastante comum nos idosos e alguns estudos mostraram prevalência de fraqueza nos membros inferiores em 48% dos indivíduos não institucionalizados (74) e em 80% dos pacientes em lares (75). De facto, estudos demonstraram que 10% das pessoas com mais de 65 anos de idade precisam de ajuda para caminhar numa sala, 20% para subir escadas e 40% destas pessoas não conseguem caminhar mais do que 500 metros (71).

Mais ainda, foi verificado que indivíduos que sofreram quedas têm mais problemas em caminhar do que aqueles sem qualquer tipo de historial destes eventos (76). Embora a redução da força muscular seja parte inevitável do processo fisiológico de envelhecimento, grande parte dessa redução é provavelmente atribuível à inatividade física.

Neurológico	Cardiovascular	Gastrointestinal	Musculo esquelético	Psiquiátrico
•Demência; •Patologia do sistema vestibular; •Parkinson.	•Enfarte do miocárdio; •Hipotensão ortostática; •Arritmias; •Doenças vasculares.	•Diarreia; •Hemorragias; •Doença da tiróide; •Hipoglicemia; •Desidratação; •Anemia.	•Miopatites; •Deformação da espinha; •Fraturas; •Doença degenerativa do joelho.	•Depressão; •Ansiedade.

Figura 7: Causas de quedas (adaptado de (16)).

As barreiras ambientais são responsáveis por 30% a 50% das quedas, ainda que estas sejam muitas vezes determinadas pela interação do indivíduo com o exterior no decorrer de atividades consideradas perigosas. O espaço rural contém muitos riscos, mas os idosos tendem a cair mais nas suas casas, talvez porque seja lá que passam a maior parte do seu tempo e, sentindo-se mais confiantes, são mais descuidados (77). Em casa, as barreiras são representadas por escadas, tapetes e superfícies escorregadias, iluminação inadequada ou, pelo contrário, iluminação excessiva. Já em instituições, a maioria das quedas têm lugar durante atividades com risco inerente, como sair da cama e entrar ou sair do banho (78), (50). Em zonas urbanas, as barreiras são representadas maioritariamente por calçadas e passagens desprotegidas (54).

Um estudo investigou a relação entre quedas e a toma de medicação: uma ingestão de mais de quatro medicamentos determina um aumento significativo no risco de queda, especialmente quando tais medicamentos são antiarrítmicos, diuréticos, antidepressivos, benzodiazepínicos e antipsicóticos. Independentemente do facto do seu uso ser para tratamento crónico ou agudo, os benzodiazepínicos apresentam-se, de entre os medicamentos referidos, como um dos principais fatores de risco de quedas (79).

Também foi estudado que quanto maior for o número de fatores de risco, maior o risco de queda: a proporção de indivíduos não institucionalizados com quedas recorrentes aumenta de 10% para 69% quando o número de fatores de risco aumenta de um para quatro ou mais (77).

Capítulo 3

O Estado da Arte

Inúmeras são as soluções propostas ou já desenvolvidas com o objetivo de mitigar ou solucionar problemas da população idosa. Nesta secção é apresentada uma revisão bibliográfica de várias soluções tecnológicas propostas para um Envelhecimento Ativo, com foco na detecção e prevenção de quedas em idosos, bem como alguns programas preventivos e/ou reativos no mesmo âmbito.

3.1 Soluções para detecção e prevenção de quedas

De entre os sistemas desenvolvidos, soluções de monitorização, alerta ou de comunicação são amplamente desenvolvidos, com vista a prever quedas e alertar e comunicar com pessoas cuidadoras ou serviços de emergência.

Para uma melhor compreensão, discrimina-se de seguida uma classificação destes tipos de sistemas.

3.1.1 Classificação de dispositivos e tecnologias

Os detetores de queda podem ser classificados em três categorias diferentes (80), divididas por gerações de dispositivos:

- Os sistemas da primeira geração dependem do próprio indivíduo para que a queda seja detetada. Conhecido comumente como o “alarme da comunidade”, este tipo de dispositivo surge como um colar em volta do pescoço que contém um botão de alarme a ser pressionado, contactando assim os serviços de emergência;
- Os sistemas da segunda geração são baseados na geração anterior, distinguindo-se no nível de inteligência incorporado (56). Esta geração inclui, para além de sistemas de monitorização de sinais vitais, módulos de detecção de quedas, em que alarmes são automaticamente acionados sem que o indivíduo tenha que pressionar qualquer botão;
- Os sistemas da terceira geração diferem dos anteriores, pois utilizam dados, geralmente obtidos através da monitorização ambiental, para detecção de alterações (como mudanças dos níveis de atividade) dos indivíduos que podem aumentar o risco de queda, podendo também detetar fatores de risco para outros eventos negativos. Os dispositivos desta geração têm uma abordagem muito mais preventiva do que reativa (80).

3.1.2 Soluções existentes

Um sistema de detecção de quedas pode ser definido como um sistema que deteta quedas e alerta quaisquer serviços de emergência, com o intuito de facilitar a rápida assistência por parte de profissionais de saúde (31), (28).

Na Figura 8 está representado um sistema típico de detecção de quedas. O fluxo deste tipo de sistema, em tempo real, começa com o envio de dados por parte do dispositivo de detecção para uma unidade de processamento. Quando o algoritmo deteta uma queda, um alarme é acionado e/ou uma ação tomada. Tal pode ser em forma de som de alerta (para atrair a atenção e ajuda de pessoas próximas), de intervenção imediata (por exemplo, ativar um airbag) ou enviar mensagens de alarme para membros da família, cuidadores e/ou profissionais de saúde. Na informação enviada pode também estar incluída a hora do incidente, a sua localização e o estado de consciência do lesado.



Figura 8: Representação de um sistema de detecção de quedas.

O primeiro sistema de monitorização de quedas foi desenvolvido no início de 1970, projetado para o envio de uma mensagem de alerta pela interação do utilizador com um botão de alarme (57). A aparente simplicidade deste sistema veio, aos poucos, melhorando, uma vez que trabalhos realizados na monitorização automática de quedas começaram a ganhar mais relevância nos inícios da década de 90. Lord e Colvin (63) estudaram as causas e efeitos de quedas na população idosa e propuseram o uso de um acelerómetro para a efetiva detecção.

Em 2002, Prado *et al.* (81) desenvolveram um protótipo de sistema de detecção baseado em dois acelerómetros axiais duplos usados nas costas do utilizador, um pouco acima do sacro, enquanto que Noury (82) investigou um sensor de queda inteligente composto por um acelerómetro piezoelétrico, um interruptor de inclinação e um sensor de vibração. Nos seus diversos testes verificou, apesar de tudo, que o algoritmo era demasiado sensível.

Degen *et al.* (83) apresentaram um detetor de quedas destinado a ser colocado no pulso, apresentando uma sensibilidade de apenas 65%. A utilização de câmaras de infravermelho montadas numa parede foi abordada por Sixsmith *et al.* (84). Ainda que os alarmes fossem

acionados após uma queda, o mesmo acontecia em tempos de grande inatividade, para além de que as simulações realizadas mostraram que o sistema conseguia detetar apenas 30% das quedas reais.

Em 2006, Kang *et al.* (85) desenvolveram um detetor de quedas colocado no pulso com um sistema integrado de monitorização de sinais vitais, como eletrocardiograma, pressão arterial, oximetria de pulso, taxa de respiração e temperatura corporal. Nyan *et al.* (86) realizaram experiências de deteção com base em três giroscópios embutidos numa peça de vestuário colocados perto do tórax, tronco e cintura, sendo que os resultados angulares serviam para a efetiva deteção de quedas. O recurso a informações pessoais armazenada numa base de dados, como o rácio entre a altura e largura ou o índice de massa corporal, foi debatido por Miaou *et al.* (87). O sistema produziu resultados com uma precisão de 70% e 81%, com e sem informações pessoais, respetivamente. Alwan *et al.* (88) projetaram um sistema de deteção baseado na vibração do solo com auxílio a sensores piezoelétricos. A taxa de deteção obtida foi de 100%, embora as simulações tenham sido levadas a cabo por bonecos de teste.

Em 2007, Srinivasan *et al.* (89) estudaram a deteção automática de quedas com base num acelerómetro tri-axial e em sensores de infravermelhos. O acelerómetro foi colocado na cintura do indivíduo de modo a capturar hipotéticos eventos de queda, enquanto que os sensores infravermelhos foram montados numa parede para fornecer informações de movimento longitudinal. Almeida *et al.* (90) apresentaram uma bengala com um giroscópio embutido na base para detetar quedas e medir o ritmo da caminhada, baseando-se na magnitude da velocidade angular resultante ao longo dos eixos laterais e frontal. Uma abordagem de deteção com incidência em sensores óticos foi levada a cabo por Li *et al.* (91), conjuntamente com nove micro interruptores de mercúrio incorporados numa peça de vestuário inteligente. O sensor, colocado na cintura, foi empregue para detetar quedas, enquanto que os interruptores permitiram identificar as características das mesmas (se para a frente ou para trás) e as atividades do indivíduo (se estava deitado, sentado, de pé ou curvado).

Em 2008, Doukas e Maglogiannis (92) propuseram o uso combinado de um acelerómetro e um microfone colocado no pé. Foi relatado que os sinais sonoros gerados durante o impacto no solo poderiam ser usados para detetar eventos de queda. O uso de sensores acústicos foi versado por Popescu *et al.* (93), enquanto que Tzeng *et al.* (94) usaram um sensor de pressão no solo para detetar impactos no chão e uma câmara de infravermelhos para identificar as ações do sujeito.

Bianchi *et al.* (95) desenvolveram um sistema de deteção de quedas com base num sensor de pressão e um acelerómetro tri-axial colocado na cintura. Os resultados experimentais mostraram que a informação combinada dos sensores pode fornecer informações úteis para o objetivo do estudo. Gjoreski *et al.* (96) realizaram a respetiva deteção com recurso a acelerómetros tri-axiais no tórax, cintura, coxa e tornozelo. Eles concluíram que a colocação dos sensores no peito e na cintura era adequada para a deteção de queda. Informações derivadas de sensores colocados em móveis, como uma cama ou uma cadeira, podem também apresentar utilidade neste âmbito, como atestado por Li *et al.* (97).

Nos tempos recentes, a deteção de quedas baseada em acelerómetros tri-axiais incorporados em *smartphones* tem vindo a tornar-se cada vez mais popular, sendo que Dai *et al.* (98), (99) introduziram pela primeira vez o uso de deteção de quedas baseado em dispositivos móveis. A vantagem de usar um *smartphone* para deteção de quedas deve-se ao facto que este também pode ser utilizado para enviar mensagens ou para localizar o indivíduo que tenha experienciado uma queda. Alguns estudos (100), (101), todavia, relataram que um

acelerómetro tri-axial incorporado num *smartphone* pode ser de qualidade relativamente baixa e, portanto, resultar num desempenho de deteção de quedas mais fraco, em comparação com outros acelerómetros comercialmente disponíveis.

3.1.2.1 Sistemas portáteis de deteção de quedas

Esta secção concentra-se num panorama geral com diferentes aspetos da deteção de quedas, incluindo: os diferentes posicionamentos de sensores e protocolos de atividades da vida diária (AVDs) utilizados.

a) Posicionamento dos sensores

Os sensores portáteis usados na deteção de quedas incluem interruptores de inclinação, acelerómetros, giroscópios, sensores de pressão e microfones. Entre estes, os acelerómetros são considerados como os mais eficazes e comumente usados. Estudos foram concretizados com diferentes posições de sensores: com um único sensor, a colocação mais usual é na cintura do indivíduo (95), (102), (103), (83), (89), (104), (105). Outras posições são o pulso (106), (97), cabeça (107), pescoço (108), tronco (109), tórax, costas (110), ombro, axila (111), orelha (112), (113), coxa (114) ou pé (92). A posição utilizada mais habitual na parte inferior do corpo é a coxa, que geralmente é combinada com o peito ou tronco (102), (96), (115), ou a cintura (96), (97).

Bourke *et al.* (102) acomodaram sensores no tronco e na coxa, sendo que o tronco permitiu os melhores resultados. Gjoreski *et al.* (96) compararam sensores colocados no peito, cintura, tornozelo direito e coxa direita e, ao contrário dos anteriores, assumiram a cintura como a posição preferível. Dai *et al.* (99) realizaram simulações com *smartphones* colocados no tórax, cintura e coxa, sendo que a cintura também foi considerada como a melhor colocação. Fang *et al.* (116) relataram que um desempenho vantajoso seria alcançado quando o sensor fosse colocado perto do centro de massa. Os resultados mostraram que o tórax era a posição ideal, possivelmente por ser uma das posições mais próximas da cabeça, mas a colocação na cintura era recomendável devido ao nível de conforto que permitia.

b) Protocolos experimentais

Uma significativa porção dos algoritmos de deteção de quedas são desenhados com base em conjuntos de dados que contêm uma mistura de AVDs (incluindo atividades semelhantes com a queda) e quedas simuladas (117). Os resumos de AVD e os protocolos de queda simulados utilizados nos estudos referidos são apresentados nas tabelas presentes nos Anexos I e II, respetivamente.

As AVDs mais comuns abarcam: estar de pé, andar num nível plano, subir ou descer escadas, correr ou fazer jogging, saltar, sentar ou levantar de uma cadeira, deitar ou levantar da cama e apanhar objetos do chão (117). Algumas investigações debruçam-se também em protocolos de transição entre atividades, como sentar-levantar e levantar-sentar (102), sentar-deitar e deitar-sentar, começar a andar e andar-virar-andar.

Relativamente aos tipos de quedas, para além daquelas apresentadas na tabela do Anexo II, estes incluem quedas para a frente com a proteção do braço (118), desmaio (119), (120), queda para a frente com uma volta de 90° e queda vertical. Gjoreski *et al.* (96) experimentaram, no seu conjunto de dados, quedas lentas com uma tentativa de apoio em móveis.

Brown (103) dividiu as quedas em queda simples (que acaba com o lesado deitado no chão) e queda complexa (que termina com uma postura vertical). Bianchi *et al.* (95) realizaram experiências de detecção com oito tipos de quedas e oito tipos de AVDs e relataram que quedas com recuperação da postura eram as mais difíceis de detetar, enquanto Kangas *et al.* (106) verificavam que, entre as quedas para a frente, lateral e para trás, esta última era aquela de mais difícil detecção. Tolkiehn *et al.* (104) descobriram que de treze diferentes tipos de quedas, as que ocorriam para a frente com atenuação com os joelhos eram as mais difíceis de detetar.

Wu *et al.* (121) desenvolveram um sistema de detecção de quedas baseado num dispositivo vestível posicionado na cintura do indivíduo, que deteta uma queda por análise de valores de aceleração. Este dispositivo recolhe a localização geográfica do sujeito e envia mensagens de texto de alarme para cuidadores. Shi *et al.* (122), porém, recorreram ao acelerómetro e magnetómetro embutidos no *smartphone* para diferenciar quedas de AVDs, com recurso ao classificador *Support Vector Machine* (SVM) e utilizando informações de movimento residual para distinguir quedas de eventos de corrida.

Hsu *et al.* (123) investigaram a detecção de quedas com recurso ao acelerómetro embutido no *smartphone*. As características por eles extraídas incidiram exclusivamente naquelas com respeito a vetores gravíticos. Os resultados do algoritmo demonstraram uma sensibilidade de 96,67% e especificidade de 95%. Aguiar *et al.* (124) desenvolveram um sistema não intrusivo que deriva informação proveniente de classificação em aprendizagem computacional aplicada a um algoritmo de máquina de estado. Após detecção de uma queda, a localização do sujeito é enviada por SMS para uma lista de contactos previamente definida.

Albert *et al.* (125) atuaram não só na detecção de quedas, como também na classificação automática de cada tipo de queda. Aplicando 5 tipos de classificadores diferentes e um elevado *set* de características, obtiveram um algoritmo cuja sensibilidade apresentou um valor de 98,19% e uma especificidade de 98,25%.

c) Resultados de detecção

Na Tabela 4 apresentam-se os melhores resultados de estudos existentes de detecção de quedas que utilizaram, para efeitos de detecção, um acelerómetro, giroscópio, magnetómetro ou barómetro.

Tabela 4: Resultados de detecção de quedas de estudos existentes.

Sensibilidade (%)	Especificidade (%)	Referência
97,10	98,30	(121)
90,83	95,33	(122)
96,67	95,00	(123)
96,60	98,60	(124)
92,67	72,67	(126)
98,19	98,25	(125)

Como se pode verificar, existe uma variedade de estudos cujos resultados de deteção de quedas se apresentam bastante satisfatórios. A tabela presente no Anexo IV ilustra alguns exemplos de produtos vestíveis de deteção de quedas existentes.

Capítulo 4

O Sistema

A análise de movimento baseada em sensores é comumente utilizada. No entanto, comparativamente com o número de soluções de sistemas de detecção de quedas, poucos são aqueles que utilizam o *smartphone*. Poderíamos, de facto, pensar que, tendo em conta a população idosa, qualquer tipo de tecnologia que não lhes fosse completamente familiar não seria de fácil aceitação. No entanto, para o desenvolvimento de qualquer solução que tenha como público alvo este nicho populacional, temos que considerar não só os idosos de hoje, como também os de amanhã, isto é, aqueles que, quando atingirem a idade para tal, serão perfeitamente aptos na utilização diária de um *smartphone*.

Muitas são as informações que podem ser derivadas com recurso a um ou mais sensores do *smartphone* no âmbito da detecção de quedas. Há, aqui, que ter em atenção o custo computacional do sistema, de modo a obter uma boa *performance* sem grandes tempos de resposta.

É fundamental que toda a interface de sistemas móveis para com os idosos seja o mais simples e intuitiva possível, devido à inerente perda de capacidade que a idade acarreta.

Importa ainda destacar que as soluções disponíveis se dedicam à detecção de quedas, sem âmbito externo de apoio para com o idoso. Uma gestão controlada da medicação a tomar não tem, por exemplo, uso combinado com qualquer tipo de sistemas de detecção de quedas.

Destaque-se que o algoritmo desenvolvido pode ser consultado online (160).

4.1 Definição de objetivos

Corroborando as iniciativas destacadas para com os incentivos de um envelhecimento saudável e ativo, propõe-se um sistema “*user-friendly*”, assumindo como prioridade capacitativa a detecção de quedas, tendo, no entanto, impacto no apoio ao idoso no que toca à comunicação com terceiros ou interação com o meio envolvente via *smartphone* e módulos de comunicação a este inerentes.

O intuito é simples: um sistema útil, prático e intuitivo focado no idoso, tanto no âmbito de *design* como de funcionalidades, que permita detetar, em tempo real, eventos de quedas aquando da locomoção do idoso em qualquer espaço, seja ou não na sua residência, bem como na comunicação com um ente querido que desempenhe o papel de cuidador.

4.2 Visão geral do sistema

O sistema recolhe sinais de aceleração do idoso, orça métricas discriminativas com base em rotinas desenvolvidas e retorna uma resposta binária aparentemente simples: a ocorrência de uma queda, ou não. Todo o processo denota uma inerência a problemas de classificação e, como tal, vários foram os testes realizados, com voluntários, com a finalidade da aprendizagem discriminatória do sistema entre quedas e eventos que não as representam.

O processo é desempenhado, na sua totalidade, no *smartphone* via aplicação *Android*.

Uma representação esquemática do módulo de detecção de quedas está representada na Figura 9.

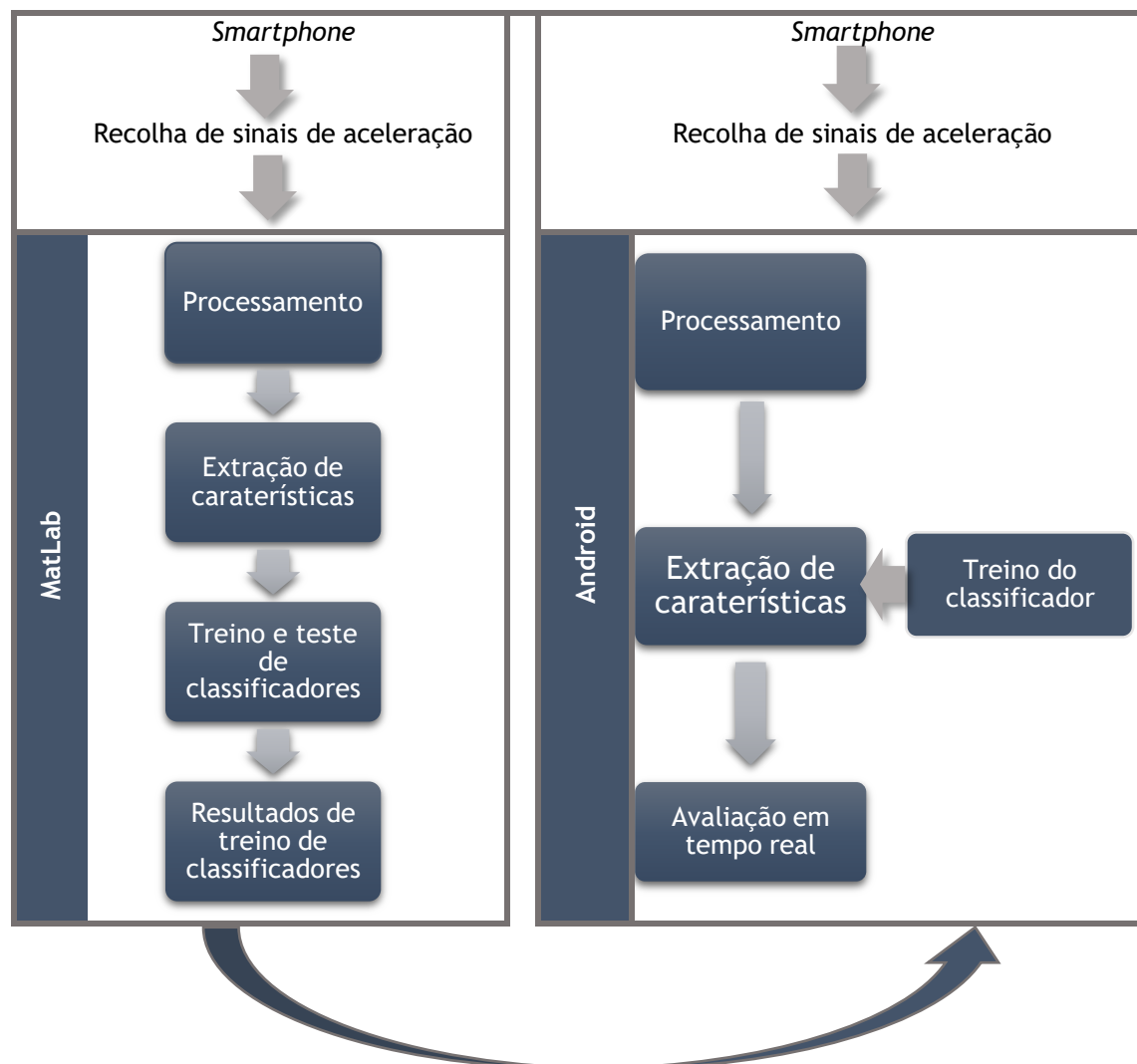


Figura 9: Representação esquemática da metodologia de detecção de quedas.

Numa primeira fase, todo o sistema foi testado em MATLAB®, devido à simplicidade da sua programação e do elevado grau de eficiência que apresenta em problemas deste âmbito. Aqui, os sinais previamente captados com recurso ao *smartphone* foram primeiramente integrados numa fase de processamento, seguido por um módulo de extração de caraterísticas, com vista à avaliação de um leque de classificadores disponíveis, com o intuito de ser escolhido, para utilização em *Java*, aquele que apresentasse melhor *performance* de classificação. Posteriormente, e uma vez conhecida a melhor resposta de diversos classificadores, todo o sistema foi desenvolvido no âmbito do sistema operativo *Android*, com recurso à linguagem de programação *Java*. Nesta etapa, os sinais obtidos pelas leituras do acelerómetro do *smartphone* atravessaram uma fase de processamento e extração de caraterísticas muito semelhante àquela referida anteriormente, divergindo apenas no tipo de classificadores avaliados. Em *Java*, foi avaliado o classificador que retornou melhor resposta em MATLAB®, em conjunto com um outro tipo de classificador: o K-Star. Dos últimos, aquele que obtivesse uma ótima resposta a todo o contexto seria o escolhido para uma avaliação de deteção de quedas em tempo real. Uma vez que o sistema “aprende” a distinguir entre eventos de interesse, o mesmo pode, em tempo real e em simultaneidade da prática diária do idoso, detetar uma eventual queda e proceder autonomamente a atos de comunicação com a pessoa cuidadora ou serviços de emergência.

4.3 Algoritmo de Deteção em MATLAB®

Numa primeira fase, os dados de aceleração são recolhidos recorrendo ao acelerómetro tri-axial do *smartphone*, retornando três vetores com valores de aceleração correspondentes aos três eixos dimensionais x, y, z. O sensor funciona a uma frequência de 60 Hz, seguindo a abordagem de Aguiar *et al.* (124), recolhendo 60 valores por segundo. Para uma melhor compreensão, são listados nas Figuras 10 a 13 sinais de aceleração no decorrer de 4 diferentes tipos de quedas.

Os dados de aceleração provenientes do *smartphone* são lidos pelo MATLAB® e, para cada um destes dados, um vetor é criado, contendo toda a informação recolhida do acelerómetro. De seguida, os dados são filtrados utilizando um filtro de média deslizante, presente na equação 4.

$$[4] \quad y(n) = \frac{\sum_{m=0}^{L-1} x(n-m)}{L}, \quad L = \text{comprimento do vetor}$$

4.3.1 Extração de caraterísticas

Neste momento, existem três sinais, correspondendo, cada um deles, aos valores de aceleração em cada um dos três eixos coordenados (x, y, z), já filtrados, como referido anteriormente.

Os dados “crus” recolhidos do sensor não podem ser utilizados diretamente para métodos de extração de caraterísticas ou classificação. Assim, é implementado um módulo que conduz o cálculo para a extração de caraterísticas e a conversão de dados crus em amostras de treino, possuindo as respetivas amostras a estrutura adequada de acordo com a exigência do algoritmo de aprendizagem.

Um módulo de extração de características desempenha um papel fundamental em processos de deteção de quedas. Tem como objetivo a extração de métricas que representem

informações discriminativas, como a orientação corporal, vibração mecânica ou velocidade, para que possam ser usados como *input* num modelo de classificação (54).

Existem dois parâmetros que necessitam de avaliação, no que diz respeito ao processo de extração de características, uma vez que o mesmo se baseia no comprimento da janela do *set* de dados:

O comprimento da janela (número de amostras presentes num determinado *set*): foi determinada uma janela que contivesse 100 amostras, num total de 1,67 segundos de recolha de amostras, uma vez que uma queda ocorre no espaço de tempo de cerca de 2 segundos;

O deslocamento de janelas consecutivas (as janelas podem sofrer sobreposição para que todos os dados sejam tidos em conta e para que uma queda seja efetivamente detetada, sem “saltos” na leitura dos dados): uma sobreposição de cerca de 66,6% será aplicada aos dados. Tal significa que a próxima janela conterá 66,6% dos dados da janela imediatamente anterior.

Para cada janela, contendo 100 amostras cada, é aplicada a janela de *Hamming* (equação 5), a fim de eliminar a distorção espectral. As características são então calculadas a partir destes dados.

[5]
$$y(n) = 0,54 - 0,46 \times \cos\left(\frac{2 \times \pi \times n}{N}\right), 0 \leq n \leq N$$
$$L = N - 1, L = \text{comprimento do vetor}$$

4.3.2 Classificação das amostras

A análise de relação entre quedas e lesões resultantes é extremamente útil, pois permite estabelecer estratégias eficientes de prevenção de quedas. Embora diferentes tipos de quedas tenham sido simuladas em vários estudos, poucos foram aqueles que se dedicaram à sua classificação (16).

Os métodos para a classificação podem ser amplamente categorizados em “*threshold-based*” (TB), “*rule-based*” (RB) e em “*machine learning*”. A utilização única do *threshold* simples não é adequado para detetar diferentes tipos de quedas, uma vez que diferentes indivíduos apresentam *thresholds* diferentes, sendo que a maioria dos sistemas de deteção automática referidos se baseiam na abordagem por regras (95), (102), (103), (99), (106), (97), (89), (104). Aqui, o conceito principal é desenhar um conjunto de regras para detetar AVDs ou quedas com base em valores de uma ou mais características.

Múltiplos sistemas de deteção de quedas assentam, total ou parcialmente, na aprendizagem supervisionada (117). Exemplos de algoritmos utilizados em estudos de deteção incluem “*Decision Tree*” (DT) (96), “*Naive Bayes*” (NB) (96), (97), “*Hidden Markov Model*” (HMM) (105), “*Gaussian Mixture Model*” (GMM), “*K-Nearest Neighbor*” (kNN), “*k-mean*” (97), “*Support Vector Machine*” (SVM) (92), (96), “*Fuzzy Inference System*” (FIS) e “*Artificial Neural Network*” (ANN). Gjoreski *et al.* (96) recorreram a algoritmos de aprendizagem computacional como “J48” e “*random forest*” nos seus módulos de reconhecimento da postura corporal.

Na sua totalidade, os classificadores mais utilizados e que apresentam melhores resultados apresentam-se como: DT, kNN e SVM (124), pelo que estes foram os classificadores escolhidos para a fase de treino de amostras, em MATLAB®, com vista a selecionar o melhor classificador para ser utilizado na classificação em Java. O classificador *K-Star* foi adicionalmente utilizado, desta vez apenas em Java, uma vez que demonstra bons resultados em problemas de classificação de aprendizagem supervisionada (127).

De forma a testar o quão prático o sistema é, o modelo de classificação deve ser avaliado com conjuntos de dados adquiridos quer de pessoas idosas, quer de jovens (16). Porém, a grande parte das simulações de quedas dependem apenas de um conjunto de dados realizado

por indivíduos jovens saudáveis (16), (28). Mesmo assim, vários foram os estudos que consideraram protocolos de AVD concretizados por indivíduos idosos, de modo a analisar as taxas de falsos positivos dos algoritmos desenvolvidos.

Para além do número de indivíduos de teste, devem igualmente ser envolvidos diferentes tipos de quedas e AVDs, bem como a sua complexidade, por forma a serem considerados na avaliação de desempenho de um algoritmo. A maioria dos estudos avalia os seus modelos utilizando uma ou mais das três medidas de desempenho mais usadas: sensibilidade, especificidade e precisão. A sensibilidade reflete a capacidade do sistema na deteção de quedas, a especificidade reflete a capacidade do sistema na deteção de AVDs e a precisão representa a capacidade geral do sistema na deteção de quedas e AVDs (28). A tabela exibida no Anexo III revela um resumo das experiências elaboradas de deteção de quedas com base em sensores portáteis. Na tabela estão listados os autores, tipos de sensores e posicionamento, número de quedas e AVDs, características, métodos de classificação e desempenho de *performance*.

Apresentam-se de seguida considerações ainda acerca dos classificadores usados no decorrer do presente trabalho.

4.3.2.1 Decision Tree

As *Decision trees* são um dos algoritmos mais antigos utilizados na aprendizagem supervisionada. Estes algoritmos usam uma abordagem de “*divide and conquer*”, sendo que a sua estrutura de dados é uma árvore que na maioria das vezes é binária (128).

O algoritmo C4.5, criado por *Ross Quinlan*, gera uma árvore de decisão que pode ser usada para resolver problemas de classificação, sendo que a construção da árvore é realizada de forma recursiva (129). Um atributo é escolhido como a raiz da árvore de decisão e os ramos são criados para cada valor do atributo. O processo é repetido em cada ramo usando os atributos restantes existentes. Os critérios de paragem são atendidos quando todas as instâncias do ramo têm a mesma classe ou não há atributos deixados para trás (128).

A seleção dos nós (atributos) é determinada usando uma medida da pureza de todos os nós possíveis. O nível de pureza associado a cada nó é apenas o número de ocorrências no nó que têm a mesma classe. Quanto mais ocorrências de uma determinada classe no nó, mais pura a mesma será. (130)

4.3.2.2 k-Nearest Neighbor

Este algoritmo pertence a um subgrupo de algoritmos de aprendizagem supervisionada conhecidos como classificadores baseados em instâncias. Instâncias novas e não comparadas são comparadas com instâncias que são armazenadas no conjunto de treino.

Os algoritmos *k-nearest neighbor* também são chamados de “*lazy classifiers*”, pois não há treino envolvidos. O algoritmo usa os vizinhos mais próximos das ocorrências novas ainda não classificadas para classificá-las. Sempre que um novo exemplo precisa ser classificado, ele é comparado com todos os exemplos no conjunto de dados. Consequentemente, os algoritmos *k-neighbor* usam uma abordagem direta para resolver problemas de classificação (128).

Suponhamos que haja um conjunto de dados com n exemplos classificados e o único atributo categórico é a classe, sendo o resto atributos de valor real. Cada exemplo classificado funciona como um ponto no espaço de características. Uma maneira de calcular os k -vizinhos mais próximos para exemplos não classificados seria encontrar os k exemplos já classificados que

estão mais próximos dos dados não classificados. Uma vez que os k vizinhos são identificados, a classe correspondente à maioria será aquela determinada para classificar as novas instâncias. Uma vez que os atributos são numéricos, métricas de distância podem ser usadas para determinar quais são os k vizinhos mais próximos. As distâncias euclidianas, de *Manhattan* e de *"city-blocks"* são comumente usadas nos algoritmos *k-nearest neighbors* (128), (130).

4.3.2.3 Support Vector Machines

As *support vector machines* são um tipo relativamente novo de algoritmos supervisionados de aprendizagem de máquinas e superam muitos dos algoritmos clássicos. Num problema de classificação de duas classes, o objetivo principal é criar um modelo que coloque cada novo exemplo na classe correta. Os algoritmos SVM tentam resolver esse problema, levando os exemplos de treino para uma dimensão superior, onde eles são separados linearmente e podem ser atribuídos a uma classe com pouca incerteza.

Os conjuntos de dados de classe binária que são linearmente separáveis são fáceis de classificar, pois o limite de decisão das duas classes é apenas uma linha ou plano que divide o espaço de características em duas regiões: classe A e B.

Nos SVMs, o espaço de entrada é transformado num espaço dimensional maior com recurso a um mapeamento não-linear. A ideia é levar as instâncias do espaço de características original, onde elas não são separadas linearmente para um novo espaço onde elas apresentam separação linear. Neste novo espaço, é criado um hiperplano, funcionando como um limite de decisão que separa os dados, denominado por hiperplano de margem máxima.

Os dados de treino mais próximos do limite de decisão são chamados de vetores de suporte. Os vetores de suporte definem de forma exclusiva o hiperplano de margem máxima para o problema em questão. Desta forma, as SVMs procuram um hiperplano de margem máxima para separar os dados. Cada nova entrada será levada a este novo espaço onde será classificada dependendo da região em que cai (131).

4.3.2.4 K-Star

K-star ou K^* é um classificador baseado em instâncias. A classe de uma instância de teste é baseada nas instâncias de treino semelhantes à mesma, conforme determinado por uma função de similaridade. Este difere de outros classificadores baseados em instâncias, pois usa uma função de distância baseada em entropia. O pressuposto fundamental é que casos similares terão classificações semelhantes. A questão reside na definição de "instância semelhante" e "classificação semelhante". Os componentes a sofrer avaliação deste tipo de classificador são a função que determina a forma como ocorrem duas instâncias semelhantes e a função de classificação que especifica como as semelhanças de instâncias produzem uma classificação final para a nova instância (127).

4.3.3 Características utilizadas

A Tabela 5 fornece uma lista das características (referenciadas na Tabela por F1 ou F2, por exemplo) utilizadas em estudos existentes, descritos na tabela presente no Anexo III. As mesmas são orçamentadas através de um acelerómetro, um giroscópio ou um sensor de pressão, sendo que a maioria é obtida a partir dos sinais de aceleração (117). As características F1, F2,

F3, F5, entre outras, são características simples, ainda que muito informativas, comumente englobadas em investigações existentes de detecção de quedas (45).

Segundo Lara *et al.* (132), para uma ótima detecção de quedas, os classificadores deveriam ser treinados com um *set* de características que incluíssem média, mediana, máximo, mínimo, desvio padrão, desvio médio, energia, potência, assimetria, curtose e diferença média entre valores consecutivos (*diff*) (124) (133), cujas equações se apresentam de seguida (equações 6 a 15) (103), (74), (124). As características são calculadas para cada vetor de sinal de aceleração nos eixos dimensionais, após aplicação de métodos de filtragem e eliminação de distorção espectral, como referido anteriormente. Uma característica adicional, valor absoluto total, é aplicada tendo em conta os três vetores de dados em simultâneo, num total de 34 características. A totalidade de características encontram-se listadas na Tabela 6 e as respetivas equações inserem-se no seu seguimento.

Hsu *et al.* (134) afirmam, no entanto, que um sistema deste tipo atinge uma ótima performance quando os classificadores são treinados com características obtidas também através dos sinais do giroscópio. Todas as características até agora referidas apresentam, na teoria, uma boa capacidade discriminativa entre eventos de quedas, daqueles que não os são.

Para o presente sistema não foi derivada nenhuma característica relativa a valores retornados pelo giroscópio, a fim de tornar a resposta do sistema mais rápida, uma vez que na utilização de sensores adicionais é verificado um aumento considerável no custo computacional (124).

Neste sentido, os classificadores foram treinados com o *set* de características presentes na Tabela 6, extraídas unicamente dos sinais de aceleração.

Tabela 5: Lista de características utilizadas em estudos existentes (117) adaptado.

F1	F2	F3	F4	F5
Média	Desvio Padrão	Variância	Magnitude do Desvio Padrão	Magnitude do Vetor Soma
F6	F7	F8	F9	F10
Vetor soma no plano horizontal	Desvio Padrão da Magnitude do Vetor Soma	Diferença entre máximo e mínimo da Magnitude do Vetor Soma	RMS da Magnitude do Vetor Soma	Área da Magnitude do Sinal
F11	F12	F13	F14	F15
Área da Magnitude da Atividade do Sinal	Velocidade de Referência	Velocidade	Velocidade aproximada	Aceleração Vertical
F16	F17	F18	F19	F20
Máxima Aceleração Vertical	Média de Mudança de Aceleração	Média da Aceleração	Amplitude da Aceleração da Direção Vertical	Ângulo entre dispositivo e o chão
F21	F22	F23	F24	F25
Ângulo entre dispositivo e a gravidade	Ângulo entre o eixo z e a gravidade	Ângulo de inclinação	Postura	Orientação do Tronco
F26	F27	F28	F29	F30
Mudança na orientação do dispositivo	Mudança na Orientação	Ângulo de Orientação	Rácio entre ângulos consecutivos	Diferença entre ângulos consecutivos
F31	F32	F33	F34	F35
Ângulo Sagital	Ângulo Lateral	Ângulo Horizontal no eixo x	Ângulo Vertical no eixo x	Taxa de Mudança de Aceleração
F36	F37	F38	F39	F40
Ângulo do Tronco	Aceleração angular do tronco	Aceleração angular resultante	Velocidade angular resultante	Mudança resultante no ângulo do tronco
F41	F42	F43	F44	F45
Pressão Diferencial	Equação de regressão múltipla	Derivada de aceleração máxima	Amplitude pico-a-pico máxima de aceleração	Derivada pico-a-pico máxima de aceleração
F46	F47			
Tempo de repouso do corpo no chão	Tempo de contacto com o chão			

Tabela 6: Lista de características utilizadas.

#	Nome
1	Média no eixo x
2	Mediana no eixo x
3	Máximo no eixo x
4	Mínimo no eixo x
5	Desvio Padrão no eixo x
6	Desvio Médio no eixo x
7	Energia no eixo x
8	Potência no eixo x
9	Assimetria no eixo x
10	Curtose no eixo x
11	Diferença média entre valores consecutivos no eixo x
12	Média no eixo y
13	Mediana no eixo y
14	Máximo no eixo y
15	Mínimo no eixo y
16	Desvio Padrão no eixo y
17	Desvio Médio no eixo y
18	Energia no eixo y
19	Potência no eixo y
20	Assimetria no eixo y
21	Curtose no eixo y
22	Diferença média entre valores consecutivos no eixo y
23	Média no eixo z
24	Mediana no eixo z
25	Máximo no eixo z
26	Mínimo no eixo z
27	Desvio Padrão no eixo z
28	Desvio Médio no eixo z
29	Energia no eixo z
30	Potência no eixo z
31	Assimetria no eixo z
32	Curtose no eixo z
33	Diferença média entre valores consecutivos no eixo z
34	Valor absoluto do sinal total de aceleração

Sendo L = comprimento do vetor:

$$[6] \quad \text{média} = \frac{\sum_{n=0}^{L-1} x(n)}{L}$$

$$[7] \quad \text{mediana} = x(L/2), \text{ se } L \text{ ímpar}$$

$$[8] \quad \text{mediana} = \frac{x\left(\left(\frac{L}{2}\right)-1\right) + x\left(\left(\frac{L}{2}\right)+1\right)}{2}, \text{ se } L \text{ par}$$

$$[9] \quad \text{desvio padrão} = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{L-1} (x(n) - \text{média})^2}{L}}$$

$$[10] \quad \text{desvio médio} = \frac{\sum_{n=0}^{L-1} (x(n) - \text{média})}{L}$$

$$[11] \quad \text{energia} = \frac{\sum_{n=0}^{L-1} |x(n)|^2}{L} \times T$$

$$[12] \quad \text{potência} = \frac{\sum_{n=0}^{L-1} |x(n)|^2}{L}$$

$$[13] \quad \text{curtose} = \frac{\sum_{n=0}^{L-1} (x(n) - \text{média})^4}{(\sum_{n=0}^{L-1} (x(n) - \text{média})^2)^2}$$

$$[14] \quad \text{assimetria} = \frac{\sum_{n=0}^{L-1} (x(n) - \text{média})^3}{\left(\sqrt{\sum_{n=0}^{L-1} (x(n) - \text{média})^2}\right)^3}$$

$$[15] \quad \text{diff} = \frac{\sum_{n=0}^{L-2} (x(n+1) - x(n))}{L}$$

4.3.4 Classes do problema de classificação

Existem duas classes neste problema de classificação: eventos de queda e ações que não correspondem a quedas. As últimas incluem atividades diárias, como andar alguns metros, deitar numa cama, levantar de uma cama, estar deitado, estar sentado, deitado e de pé, sentar numa cadeira, levantar de uma cadeira, entre outras que não serão tidas em conta para o referido sistema.

As restrições computacionais e de memória dos *smartphones* depreendem uma escolha de métodos de aprendizagem supervisionados com baixo custo computacional na fase de deteção. Portanto, foram utilizados os algoritmos kNN, *K-Star*, SVM e DT para classificação, sendo que os resultados são avaliados posteriormente.

Para o treino dos classificadores do presente trabalho, foi utilizada a aplicação *Classification Learner* do MATLAB® (135), que treina modelos para classificar dados e permite explorar a aprendizagem supervisionada com recurso a vários classificadores. Com a aplicação referida, é possível seleccionar características, especificar esquemas de validação, treinar modelos e avaliar os resultados.

Para a aprendizagem supervisionada, é fornecido um conjunto conhecido de dados de entrada e respostas conhecidas aos dados. Os mesmos são utilizados para formar um modelo que gera previsões para a resposta a novos *inputs*. Para utilizar o modelo, desta vez com novos dados, este pode ser exportado para a área de trabalho ou gerar código MATLAB® para recriar o modelo treinado.

Os classificadores foram treinados separadamente, utilizando a ferramenta disponibilizada pelo MATLAB® acima referida, que tem a opção de implementar uma estratégia de “*ten folds cross-validation*” de modo a avaliar o classificador (124). Mais em detalhe, os dados são divididos de forma aleatória em 10 *sets*, sendo que 9 destes são utilizados como exemplos de treino, ficando o restante como protótipo de validação.

A validação cruzada (“*cross-validation*”) é uma técnica para avaliar modelos preditivos, dividindo a amostra original num conjunto de treino para treinar o modelo, e um conjunto de testes para o avaliar.

No processo de “*k-fold cross-validation*”, a amostra original é dividida aleatoriamente em *k* subamostras de tamanho igual. Destas, uma única subamostra é retida como dados de validação para testar o modelo e as *k*-1 subamostras restantes são usadas como dados de treino. O processo de validação cruzada é então repetido *k* vezes (número de dobras), com cada uma das *k* subamostras utilizadas exatamente uma vez como dados de validação. Os *k* resultados das dobras podem então ser combinados para produzir uma estimativa única. A vantagem deste método é que todas as observações são utilizadas para treino e validação, e cada observação é usada para validação exatamente uma vez (136).

4.4 Algoritmo de deteção em Java

Aos dados de treino dos classificadores, recolhidos pela intervenção dos participantes, foram aplicadas rotinas que resultam num vetor de características que compreende todos os dados de teste que, como referido anteriormente, fossem relevantes. Este vetor é lido na aplicação *Android* e é treinado o classificador kNN, uma vez que, como será referido posteriormente, foi o classificador que, aquando do treino de amostras em MATLAB®, apresentou a melhor performance de todos os classificadores escolhidos. Adicionalmente, é treinado o classificador *K-Star*. O treino do classificador foi levado a cabo com recurso à biblioteca *Waikato Environment for Knowledge Analysis* (WEKA) (137), seguindo a mesma abordagem que Cardoso *et al.* (133), que é uma biblioteca *open source* para aprendizagem computacional, que engloba diversas técnicas, como *Support Vector Machines*, *Decision Trees*, entre outros, num único pacote *Java*. Assim, fez todo o sentido utilizar esta poderosa ferramenta para ajuda na classificação de sinais de aceleração.

Para a deteção de quedas propriamente dita, a aplicação recolhe dados de aceleração provenientes das leituras contínuas do acelerómetro tri-axial do *smartphone*. Estes dados retornam três vetores, para cada um dos três eixos dimensionais. Estes são filtrados com recurso a um filtro de média deslizante e é-lhes aplicada a janela de *Hamming*, como referido aquando do processamento de sinal dos dados em MATLAB®. Este processamento utiliza métricas exatamente iguais às aquelas recolhidas em MATLAB®, com o intuito de obter respostas a processamento iguais, quer seja em MATLAB® ou em *Java*. Para cada um destes vetores de dados, métricas são calculadas a cada 100 amostras, uma vez que, como referido anteriormente, dois segundos serão o suficiente para a ocorrência de uma queda. Um novo vetor é criado, tendo em consideração que representa as métricas calculadas para os três vetores, que vai servir de input para a avaliação de um hipotético evento de queda.

Uma vez que o classificador já se encontra estipulado por dados de teste anteriores, com a estratégia de “*ten folds cross-validation*” também aplicada em *Java*, este vetor de características é avaliado e o sistema retornará a resposta ao mesmo, indicando se representa, ou não, um evento de queda.

A aplicação vai dar uma entrada nova, no classificador, de uma ocorrência de sinal de aceleração com 100 amostras, visando a classificação, em tempo real, do sinal proveniente do acelerómetro tri-axial do *smartphone*. O resultado da classificação resulta em informações que, dependendo do tipo de informação retornada, faz a aplicação atuar autonomamente ou não.

4.5 Aplicação Móvel e Respetivo Contexto

Todo o desenvolvimento do sistema no âmbito do *Java* foi desenvolvido em *Android Studio*. Uma vez que, aquando da conceção teórica do sistema, este iria correr no *smartphone*, foi lógico e imediato pensar numa aplicação móvel.

A aplicação Android tem como pontos-chave os seguintes aspetos:

- Detecção, em tempo real, de possíveis eventos de quedas, com possibilidade autónoma de comunicação com serviços de emergência ou com cuidadores previamente identificados;
- O registo de informações do utilizador, com o intuito da possibilidade de comunicação programada por parte do mesmo, por chamada, com cuidadores informais ou serviços de emergência.

Neste âmbito, existem determinados aspetos que tiveram de ser tidos em consideração, principalmente pelo fato de que os utilizadores seriam constituídos por indivíduos idosos. Entre estes, podemos enumerar:

- *Design*: teve que ser desenvolvida uma interface simples, com textos grandes e sem contrastes acentuados, uma vez que muitas das pessoas idosas apresentam problemas de visão;
- Funcionalidades reduzidas, simplificadas e “*user-friendly*”. O conceito é simples: numa primeira utilização, o utilizador regista as suas informações pessoais, bem como as do cuidador que lhe está associado, sendo que estes registos são inseridos na base de dados criada localmente. Estas informações podem ser posteriormente modificadas.

Uma representação esquemática dos recursos da aplicação móvel está presente na Figura 10.

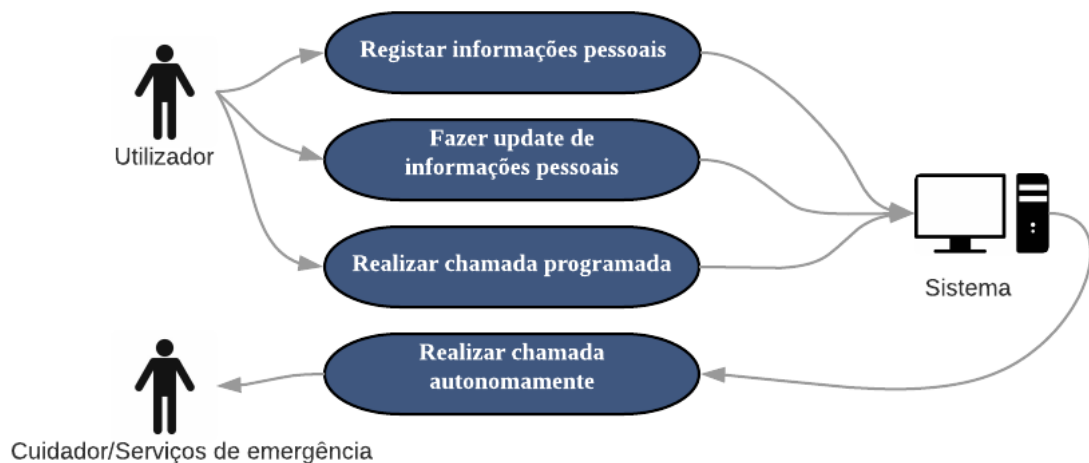


Figura 10: Diagrama UML da Aplicação Móvel.

De seguida apresenta-se uma visão mais detalhada das funcionalidades da aplicação, para uma melhor compreensão.

4.5.1 Registo

Numa primeira utilização, o utilizador terá que fornecer diversas informações pessoais (nome próprio, idade, morada e número de telefone), bem como aquelas relativas ao cuidador que lhe está associado (nome próprio do cuidador e número de telemóvel que lhe está associado). Nesta fase, os registos são gravados numa base de dados local, uma vez que estes dados serão acedidos, posteriormente, no decorrer da utilização da aplicação.

Mais especificamente, na hipótese de ocorrência de uma queda, há a possibilidade de contacto autónomo, por parte da aplicação em si, para com o cuidador. Assim, fez sentido criar uma base de dados local com todas as informações pessoais relevantes, para facilidade de acesso quando necessário.

Existe também a opção de *update* dos dados do utilizador (e daqueles referentes ao cuidador que lhe está associado), para eventuais modificações de informações pessoais, através da página pessoal do utilizador.

4.5.2 Chamada

A aplicação permite também a opção de comunicação por chamada telefónica para o cuidador, sem necessidade de haver um acesso às aplicações do *smartphone* relacionadas com os contactos. Uma vez que o número de telefone do cuidador está presente na base de dados, rotinas criadas efetuam a comunicação direta com o número em questão, bem como com serviços de emergência.

4.5.3 Layout

O primeiro ecrã apresentado ao utilizador está presente na Figura 11a). Aqui, são apresentadas duas opções ao sujeito: efetuar login ou registar na aplicação. Clicando no botão

“login”, o utilizador é encaminhado para um novo ecrã (Figura 11b)) onde pode verificar as suas informações, clicando no botão “editar informação”, ou realizar uma chamada se clicar no botão “realizar chamada”.

Se o botão pressionado na interface presente na Figura 11a) for “registar”, ao utilizador é apresentada uma interface (Figura 12) onde deve inserir as respetivas informações nos campos apresentados, que serão posteriormente inseridos na base de dados criada localmente.

Na Figura 13b) está presente a interface apresentada ao utilizador quando este toma a ação de visualizar as suas informações. Pressionar o botão “atualizar” leva-o para um novo ecrã onde pode editar todos os campos disponíveis, cuja informação será guardada novamente na base de dados.

Se o utilizador clicar no botão “realizar chamada”, visualizará um novo ecrã (Figura 14b)), onde pode escolher entre telefonar para o cuidador (botão “chamada para cuidador”) ou para serviços de emergência (botão “chamada para 112”).

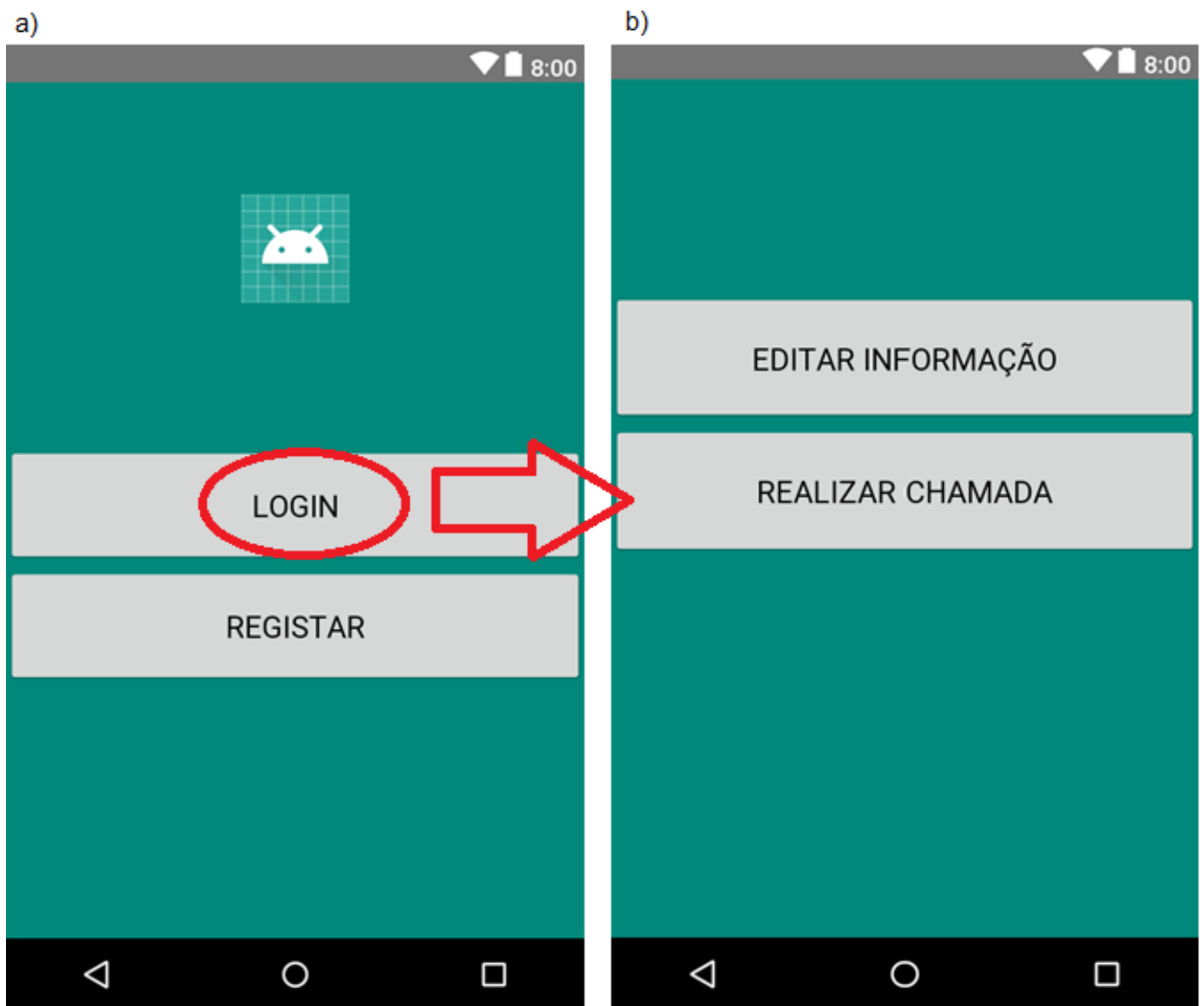


Figura 11: a) Interface da aplicação móvel que permite ao utilizador realizar login ou registo no sistema. Informações necessárias para registo; b) Opções do utilizador aquando da utilização da aplicação.

8:00



Nome Próprio

Idade

Morada

Nr. Telemóvel

Nome do Cuidador

Nr. Telemóvel do Cuidador

REGISTAR

Figura 12: Interface de atualização de informações pessoais.

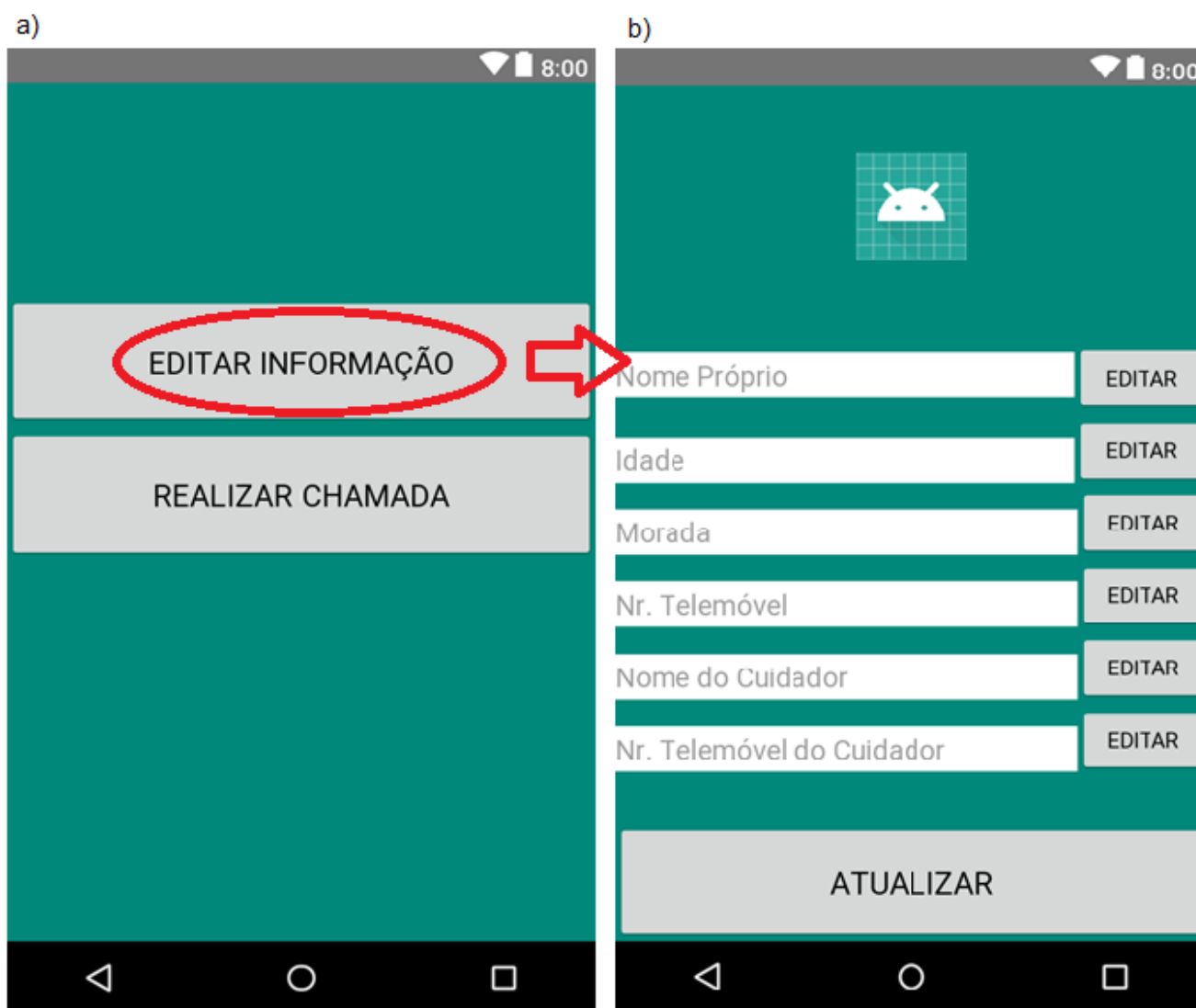


Figura 13: a) Opções do utilizador aquando da utilização da aplicação; b) Interface de atualização de informações pessoais.



Figura 14: a) Opções do utilizador aquando da utilização da aplicação; b) Possibilidade de chamada programada do utilizador.

Capítulo 5

Metodologia de Recolha de Dados e Resultados

De modo a suportar o desenvolvimento do algoritmo, bem como a validação da solução proposta, leituras do acelerómetro tri-axial do *smartphone* foram recolhidas durante quedas e AVDs, ambos simulados. O telemóvel utilizado na metodologia do sistema foi o *Samsung Galaxy S6*.

5.1 Metodologia de Recolha de Dados

Foi criado um grupo contendo participantes jovens, uma vez que não seria apropriado considerar pessoas idosas na simulação de quedas. Tal facto poderá ser justificado pelo medo que os mesmos apresentam em cair. Na hipótese da simulação de uma queda por uma pessoa idosa, do medo de cair iriam resultar, provavelmente, movimentos compensatórios, tendo como consequência uma queda com sinais de aceleração que não seriam fiáveis.

O grupo de participantes foi composto por 10 sujeitos, 1 do sexo masculino e 9 do sexo feminino, com uma média de idades de 22 ± 2 anos, altura média de 164 ± 5 cm e um peso médio de 61 ± 8 kg. Cada sujeito simulou 4 tipos de quedas diferentes, 8 tipos de AVDs e cada tipo de evento foi repetido 4 vezes. Os números de amostras obtidas para cada tipo de evento simulados obtidas estão descritos na Tabela 7.

A simulação de eventos de quedas realizou-se com o auxílio de um colchão no chão. Todos os testes foram levados a cabo com recurso ao *smartphone* no bolso direito das calças numa posição vertical e voltado para a frente. Os participantes colocaram-se, junto ao colchão, em posição adequada para a queda que iriam realizar: por exemplo, se fossem realizar uma queda lateral direita, colocar-se-iam de forma a que o colchão se encontrasse à sua direita. Após queda, mantinham-se na posição na qual caíssem por 3 segundos. Findo este período, colocaram-se na posição seguinte (considere-se com o colchão à frente dos participantes), voltaram a esperar 3 segundos e simularam nova queda.

Após simulação de eventos de quedas, os participantes realizaram 8 tipos de AVDs, descritos na Tabela 7. Cada AVD foi, similarmente à metodologia dos eventos de quedas, repetida 4 vezes.

No total, foram registados 480 eventos, correspondendo a 819 *inputs* para os classificadores, devido à metodologia de secção dos dados de amostras.

Tabela 7: Descrição e número de amostras por evento.

Abreviatura	Tipo de Atividade	Número de amostras
QT	Queda para Trás acabando deitado	40
QF	Queda para a Frente acabando com proteção de braços	40
QLE	Queda lateral esquerda	40
QLD	Queda lateral direita	40
N1	Andar alguns metros	40
N2	Sentar numa cadeira	40
N3	Levantar de uma cadeira	40
N4	Deitar numa cama	40
N5	Levantar de uma cama	40
N6	Estar sentado	40
N7	Estar deitado	40
N8	Estar de pé	40
Total		480

5.2 Resultados

5.2.1 Critérios de qualidade

Os sistemas de deteção de quedas apresentam um *output* binário, isto é, ou é reconhecido um evento de queda, ou não. Assim, a qualidade deste tipo de sistemas pode ser avaliada recorrendo a um simples teste, sendo necessária uma análise estatística numa série de testes realizados.

Tendo em consideração a resposta do sistema de deteção de quedas, há a possibilidade da ocorrência de quatro situações possíveis:

- *True Positive* (TP): uma queda ocorre e é detetada pelo sistema;
- *False Positive* (FP): uma queda é retornada como resposta, apesar de, na realidade, não o ser;
- *True Negative* (TN): um movimento que não representa uma queda é avaliado pelo sistema como algo que não se trate de uma queda;
- *False Negative* (FN): uma queda ocorre, porém o sistema não anuncia a movimentação como tal.

De modo a avaliar o sistema de deteção de quedas proposto, são apresentados os resultados através da Sensibilidade, Especificidade e Precisão, calculados com recurso às equações 16, 17, e 18, respetivamente.

$$[16] \quad \text{Sensibilidade} = \frac{TP}{TP+FN}$$

A Sensibilidade representa a capacidade do sistema em detetar quedas.

$$[17] \quad \text{Especificidade} = \frac{TN}{TN+FP}$$

A Especificidade representa a capacidade do sistema de detetar eventos que não representam quedas.

$$[18] \quad \text{Precisão} = \frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN}$$

A Precisão representa a proporção de resultados verdadeiros em toda a população de resultados.

5.2.2 Resultados da aprendizagem computacional

Os resultados obtidos a partir da execução de aprendizagem computacional de classificadores, em MATLAB®, utilizando os dados previamente recolhidos, bem como as características extraídas, estão presentes na Tabela 8. As curvas ROC para os classificadores SVM, DT e kNN estão presentes nas Figura 15, Figura 16 e Figura 17, respetivamente.

Tabela 8: Resultados de classificação em MATLAB®.

	SVM	DT	kNN
Sensibilidade (%)	99,06	96,73	97,67
Especificidade (%)	92,72	92,24	97,40
Precisão (%)	93,99	93,15	97,46

Apesar do classificador SVM apresentar a maior sensibilidade, aquele que apresentou valores mais equilibrados entre sensibilidade e especificidade foi o classificador kNN. O classificador *Decision Tree*, por sua vez, não poderia ser considerado para efeitos posteriores de classificação de quedas, uma vez que, comparativamente aos outros, apresentou valores de especificidade relativamente baixos.

A análise das curvas ROC permite-nos inferir acerca da qualidade do sistema em questão: se a área abaixo da curva for de 1, o sistema pode ser considerado como excelente. Se for igual a 0,5, os resultados são completamente irrelevantes. As curvas ROC apresentadas nas Figura 15, Figura 16 e Figura 17 apresentam uma área abaixo da curva de 0,97, 0,90 e 0,96, respetivamente. Tal facto permite-nos concluir que a qualidade de deteção dos classificadores é próxima de excelente.

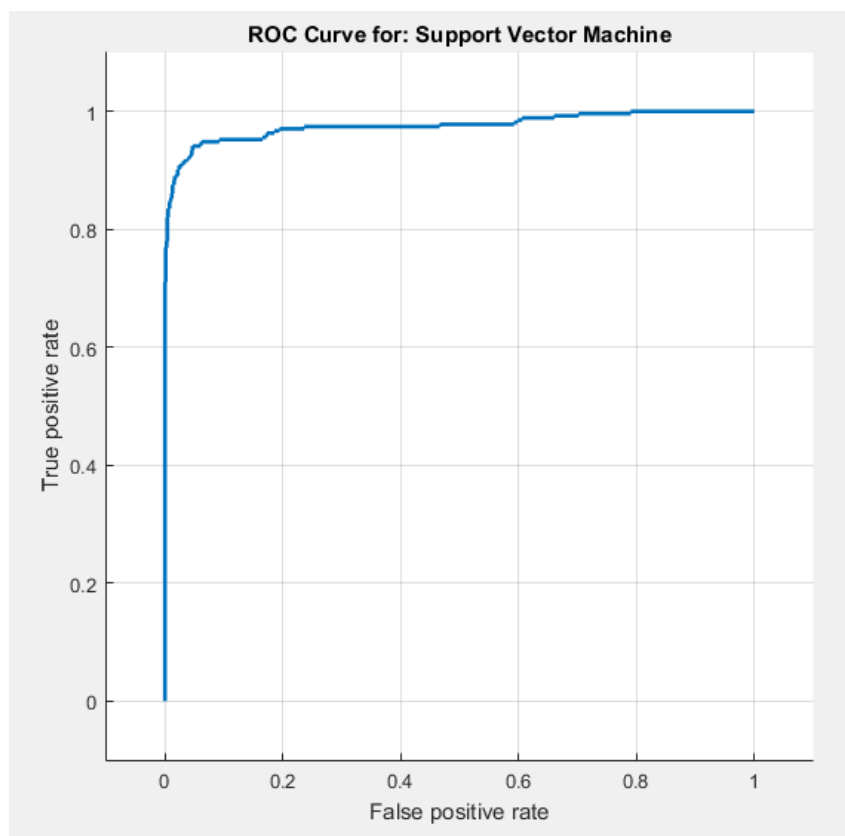


Figura 15: Curva ROC para o classificador SVM.

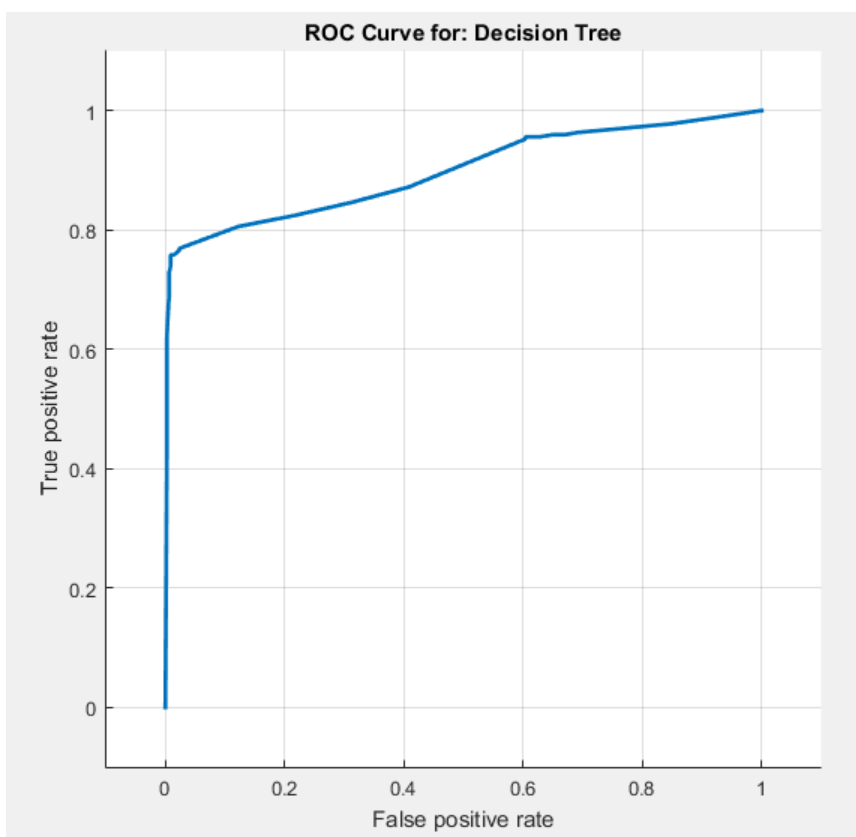


Figura 16: Curva ROC para o classificador DT.

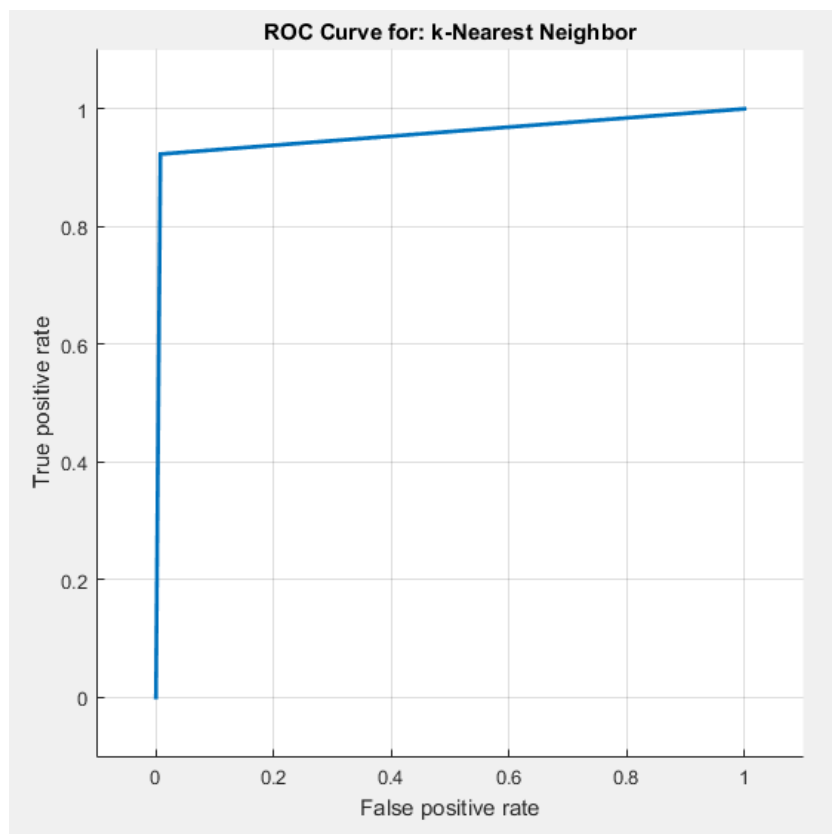


Figura 17: Curva ROC para o classificador kNN.

Desta forma, e tendo em clara conta os resultados mencionados, o melhor classificador para escolha para classificação, em *Java*, de eventos de quedas, foi o kNN.

Desta forma, referido o parágrafo acima, na Tabela 9 são apresentados os resultados da aprendizagem computacional do classificador kNN, bem como do *K-Star*, em *Java*, utilizando o mesmo *set* de dados e igual metodologia de processamento de amostras do que aquelas utilizadas em MATLAB®.

Tabela 9: Resultados de classificação em *Java*.

	<i>kNN</i>	<i>K-Star</i>
Sensibilidade (%)	98,96	99,26
Especificidade (%)	96,05	98,11
Precisão (%)	98,51	98,69

Como se pode concluir da informação presente na tabela acima, a comparação dos resultados de classificação dos classificadores kNN e *K-Star* diz-nos que o último é aquele que deve ser utilizado em tempo real, uma vez que, para além da boa capacidade discriminativa entre quedas e não quedas, é capaz de detetar eventos de quedas com uma precisão mais elevada do que o classificador kNN. Assim, *K-Star* foi o classificador escolhido para a avaliação do sistema em tempo real.

5.2.3 Resultados do algoritmo de detecção de quedas em tempo real

Com o algoritmo do sistema de detecção de quedas concluído, foram simuladas, em tempo real, 40 eventos de quedas e 40 eventos que correspondem a AVDs. Na Tabela 10 estão presentes os resultados perante o referido teste.

Tabela 10: Sensibilidade, Especificidade e Precisão na detecção de quedas em tempo real com recurso ao smartphone.

	<i>Smartphone no bolso direito</i>
Sensibilidade (%)	95,00
Especificidade (%)	87,50
Precisão (%)	91,25

Pela análise da tabela acima, constata-se que o algoritmo apresenta, em tempo real, uma capacidade discriminativa relativamente satisfatória entre os diferentes tipos de eventos testados.

Capítulo 6

Discussão e Considerações Finais

6.1 Discussão

No trabalho desenvolvido foi sugerida uma abordagem de deteção de quedas, recorrendo a classificadores de aprendizagem computacional que propunham treinar um conjunto de amostras contendo métricas discriminativas de sinais de aceleração recolhidos através do acelerómetro tri-axial do *smartphone*.

A deteção de eventos de queda em tempo real serviu como principal objetivo, se bem que a funcionalidade de comunicação direta com o cuidador da pessoa idosa foi um aspeto igualmente abordado.

A melhor precisão dos classificadores testados, em MATLAB®, foi de 97,46% para o classificador kNN. Uma vez em *Java*, o classificador *K-Star* foi aquele que, dentre os propostos, apresentou melhor valor de precisão, conseguindo um valor de 98,69%.

Comparativamente aos resultados de estudos de deteção de quedas já existentes, apenas Aguiar *et al.* (124) apresentaram um valor de sensibilidade semelhante ao encontrado no presente trabalho. No que toca à especificidade, vários foram aqueles que obtiveram resultados da mesma ordem de grandeza. Para uma clara compreensão da comparação de resultados, há que considerar as diferentes metodologias seguidas.

Apesar do sistema conseguir discernir quedas de AVDs, é necessário compreender que a quantidade de dados recolhidos pode ser aumentada. Albert *et al.* (125), por exemplo, simularam os mesmos tipos de quedas, mas com 20 repetições, e registaram uma semana inteira, com 9 participantes, de atividades da vida diária. Com um maior número de dados para classificação, é de esperar um algoritmo de deteção de quedas mais robusto, uma vez que possibilita uma avaliação mais rigorosa.

Hsu *et al.* (123) investigaram um maior número de tipo de quedas, o que claramente confere um rigor acrescentado ao sistema como um todo. Não obstante o facto de o trabalho desenvolvido nesta dissertação proporcionar resultados satisfatórios, um aumento no tipo de eventos simulados faria provavelmente com que os classificadores apresentassem piores resultados, uma vez que, dada a metodologia desenvolvida, não deverá ocorrer uma elevada complexidade nas barreiras de decisão entre os diferentes tipos de simulações realizadas.

Bianchi (95) afirma que informações barométricas são capazes de aumentar a performance do sistema. Apesar do uso combinado de diferentes sensores aumentar o custo computacional, como constatado anteriormente, haverá a possibilidade de resultados melhor discriminativos de quedas e AVDs, uma vez que existe um leque mais alargado de possíveis características a ser extraídas que sejam capazes de assegurar esta distinção.

Face aos resultados obtidos, o presente sistema demonstra uma precisão de deteção de quedas adequada, tendo em conta que se insere no âmbito de detetores de quedas com recurso ao *smartphone*, o que é satisfatório, uma vez que o *smartphone* colocado no bolso é uma das posições mais comumente utilizadas, mesmo por pessoas idosas.

A aplicação móvel funciona unicamente em *foreground*, havendo, no entanto, possibilidade desta ocorrência em serviço de *background* no telemóvel. Esta alteração acarretaria, ainda assim, um consumo acrescido do processador do *smartphone*, situação esta que teria que ser estudada numa futura abordagem.

Um baixo contraste e letras grandes e bem visíveis são observações mandatórias quando se fala da lida do idoso com um *smartphone*, uma vez que é verificado uma diminuição da acuidade visual com o aumento dos anos de vida. Assim, a interface pensada foi devidamente estruturada tendo em conta o público alvo a que se destina, de modo a nunca dificultar a interação do sujeito com o sistema.

Relativamente à avaliação em tempo real, uma sensibilidade de 95,00% demonstra que o sistema deteta efetivamente quedas com algum grau de precisão. A especificidade, no entanto, apresenta um valor bastante mais baixo: 87,50%.

Ocorrem, porém, bastantes falsos alarmes, constatados especialmente em transições entre atividades. Esta situação pode ser justificada pelo tipo de amostras com as quais o classificador foi treinado. O último tem conhecimento em distinguir quedas de não quedas, porém não tem qualquer tipo de informação acerca de transições entre atividades, isto é, quando o sujeito se levanta após uma queda ou quando realiza uma atividade cuja metodologia de classificação não tenha versado. Tal problema será relativamente fácil de resolver, uma vez que situações de transição podem também ser consideradas, futuramente, num plano de aprendizagem computacional. No contexto em que se insere, a avaliação em tempo real apresenta resultados satisfatórios, uma vez que o sistema é sensível à deteção de quedas.

O uso do *smartphone* para deteção de quedas é de extrema utilidade, uma vez que nos tempos modernos poucas são as pessoas que não possuam um dispositivo deste tipo. O facto do público alvo deste sistema ser representado pela comunidade idosa pode levantar algumas questões relativamente à aceitação e habituação dos mesmos para com o *smartphone*. Há que considerar, no entanto, que os “novos” idosos, ou seja, sujeitos que integrarão esta categoria populacional num futuro próximo, serão perfeitamente capazes de lidar com um telemóvel na sua posse, mesmo que as suas faculdades se apresentem um pouco deterioradas.

O sistema é inovador na utilização do classificador *K-Star* na deteção de quedas em tempo real, com recurso a um determinado conjunto de características extraídas unicamente do acelerómetro tri-axial do *smartphone*. Contrariamente ao constatado por Albert *et al.* (125) e Lee *et al.* (101), a utilização de um *smartphone* para deteção de quedas revelou-se como um sistema fiável e preciso.

6.2 Considerações Finais

O presente trabalho apresenta um sistema de detecção de quedas para pessoas idosas construído com base em algoritmos de aprendizagem supervisionada, bem como a implementação de funcionalidades de ligação direta para o cuidador associado ao idoso ou serviços de emergência. Todo o sistema recorre ao acelerómetro tri-axial do *smartphone* posicionado no bolso direito das calças. A sensibilidade do sistema, em tempo real, apresenta um valor de 95,00%, significando que o sistema consegue detetar eficientemente eventos de quedas, e uma especificidade de 87,50%, correspondendo a uma capacidade discriminativa entre quedas e eventos que não as representam que não é totalmente satisfatória.

A ligação direta e autónoma para o cuidador como resposta imediata da detecção de um evento de queda visa evitar consequências negativas que o tempo despendido à espera de serviços de emergência, aquando de uma queda, acarretam. A implementação, em *background*, de todo o processo da aplicação móvel é uma situação importante a considerar posteriormente.

Futuramente, seria relevante estudar o comportamento do sistema com recurso a mais do que um sensor embutido no *smartphone*, como o giroscópio ou o magnetómetro, ao invés do uso único do acelerómetro tri-axial. Um aumento do número de dados recolhidos seria igualmente desejável, bem como o estudo de outros tipos de quedas, atividades da vida diária e situações de transição entre atividades que aqui não foram abordados.

Um aumento nas funcionalidades da aplicação móvel, no que diz respeito ao apoio direto para com o idoso, seria um fator adicional importante, bem como a possibilidade de interação do sujeito com aspetos ambientais, como aumento ou diminuição da luminosidade ou temperatura de um determinado espaço, idealmente a residência do sujeito.

Assim, fica aqui demonstrado que um sistema de detecção de quedas por *smartphone* é efetivamente eficiente, sendo capaz de captar, avaliar e distinguir, em tempo real, sinais que correspondem a quedas daqueles que não apresentam esta característica. Comparativamente com resultados já existentes, o presente trabalho encontra-se numa posição privilegiada, existindo, no entanto, ainda muito espaço para desenvolvimentos científicos e tecnológicos.

Capítulo 7

Referências

1. *Active Ageing: A Policy Framework*. World Health Organization. 2012.
2. *World Population Prospects: The 2000 Revision*. UN. 2001.
3. Serviço Nacional de Saúde. *Estratégia para o Envelhecimento Ativo e Saudável 2017-2025*. 2017.
4. *Ageing*. World Health Organization. 2015.
5. European Innovation Partnership on Active and Healthy Ageing Steering Group. *Strategic Implementation Plan for the European Innovation Partnership on Active and Healthy Ageing*. Bruxelas : s.n., 2011.
6. *Retrato de Portugal. Edição 2017*. Lisboa. PORDATA. 2017.
7. Instituto Nacional de Estatística. *Projeções da População Residente*. 2017.
8. PORDATA. *Base de Dados Portugal Contemporâneo*. 2015.
9. *Interventions for Preventing Falls in Elderly People*. Gillespie, L. D., Gillespie, W. J., Robertson, M. C., Lamb, S. E., Cumming, R. G., and Rowe, B. H. 2009, Cochrane Database of Systematic Reviews.
10. Organization, World Health. *Policies and Priority Interventions for Healthy Ageing*. 2012.
11. Hahn S, Richter D, Beck M, Thilo FJS. *Panorama health care professions 2030*. 2013.
12. *Randomised controlled trial of a general practice programme of home based exercise to prevent falls in elderly women*. Campbell AJ, Robertson MC, Gardner MM, Norton RN, Tilyard MW, Buchner DM. 1997, British Medical Journal.
13. *Guidelines for the prevention of falls in people over 65*. Feder G, Cryer C, Donovan S, Carter Y. 2000, British Medical Journal.
14. *Interventions for preventing falls in elderly people*. Gillespie LD, Gillespie WJ, Robertson MC, Lamb SE, Cumming RG, Rowe BH. 2003, Cochrane Database Syst Rev.
15. *Clinical practice. Preventing falls in elderly persons*. Tinetti, ME. 2003, N Engl J Med.
16. *Fall detection devices and their use with older adults: a systematic review*. Chaudhuri S, Thompson H, Demiris G. 2014, J Geriatr Phys Ther.
17. Programme, Ambient Assisted Living Joint. *Catalogue of Projects 2008-2013*. 2014.
18. *Porto4Ageing*. [Online] 6 de Maio de 2017. <http://www.porto4ageing.pt/quemsomos.php>.

19. AAL4ALL. [Online] 30 de Junho de 2017. http://www.aal4all.org/?page_id=4&lang=Pt.
20. *Portable Interface and Local Service Manager*. Pedro M. R., Diamantino R. F. 2014, Procedia Computer Science.
21. *EPI on AHA*. [Online] 30 de Junho de 2017. https://ec.europa.eu/eip/ageing/about-thepartnership_en.
22. *EPI on AHA Action Group 2*. [Online] 30 de Junho de 2017. https://ec.europa.eu/eip/ageing/actiongroup/index/a2_en.
23. *EPI on AHA Action Group 2 2014 Achievements*. [Online] 30 de Junho de 2017. https://ec.europa.eu/eip/ageing/sites/eipaha/files/library/547b777e7e45e_achievements_2014.pdf.
24. <http://www.fundacao.telecom.pt/Home/Acesso%C3%A0scomunica%C3%A7%C3%B5es/Solu%C3%A7%C3%B5esEspeciaisPT/PTAmplificadorPort%C3%A1til.aspx>. *Fundação Telecom*. [Online] 12 de Janeiro de 2018.
25. <http://www.fundacao.telecom.pt/Home/Acesso%C3%A0scomunica%C3%A7%C3%B5es/Solu%C3%A7%C3%B5esEspeciaisPT/PTAvisadorLuminoso.aspx>. *Fundação Telecom*. [Online] 12 de Janeiro de 2018.
26. <http://www.fundacao.telecom.pt/Home/Acesso%C3%A0scomunica%C3%A7%C3%B5es/Solu%C3%A7%C3%B5esEspeciaisPT/LinhacomDestinoFixo.aspx>. *Fundação Telecom*. [Online] 12 de Janeiro de 2018.
27. *Prospective study of restriction of activity in old people after falls*. Vellas B, Cayla F, Bocquet H, De Pemille F, Albarede JL. s.l. : Age Ageing, 1987.
28. *Fall detectors: a review of literature*. Ward G, Holliday N, Fielden S, Williams S. 2016, Assist Technol.
29. *Inability to get up after falling, subsequent time on floor, and summoning help: prospective cohort study in people over 90*. Fleming J, Brayne C. 2008, British Medical Journal.
30. *Developing medical device technologies from users' perspectives: A theoretical framework for involving users in the development process*. Shah SGS, Robinson I, AlShawi S. 2009.
31. *Challenges, issues and trends in fall detection systems*. Igual et. al. 2013, Biomedical engineering online.
32. *Issues and challenges of involving users in medical device development*. . Bridgelal Ram M, Grocott P, Weir H. s.l. : Health expectations, 2007.
33. *Key principles for user-centred systems design*. Gulliksen J, Goransson B, Boivie I, Blomkvist S, Persson J, Cajander A. s.l. : Behav Inform Technol, 2003.
34. *Gerotechnology: a new kind of care for aging? An analysis of the relationship between older people and technology*. G., Rodeschini. s.l. : Nurs Health Sci. , 2011.
35. *Usercentered design and interactive health technologies for patients*. De Vito DA, Myers BA, Mc Curry KR, Dunbar-Jacob J, Hawkins RP, Begey A. s.l. : Computers, informatic, nursing, 2009.
36. *Benefits of and barriers to involving users in medical device technology development and evaluation*. Shah SG, Robinson I. s.l. : int J Technol Assess Health Care. , 2007.
37. *User involvement: a review of the benefits and challenges*. S., Kujala. s.l. : Behav Inform Technol, 2003.

38. *Medical device technologies: who is the user.* Shah SGS, Robinson I. s.l. : Int J Healthcare Technology and Management. , 2008.
39. *Usability in the real world: assessing medical information technologies in patients' homes.* Kaufman DR, Patel VL, Hilliman C, Morin PC, Pevzner J, Weinstock RS, et al. s.l. : J Biomed Inf, 2003.
40. *Effective user involvement in product development by improving the analysis of user needs.* S., Kujala. s.l. : Behav Inform Technol. , 2008.
41. *User involvement in the systems design process - A practical guide for users.* L., Damodaran. s.l. : Behav Inform Technol. , 1996.
42. *Involvement of older people in the development of fall detection systems: a scoping review.* Thilo FJS, Hürlimann B, Hahn S, Bilger S, Schols JMGA, Halfens RJG. s.l. : BMC Geriatr., 2016.
43. *Sensitivity and False Alarm Rate of a Fall Sensor in Long-Term Fall Detection in the Elderly.* Kangas M, Korpelainen R, Vikman I, Nyberg L, Jämsä T. s.l. : Gerontology. , 2015.
44. *Comparison of acceleration signals of simulated and real-world backward falls.* Klenk J, Becker C, Lieken F, Nicolai S, Maetzler W, Alt W. s.l. : Med Eng Phys. , 2011.
45. *Involvement of the end user: exploration of older people's needs and preferences for a wearable fall detection device - a qualitative descriptive study.* Thilo J.F., B.S. 2016, Patient Prefer Adherence.
46. *Evaluation Report: People at Home and in Touch, Teesdale Pilot.* Durham Country Council, Social Services Department. s.l. : Durham: Durham County Council , 2002.
47. *'Fall Detectors: Do they Work Or Reduce the Fear of Falling?'* Brownsell, S. and Hawley, M. s.l. : Housing, Care & Support7 , 2004.
48. *Attitudes toTelecare among Older People Professional Care Workers and Informal Carers.* . Hanson, J., Percival, J., Aldred, H., Brownsell, S., and Hawley, M. s.l. : Information Society, 2007.
49. *Falls and Fear of Falling: Burden, Beliefs and Behaviours.* Boyd, R. and Stevens, J. A. s.l. : Age and Ageing, 2009.
50. *Falls.* King, MB. 2003, Principles of geriatric medicine and gerontology.
51. *Outcome of an integrated approach to the investigation of dizziness, falls and syncope in elderly patients referred to a 'syncope' clinic.* McIntosh S, Da Costa D, Kenny RA. 1993, Age Ageing.
52. *The value of assessing falls in an elderly population. A randomized clinical trial.* Rubenstein LZ, Robbins AS, Josephson KR, Schulman BL, Osterweil D. 1990, Ann Intern Med.
53. *The Prevalence and Cost of the Faint and Fall problem in the State of Utah.* Gangadhar Malasana MD, Brignole M, Marcos Daccarett MD, Randall Sherwood, Mohamed H Hamdan. 2011, PACE.
54. *Fall prevention in the elderly.* Ungar A, Rafanelli M, Iacomelli I, Brunetti M, Ceccofiglio A, Tesi F, Marchionni Niccolò. 2013, Clin Cases Miner Bone Metab.
55. World Heath Organization. Number of People over 60 Years Set to Double by 2050. [Online] 12 de Janeiro de 2018b.
56. *Exploring Technologies for Independent Living forOlder People.* . Porteous, J. and Brownsell, S. J. 2000, A Report on the Anchor Trust/BT Telecare Research Project.: Anchor Trust .

57. Falls among Older Adults: An Overview. 2012. *Centers for Disease Control and Prevention*. [Online] 6 de Maio de 2017. <http://www.cdc.gov/homeandrecreationalafety/falls/adultfalls.html>.
58. Falls among Older Adults in the EU-28: Key Facts from the Available Statistics. 2016. [Online] 6 de Maio de 2017. https://eupha.org/repository/sections/ipsp/Factsheet_falls_in_older_adults_in_EU.pdf.
59. *Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study*. Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. 2001, Arch Phys Med Rehabil.
60. Center for Disease Control and Prevention. Injury Prevention and Control: Data & Statistics. [Online] 6 de Maio de 2017. http://www.cdc.gov/injury/wisqars/fatal_injury_reports.html.
61. *Inability to get up after falling, subsequent time on floor and summoning help: prospective cohort study in people over 90*. Fleming, J. and Brayne, C. 2008, British Medical Journal .
62. *How dangerous are falls in old people at home?* Wild, D., Nayak, U.S.L and Issacs, B. 1981, British Medical Journal.
63. *Falls in Older People. Risk, Factors and Strategies for Prevention*. Lord SR, Sherrington C, Menz HB. 2001, Cambridge University Press.
64. *Falls and lying helpless in the elderly*. Ryynanen OP, Kivela SL, Honkanen R, Laippala P. 1992, Z. Gerontol.
65. *Self-Reported Falls and fall related injuries among persons aged>65 years*. Stevens JA, Mack KA, Paulozzi LJ, Ballesteros MF. 2008, J Safety Res.
66. *Fall Detectors: Do they Work Or Reduce the Fear of Falling?* Brownsell, S. and Hawley, M. 2004, Housing, Care & Support.
67. *Fear of falling*. Legters, K. 2002, Phys Ther.
68. *The relationship between risk factors for falling and the quality of life in older adults*. Ozcan A, Donat H, Gelecek N, Ozdirenc M, Karadibak D. 2005, BMC Public Health.
69. Royal College of Physicians. *National Clinical Audit of Falls and Bone Health in Older People*. London : s.n., 2007.
70. *The incidence of fall injury events among the elderly in a defined population*. Sattin RW, Lambert Huber DA, DeVito CA. 1990, Am J Epidemiol.
71. *Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention*. Rubenstein, LZ. 2006, Age Ageing.
72. *Falls, injuries due to falls, and the risk of admission to a nursing home*. Tinetti ME., Williams CS. 1997, N Engl J Med.
73. *Guideline to prevent falls in elderly people*. Mayor, S. 2004, British Medical Journal.
74. *Risk factors for falls in a communitybased prospective study of people 70 years and older*. Campbell, Borrie MJ, Spears GF. 1989, J Gerontol.
75. *Predictors of falls among elderly people. Results of two populationbased studies*. Robbins et. al. 1989, Arch Intern Med.
76. *Fall risk index for elderly patients based on the number of chronic disabilities*. Tinetti et. al. 1986, Am J Med.
77. *Risk factors for recurrent nonsyncopal falls. A prospective study*. Nevitt et. al. 1989, JAMA.
78. *Detrimental incidents, including falls, in an elderly institutional population*. Berry et. al. 1981, J Am Geriatr Soc.

79. *Medication as a risk factor for falls: critical systematic review.* Hartikainen et. al. 2007, J Gerontol.
80. *Fuzzy Ambient Intelligence for Next Generation Telecare.* Martin et. al. 2006, Fuzzy Systems.
81. *Prado et. al. Houston, EUA : s.n., 2002. Distributed intelligent architecture for falling detection and physical activity analysis in the elderly. In Proceedings of the Second Joint of Annual Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society.*
82. *A smart sensor for the remote follow up of activity and fall detection of the elderly.* Noury. Madison : s.n., 2002. *In Proceedings of the Second Annual International IEEE-EMB Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine and Biology.*
83. *Speedy: A fall detector in a wrist watch.* Degen et. al. New York, EUA : s.n., 2003. *In Proceedings of the Seventh IEEE International Symposium on Wearable Computers.*
84. *A smart sensor to detect the falls of the elderly.* Sixsmith et. al. 2004, IEEE Pervasive Comput.
85. *A wrist-worn integrated health monitoring instrument with a tele-reporting device for telemedicine and telecare.* Kang., J.M., Yoo, T. e Kim, H.C. s.l. : IEEE Trans. Instrum. Meas.
86. *Distinguishing fall activities from normal activities by angular rate characteristics and high-speed camera characterization.* Nyan et. al. 2006, Med. Eng. Phys.
87. *A customized human fall detection system using omni-camera images and personal information.* Miaou et. al. Arlington : s.n., 2006. *In Proceedings of the First Transdisciplinary Conference on Distributed Diagnosis and Home Healthcare.*
88. *A smart and passive floor-vibration based fall detector for elderly.* Alwan, M., et al. Damasco : s.n., 2006. *In Proceedings of the Second Information and Communication Technologies.*
89. *Towards automatic detection of falls using wireless sensors.* Srinivasan, S., et al. Lyon, França : s.n., 2007. *In Proceedings of the Twenty-Ninth Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.*
90. *Dynamic fall detection and pace measurement in walking sticks.* Almeida, O., Ming, Z. e Liu, J.C. Boston : s.n. *In Proceedings of the Joint Workshop on High Confidence Medical Devices, Software, and Systems and Medical Device Plug-and-Play Interoperability.*
91. *Wearable device for realtime monitoring of human falls.* Lin, C.-S., et al. 2007, Measurement.
92. *Advanced patient or elder fall detection based on movement and sound data.* Doukas, C. e Maglogiannis, I. Tampere, Finlândia : s.n., 2008. *In Proceedings of the Second International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare.*
93. *An acoustic fall detector system that uses sound height information to reduce the false alarm rate.* Popescu, M., et al. Vancouver : s.n., 2008. *In Proceedings of the Thirtieth Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Science.*
94. *Design of fall detection system with floor pressure and infrared image.* Tzeng, H.-W., Chen, M.-Y. e Chen, J.-Y. Taipei : s.n., 2010. *In Proceedings of the International Conference on System Science and Engineering .*
95. *Barometric pressure and triaxial accelerometry-based falls event detection.* Bianchi, F., et al. 2010, IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.
96. *Gjoreski, H., Lustrek, M. e Gams, M. Nottingham, RU : s.n., 2011. Accelerometer placement for posture recognition and fall detection. In Proceedings of the Seventh International Conference on Intelligent Environments.*

97. Grammar-based, posture- and context-cognitive detection for falls with different activity levels. Li, Q. e Stankovic, J.A. La Jolla, EUA : s.n., 2011. In *Proceedings of the Second Conference on Wireless Health*.
98. Mobile phone-based pervasive fall detection. Dai, J., et al. 2010, *Ubiquitous Comput.*
99. A pervasive fall detection system using mobile phones. Dai, J., et al. Mannheim, Alemanha : s.n., 2010. In *Proceedings of the Eighth IEEE International Conference on Fervasive Computing and Communications Workshops*.
100. Fall classification by machine learning using mobile phones. Albert, M.V., et al. 2012, *PLoS One*.
101. Detection of falls using accelerometers and mobile phone technology. Lee, R.Y.W. e Carlisle, A.J. 2011, *Age Ageing*.
102. Evaluation of waist-mounted triaxial accelerometer based fall-detection algorithms during scripted and continuous unscripted activities. Bourke, A.K., et al. 2010, *J. Biomech.*
103. Brown, G. *An Accelerometer Based Fall Detector: Development, Experimentation, and Analysis*. Berkeley, EUA : s.n., 2005.
104. Tolkiehn, M., et al. Boston, EUA : s.n., 2011. In *Proceedings of the Thirty-Third Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine*. p. Direction sensitive fall detection using a triaxial accelerometer and a barometric pressure sensor.
105. Recognizing human daily activities from accelerometer signal. Wang, J., et al. 2011, *Procedia Eng.*
106. Comparison of lowcomplexity fall detection algorithms for body attached accelerometers. Kangas, M., et al. 2008, *Gait Posture*.
107. Novel fall detection method with a wearable hybrid-type sensor. Enomoto, Y., et al. Singapore : s.n., 2010. In *Proceedings of the Sixth World Congress of Biomechanics*.
108. Real life applicable fall detection system based on wireless body area network. Baek, W. S., et al. 2013. In *Proceedings of the Tenth IEEE Consumer Communications and Networking Conference*.
109. Development of a novel algorithm for human fall detection using wearable sensors. Anania, G., et al. Lecce, Itália : s.n., 2008. In *Proceedings of the IEEE Sensors Conference*.
110. A fall detection study on the sensors placement location and a rule-based multithresholds algorithm using both accelerometer and gyroscopes. Jacob, J., et al. Taiwan : s.n., 2011. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Fuzzy Systems*.
111. Monitoring behavior in home using a smart fall sensor and position sensors. Noury, N., et al. Lyon : s.n., 2000. In *Proceedings of the First Annual International Conference On Microtechnologies in Medicine and Biology*.
112. Evaluation of a fall detector based on accelerometers: A pilot study. . Lindermann, U., et al. s.l. : Med. Biol. Eng. Comput., 2005.
113. Development of a fall detecting system for the elderly residents. Wang, C. C., et al. 2008. In *Proceedings of the Second International Conference*.
114. Towards an autonomous fall detection and alerting system on a mobile and pervasive environment. Lopes, I.C., Vaidya, B. e Rodrigues, J.J.P.C. s.l. : Telecommun. Syst., 2011.
115. Fallalarm: Smart phone based fall detecting and positioning system. Zhao, Z., et al. s.l. : *Procedia Comput. Sci.*, 2012.
116. Developing a mobile phone-based fall detection system on android platform. Fang, S. H., Liang, Y.-C. e Chiu, K.-M. Hong Kong : s.n., 2012. In *Proceedings of the Computing, Communications and Applications Conference*.

117. Automatic fall monitoring: a review. Pannurat N., Thiemjarus S., Nantajeewarawat E. 2014, *Sensors*.
118. Detection of falls among the elderly by a floor sensor using the electric near field. Rimminen, H., et al. 2010, *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*
119. An analysis of the accuracy of wearable sensors for classifying the causes of falls in humans. Aziz, O e Robinovitch, S.N. 2011, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*
120. Abnormal human activity recognition system based on transform and kernel discriminant technique for elderly home care. Khan, Z.A. e Sohn, W. 2011, *IEEE Trans. Consum. Electron.*
121. Development of a Wearable-Sensor-Based Fall Detection System. Wu, Falin, et al. s.l. : *International Journal of Telemedicine and Applications*, 2014.
122. Fall Detection Algorithm Based on Triaxial Accelerometer and Magnetometer. Shi, Tianjiao, et al. s.l. : *Engineering Letters*, 2016.
123. Smartphone-based Fall Detection Algorithm Using Feature Extraction. Hsu, Yu-Wei, Chen, Kuang-Hsuan e Yang, Jing-Jung. s.l. : *Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics*, 2016.
124. Accelerometer-Based Fall Detection for Smartphones. Aguiar, Bruno, et al. s.l. : 2014 *IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, 2014.
125. Fall Classification by Machine Learning Using Mobile Phones. Albert, Mark V., et al. s.l. : *PlosOne*, 2012.
126. Design and evaluation of a fall detection algorithm on mobile phone platform. Silva, Manuel, et al. s.l. : *International Conference on Ambient Media and Systems*, 2011.
127. Intrusion Detection System Based on K-Star Classifier and Feature Set Reduction. Deeman Y. Mahmood, Dr. Mohammed A. Hussein. 2013, *IOSR Journal of Computer Engineering*.
128. Data Mining: Practical Machine Learning Tools and Techniques. Witten I.H., Frank E., Hall M.A. Burlington, EUA : s.n., 2011. 3rd ed. Morgan Kaufmann Publishers Inc.
129. C4.5: Programs for Machine Learning. Quinlan, J.R. San Mateo, EUA : s.n., 1993. 1st ed. Morgan Kaufmann Publishers Inc.
130. Survey on fall detection and fall prevention using wearable and external sensors. Delahoz Y.S., Labrador M.A. 2014, *Sensors*.
131. Human Activities Recognition in Android Smartphone Using Support Vector Machine. Duc, N. T. e Duy, P. D. 2016. 2016 7th International Conference on Intelligent Systems, Modelling and Simulation (ISMS).
132. A Survey on Human Activity Recognition using Wearable Sensors. Lara, Oscar D. e Labrador, Miguel A. 2012, *IEEE Communications Surveys & Tutorials*.
133. Smartphone-based transport mode detection for elderly care. Cardoso, Nuno, Madureira, João e Pereira, Nuno. s.l. : 2016 *IEEE 18th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom)*, 2016.
134. Smartphone-based fall detection algorithm using feature extraction. Hsu, Yu-Wei, Chen, Kuang-Hsuan e Yang, Jing-Jung. 2016. 2016 9th International Congress on Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics .
135. <https://www.mathworks.com/help/stats/train-classification-models-in-classification-learner-app.html>. Mathworks. [Online] 8 de novembro de 2017.
136. OpenML. [Online] [Citação: 12 de Janeiro de 2018.] <https://www.openml.org/a/estimation-procedures/1>.

137. I. H. Witten, E. Frank, and M. a. Hall. *Data Mining: Practical Machine Learning Tools and Techniques, Third Edition*, vol. 54. 2011.
138. Fall detection system for elderly with gsm communication and gps localization. . Dumitrache, M. e Pasca, S. 2013.
139. Comparison of real-life accidental falls in older people with experimental falls in middle-aged test subjects. . Kangas, M., et al. s.l. : *Gait Posture*, 2012.
140. Design, implementation and experimental evaluation of a wireless fall detector. . Bagnasco, A., Scapolla, A.M. e Spasova, V. 2011.
141. A reliable fall detection system based on wearable sensor and signal magnitude area for elderly residents. . Chen, G.-C., et al. 2010.
142. Adaptive body posture analysis for elderly-falling detection with multisensors. Lai, C.-F., et al. s.l. : *IEEE Intell. Syst.* , 2010.
143. Sensitivity and specificity of fall detection in people aged 40 years and over. Kangas, M., et al. s.l. : *Gait Posture* , 2009.
144. A research on automatic human fall detection method based on wearable inertial force information acquisition system. Tong, L., et al. 2009.
145. Design and test of a long-term fall detection system incorporated into a custom vest for the elderly. Bourke, A.K., et al. 2008.
146. A threshold-based fall-detection algorithm using a bi-axial gyroscope sensor. Bourke, A.K. e Lyons, G.M. s.l. : *Med. Eng. Phys.* , 2008.
147. Wireless body area network for physical-activity classification and fall detection. . Chan, H.-L., et al. 2008.
148. Evaluation of a threshold-based tri-axial accelerometer fall detection algorithm. Bourke, A.K., O'Brien, J.V. e Lyons, G.M.,. s.l. : *Gait Posture* , 2007.
149. Patient fall detection using support vector machines. . Doukas, C., et al. 2007.
150. Determination of simple thresholds for accelerometry-based parameters for fall detection. . Kangas, M., et al. 2007.
151. Wearable sensors for reliable fall detection. . Chen, J., et al. 2006.
152. Fall detection with body-worn sensors A systematic review. Schwickert L, Becker C, Lindemann U, Marechal C, Bourke A, Chiari L. s.l. : *Zeitschrift fuer Gerontologie und Geriatrie.* , 2013.
153. Comparison of acceleration signals of simulated and real-world backward falls. Klenk J, Becker C, Lieken F, Nicolai S, Maetzler W, Alt W. s.l. : *Med Eng Phys.* , 2011.
154. Sensitivity and False Alarm Rate of a Fall Sensor in Long-Term Fall Detection in the Elderly. Kangas M, Korpelainen R, Vikman I, Nyberg L, Jämsä T. s.l. : *Gerontology.* , 2015.
155. Detecting human motion: Introducing step, fall and adl algorithms. Vermeiren, D., Weyn, M. e Ron, G. s.l. : *Electronic Healthcare*, 2010.
156. Accurate, fast fall detection using gyroscopes and accelerometer-derived posture information. Li, Q., et al. 2009.
157. PopulationPyramid. [Online] 12 de Janeiro de 2018a. <https://www.populationpyramid.net/world/2025/>.
158. PopulationPyramid. [Online] 12 de Janeiro de 2018. <https://www.populationpyramid.net/world/2002/>.
159. Leal A. Sistemas de Detecção e Prevenção de Quedas Para Pessoas Idosas, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.
160. [Online] https://drive.google.com/open?id=1rnyQTGq8yfLMjC2IEPFFnFuomry_jdC6

Capítulo 8

Anexos

Anexo I - Protocolos de atividades de vida diária (adaptado de (159)).

Referência	Cair numa cadeira	Entrar ou sair do carro	Levantar da cama	Levantar de uma cadeira	Saltar	Apanhar um objeto do chão	Estar deitado na cama	Estar deitado de costas
(131)					•			
(138)			•	•				
(75)								
(89)								
(139)			•	•		•		
(140)			•	•			•	
(60)							•	
(79)				•				
(101)						•		
(97)					•			
(114)				•				
(107)	•		•	•	•	•	•	
(108)					•			
(95)	•				•	•		
(141)					•		•	
(99)								
(110)				•			•	
(142)								
(143)			•	•		•	•	
(144)				•				
(112)					•			
(145)							•	

(146)		•	•	•			•	
(147)								•
(92)								
(109)						•		
(120)								
(148)		•	•	•				
(149)								
(150)						•		
(89)								
(86)			•	•		•		
(151)								
(103)					•	•		
(119)								•

Anexo I - Cont.

Referência	Estar deitado de barriga para cima	Estar encostado a uma parede	Correr ou fazer jogging	Procurar um objeto no chão	Estar sentado	Estar sentado na cama	Estar sentado numa cadeira	Estar sentado no chão
(152)			•		•			
(138)			•			•	•	
(153)					•			
(139)						•	•	
(140)							•	
(14)				•			•	
(43)							•	
(142)								
(97)			•		•			
(114)			•				•	
(107)		•					•	
(108)			•				•	
(95)							•	
(144)			•			•		
(99)			•		•			
(110)			•				•	
(142)					•			
(143)							•	
(144)							•	
(112)			•					
(145)						•	•	
(146)							•	
(147)	•				•			

(92)				•				
(109)								
(120)					•			
(148)						•	•	
(149)			•					
(150)								
(89)					•			
(86)						•	•	
(151)					•			
(103)			•		•			
(119)			•				•	

Anexo I - Cont.

Referência	Fazer agachamentos	Estar de pé	Espriguiçar	Atirar para cima da cama	Andar	Descer escadas	Subir escadas	Andar com bagagem
(152)					•	•	•	
(138)	•			•	•			
(44)		•			•			
(139)					•	•	•	
(140)					•			
(14)								
(154)					•			
(101)					•	•	•	
(97)		•			•			
(114)					•	•	•	
(107)						•	•	
(108)		•			•			
(95)						•		
(144)					•	•	•	
(99)		•			•			
(110)					•	•	•	•
(142)		•			•			
(143)					•	•	•	
(144)	•				•			
(112)					•			
(145)					•			
(146)					•			
(147)		•			•			
(92)					•			
(109)					•	•	•	
(120)		•			•	•	•	

(148)					•			
(149)					•			
(150)					•	•	•	
(89)		•			•	•	•	
(86)					•			
(151)					•			
(103)			•		•		•	
(119)					•		•	

Anexo II - Protocolos de quedas simuladas (adaptado de (159)).

Referência	Queda para trás (QT)	QT (impacto de costas)	QT (acaba sentado)	QT (acaba deitado)	QT (impacto na anca)	QT (flexão dos joelhos)	QT (pernas estendidas)	Cair para a cama
(152)								
(138)	•							
(119)								
(139)								
(128)								
(140)	•							
(14)								
(43)								
(101)	•							
(97)	•							
(114)	•							•
(107)			•	•				•
(108)								
(95)				•				
(102)						•	•	
(99)	•							
(110)	•							
(153)	•							
(142)								
(155)	•							
(143)								
(156)	•							
(144)								
(145)								
(146)						•	•	
(147)	•					•	•	
(92)								
(109)	•		•		•			
(148)						•	•	
(149)								
(150)	•							
(89)	•							
(86)	•							
(151)	•							
(119)	•				•			
(83)	•							

Anexo II - Cont.

Referência	Queda	Queda contra parede	Queda de cadeira	Queda de cama	Queda em escadas	Queda para a frente (QF)	QF (impacto na mão ou cotovelo)
(152)	•						
(138)			•	•		•	
(44)							
(139)				•			
(128)							
(140)						•	
(14)							
(43)						•	
(101)						•	
(97)		•				•	
(114)						•	
(107)			•	•			
(108)						•	
(95)		•					
(102)							
(99)						•	
(110)						•	
(153)							
(142)							
(155)	•					•	
(143)	•			•			
(156)							
(144)						•	
(145)							
(146)							
(147)						•	
(92)	•						
(109)						•	
(148)							
(149)	•						
(150)						•	
(89)						•	
(86)							
(151)						•	
(119)		•				•	
(83)						•	

Anexo II - Cont.

Referência	QF (impacto nos joelhos)	QF (acaba deitado)	QF (flexão dos joelhos)	QF (pernas estendidas)	Queda lateral	Queda para a esquerda (QE)	QE (flexão dos joelhos)
(152)							
(138)					•		
(153)							
(139)					•		
(128)							
(140)						•	
(14)							
(43)						•	
(101)						•	
(97)						•	
(114)							
(107)	•	•				•	
(108)							
(95)		•			•		
(102)			•	•			•
(99)					•		
(110)					•		
(153)							
(142)							
(155)					•		
(143)					•		
(156)							
(144)					•		
(145)			•	•			•
(146)			•	•			•
(147)						•	
(92)							
(109)					•		
(148)			•	•			•
(149)							
(150)					•		
(89)						•	
(86)						•	
(151)							
(119)							
(83)							

Anexo II - Cont.

Referência	QE (pernas estendidas)	Queda para a direita (QD)	QD (flexão dos jelhos)	QD (pernas estendidas)	Escorregar	Síncope	Tropeçar
(152)							
(138)							
(153)							
(139)					•	•	•
(128)					•		•
(140)		•					
(14)							•
(43)		•					
(101)		•					
(97)		•					
(114)							
(107)		•					
(108)							
(95)							
(102)	•		•	•			
(99)							
(110)							•
(153)							
(142)							
(155)							
(143)					•	•	•
(156)							
(144)							
(145)	•		•	•			
(146)	•		•	•			
(147)		•					
(92)							
(109)							
(148)	•		•	•			
(149)							
(150)							
(89)		•					
(86)							
(151)							
(119)							
(83)							

Anexo III - Experiências existentes incluindo quedas (adaptado de (159)), com características referentes à Tabela 5.

Autor	Localização do Sensor								Número de tipos de quedas	Número de AVD	Características	Métodos	Performance
	Cabeça	Pescoço	Peito	Costas	Cintura	Pulso	Coxa	Tornozelo					
Kau and Chen (2014) (152)							•		1	8	F2, F5	SVM	Sen = 92% Esp = 99.75%
Dumitrache and Pasca (2013) (138)					•				5	8	F5, F50	TB, RB	Sen = 90.91%-100% Esp = 61.51%-96.70% Pre = 71.77%-95.16%
Fang <i>et al.</i> (2012) (153)			•		•		•		1	3	F5, F19	TB, RB	Sen = 72.22% Esp = 73.78%
Kangas <i>et al.</i> (2012) (139)					•				6	8	F5, F15	TB, RB	N/A
Aziz and Robinovitch (2011) (128)	•		•		•			•	9	0	F1, F3	SVM	Pre = 97%-98%
Bagnasco <i>et al.</i> (2011) (140)			•		•	•			4	9	F5	TB, RB	Sen = 71%-88% Esp = 89%-100%
Gjoreski <i>et al.</i> (2011) (14)			•		•		•	•	4	4	F1, F2, F5, F9, F17, F29	TB, RB, DT, NB	Pre = 94%
Jacob <i>et al.</i> (2011) (43)				•					4	3	F5	TB, RB	Sen = 100%
Lee <i>et al.</i> (2011) (101)					•				4	8	F5	TB, RB	Sen = 77%-96% Esp = 81%-82%
Li and Stankovic (2011) (97)			•		•	•	•	•	5	10	F1, F2, F5, F27	TB, RB, NB, kmean	N/A
Lopes <i>et al.</i> (2011) (114)							•		3	7	N/A	TB, RB	N/A
Tolkiehn <i>et al.</i> (2011) (107)						•			13	12	F4, F7, F30, F31	TB, RB	Pre = 81%-86.97%
Wang <i>et al.</i> (2011) (108)						•			1	5	N/A	HMM, GMM	Pre = 94.8%

Anexo III - Cont.

Autor	Localização do Sensor								Número de tipos de	Número de AVD	Caraterísticas	Métodos	Performance
	Cabeça	Pescoço	Peito	Costas	Cintura	Pulso	Coxa	Tornozelo					
Bianchi <i>et al.</i> (2010) (95)						•			8	8	F5, F10, F29, F42	TB, RB	Sen = 97.5% Esp = 96.5% Pre = 96.9%
Bourke <i>et al.</i> (2010) (102)						•			8	4	F5, F13, F25	TB, RB	Sen = 100% Esp = 100%
Chen <i>et al.</i> (2010) (141)						•			8	8	F5, F6, F12	TB, RB	N/A
Dai <i>et al.</i> (2010) (99)			•			•		•	3	4	F5, F19	TB, RB	Sen = 97.33% Esp = 92.3%
Enomoto <i>et al.</i> (2010) (110)	•								4	8	F43	TB, RB	Sen = 100%
Klenk <i>et al.</i> (2010) (153)					•				1	0	F3, F36	TB, RB	N/A
Lai <i>et al.</i> (2010) (142)		•				•	•	•	1	4	F5, F11, F26	TB, RB	Pre = 99.55%
Vermeiren <i>et al.</i> (2010) (155)				•				•	3	3	F5	TB, RB	Sen = 97%
Kangas <i>et al.</i> (2009) (143)						•			6	8	F5, F8, F15	TB, RB	Sen = 97.5% Esp = 100%
Li <i>et al.</i> (2009) (156)			•					•	7	12	F5, F24	TB, RB	N/A
Tong <i>et al.</i> (2009) (144)				•					2	5	F5, F26	TB, RB	Sen = 100% Esp = 100%
Anania <i>et al.</i> (2008) (112)				•					4	5	F22, F49	TB, RB	Sen = 98% Esp = 100%
Bourke <i>et al.</i> (2008) (145)			•						8	5	F5	TB, RB	Sen > 90% Esp > 99%

Anexo III - Cont.

Autor	Localização do Sensor								Número de tipos de	Número de AVD	Caraterísticas	Métodos	Performance
	Cabeça	Pescoço	Peito	Costas	Cintura	Pulso	Coxa	Tornozelo					

Bourke <i>et al.</i> (2008) (156)				•					8	8	F36, F37, F38, F39, F40	TB, RB	Sen = 100%
Chan <i>et al.</i> (2008) (147)			•				•	•	4	7	F5	TB, RB	N/A
Bourke <i>et al.</i> (2008) (145)			•						8	5	F5	TB, RB	Sen > 90% Esp > 99%
Wang <i>et al.</i> (2008) (120)									8	7	F5, F6, F12, F47, F48	TB, RB	Sen = 70.48%
Bourke <i>et al.</i> (2007) (148)				•				•	8	8	F5	TB, RB	Sen = 100% Esp = 67%-100%
Doukas <i>et al.</i> (2007) (149)				•					1	2	N/A	SVM	Pre até 98.2%
Kangas <i>et al.</i> (2007) (150)	•					•	•		3	4	F5, F8, F15	TB, RB	Sen até 100% Esp até 100%
Srinivasan <i>et al.</i> (2007) (89)						•			4	8	F5	TB, RB	Sen = 94.79%
Nyan <i>et al.</i> (2006) (86)			•	•		•			3	6	N/A	TB	Sen = 100% Esp = 92.5%- 97.5%
Chen <i>et al.</i> (2005) (151)						•			2	2	F5, F28	TB, RB	N/A
Garrett Brown (2005) (103)						•			2	7	F5, F33, F34, F35	TB, RB	Sen = 90% Esp = 95%
Degen <i>et al.</i> (2003) (83)						•			3	0	F5, F13, F14	TB	Sen = 65%

Nota: N/A - Não Aplicável; Sen - Sensibilidade; Esp - Especificidade; Pre - Precisão;
ANN - Artificial Neural Network; DT - Decision Tree; FIS - Fuzzy Inference System;
GMM - Gaussian Mixture Model; HMM - Hidden Markov Model; KNN - K-Nearest Neighbor; NB - Naive Bayes;
RB - Rule-Based; SVM - Support Vector Machine; TB - Threshold-Based

Anexo IV - Produtos vestíveis para detecção de quedas (adaptado (159)).

Tipo de sensor	Localização do Dispositivo	Caraterísticas do Sistema
N/E	Cintura	Envia mensagem do telemóvel do utilizador para contactos de emergência; Botão de emergência integrado; Utilizável dentro e fora de casa; Não necessita de suporte de <i>call center</i> ; Duração da bateria: 2 anos.
Acelerómetro 3D	Cintura	Comunicação <i>wireless</i> ; Ligação à internet; Sempre <i>online</i> e conectado com a base de dados; Comunicação por voz.
N/E	Cintura	Deteção de utilizadores inconscientes; Botão de emergência integrado; Deteção de hipotermia.
N/E	N/A	Integrado com botão de emergência; À prova de água; Suporta transmissões múltiplas.
N/E	Pulso	À prova de água; Suporta chamada de emergência; Vibração disponível; Integrado botão de cancelamento de chamada de emergência.
N/E	Pescoço	À prova de água; Aviso quando tem pouca bateria; Temperatura de utilização: -10° C até 40° C.
N/E	Pescoço ou Cintura	Três níveis de sensibilidade diferentes para ajuste a diferentes necessidades dos utilizadores; Botão de emergência utilizável por pessoas com deficiências visuais; Quando não usado pelo utilizador, envia mensagens de alerta; Longa vida da bateria, com fácil possibilidade de substituição.
N/E	Pescoço	Transmissão programável; Botão para cancelar falsos alarmes; Capacidade de receber chamadas através da linha telefónica de casa; Possibilidade de ser utilizado como colar ou pendente.
N/E	Pulso	Alerta inteligente e personalizável; Identificação única do utilizador; Monitorização de sinais vitais; Independente de conexão a rede.
N/E	Pescoço	Chama serviços de emergência utilizando telecomunicações; À prova de água; Facilmente acessível.

N/E	Cintura	Alarme ativado pela mudança de ângulo e pelo impacto no chão; Botão de emergência integrado.
Acelerómetro 2D	Cintura ou Pescoço	Cinco níveis diferentes de sensibilidade, para diferentes necessidades dos utilizadores; Deteta quedas, recuperação de quedas e quando o utilizador tropeça.

Anexo IV - Cont.

Tipo de sensor	Localização do Dispositivo	Caraterísticas do Sistema
N/E	Cintura	Contacto automático dos serviços de emergência quando o utilizador cai; Integrado botão de emergência.
Acelerómetro 3D	Pulso	Ecrã LCD; Bateria recarregável; Integrado botão de emergência.
Acelerómetro 2D/ Sensor de Pressão	Pescoço	Cinco diferentes configurações de sensibilidade; Relatório automático do estado e utilização da bateria.
N/E	Peito	Monitorização do ritmo cardíaco; Monitorização de atividades; Prevenção de quedas; Botão para fazer chamadas; Bateria recarregável.
N/E	Pescoço ou Cintura	Deteção de quedas quando o dispositivo se encontra a uma inclinação superior a 70° do eixo vertical.
Nota: N/A - Não Aplicável; N/E - Não Existente.		