



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB
CAMPUS GAMA – FGA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

A BENGALA AFETIVA: SISTEMA ENATIVO AFETIVO VOLTADO PARA A SAÚDE DO IDOSO

AMABYLLI MIKAELE COSTA LUZ

ORIENTADOR: DR. ADSON FERREIRA DA ROCHA

COORIENTADORA: DRA. DIANA MARIA GALLICCHIO DOMINGUES



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB

FACULDADE UNB GAMA – FGA



**A BENGALA AFETIVA: SISTEMA ENATIVO AFETIVO VOLTADO PARA A SAÚDE DO
IDOSO**

AMABYLLI MIKAELE COSTA LUZ

ORIENTADOR: DR. ADSON FERREIRA DA ROCHA

COORIENTADOR: DRA. DIANA MARIA GALLICCHIO DOMINGUES

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA

PUBLICAÇÃO: 130A/2020

BRASÍLIA/DF, NOVEMBRO DE 2020

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB

FACULDADE UNB GAMA - FGA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

**A BENGALA AFETIVA: SISTEMA ENATIVO AFETIVO VOLTADO PARA A
SAÚDE DO IDOSO**

AMABYLLI MIKAELE COSTA LUZ

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

APROVADA POR:



DR. ADSON FERREIRA DA ROCHA
(ORIENTADOR)



DR. CRISTIANO JACQUES MIOSSO
(EXAMINADOR INTERNO)



DRA. SUÉLIA DE SIQUEIRA RODRIGUES FLEURY ROSA
(EXAMINADOR INTERNO)

BRASÍLIA/DF, NOVEMBRO DE 2020

FICHA CATALOGRÁFICA

LUZ, AMABYLLI MIKAELE COSTA

A Bengala Afetiva: Sistema Enativo Afetivo voltado para a Saúde do Idoso [Distrito Federal], 2020.

User Field page_minus_preamble = 62p., 21,0 x 29,7 cm (FGA/UnB Gama, Mestrado em Engenharia Biomédica, 2020).

Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Faculdade UnB Gama, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

1. Instrumentação Biomédica 2. Detecção de Quedas

3. Aprendizado de Máquina 4. Bengala Inteligente

I. FGA UnB

II. Título (série)

REFERÊNCIA

Luz, Amabylli Mikaele Costa (2020). A Bengala Afetiva: Sistema Enativo Afetivo voltado para a Saúde do Idoso. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 130A/2020 Programa de Pós-Graduação, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 62p.

CESSÃO DE DIREITOS

Autor: Amabylli Mikaele Costa Luz

Título: A Bengala Afetiva: Sistema Enativo Afetivo voltado para a saúde do Idoso

Grau: Mestre

Ano: 2020

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender essas cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.



amabylliluz@gmail.com

Brasília, DF – Brasil

RESUMO

O aumento da média de idade da população é uma tendência de amplitude mundial. A Organização Mundial da Saúde prediz que, em 2025, haverá 1,2 bilhões de pessoas com mais de 60 anos no mundo, sendo que os idosos com 80 anos ou mais formarão o grupo etário com maior aumento. Como, em idosos, as quedas causam o aumento da morbidade e da mortalidade, e como o envelhecimento da população está em ascensão, a prevenção tornou-se uma prioridade importante e os esforços em pesquisa e desenvolvimento de tecnologias que visam detectar o risco de queda, de forma a preveni-la, estão crescendo constantemente. O objetivo do presente estudo é apresentar uma versão preliminar de um dispositivo para a detecção de risco de quedas e discutir seus potenciais benefícios para qualidade de vida e prevenção de queda em idosos.

O protótipo desenvolvido, denominado “Bengala Afetiva”, é composto por uma bengala de alumínio, ajustável, de ponto único, da marca Mercur, com um sistema eletrônico embarcado, possuindo dois módulos de funcionalidade: o módulo ambiental e o módulo de variáveis cinemáticas.

O delineamento proposto engloba a apresentação do dispositivo desenvolvido e de um estudo piloto, com intuito de testar, avaliar, revisar e aprimorar os instrumentos e procedimentos. O protótipo desenvolvido foi testado em três voluntários hígidos, com o intuito de se realizar testes e ajustes preliminares, que possam acelerar o uso do protótipo em experimentos futuros, em que se almeja avaliar estados afetivos do usuário, com possível ênfase na predição de riscos de queda. Nos testes efetuados, obtivemos F1-score próximo de 90% nos algoritmos que se utilizam de árvore de decisão. No entanto, por haver uma baixa contagem de indivíduos dentro do teste, pode-se dizer que houve um certo desbalanceamento das bases de treinamento. Porém, os resultados sugeriram um bom potencial futuro para o método.

Palavras-chave: Instrumentação Biomédica, Detecção de Quedas, Aprendizado de Máquina, Bengala Inteligente.

ABSTRACT

The increase in the average age of the population is a worldwide trend. The World Health Organization predicts that by 2025, there will be 1.2 billion people over the age of 60 in the world, with older adults aged 80 and over forming the age group with the highest increase. As falls in the elderly cause increased morbidity and mortality. As the aging population is on the rise, prevention has become an important priority, and efforts in research and development of technologies that aim to detect the risk of falling to prevent it are continually growing. Therefore, this study aims to present a preliminary version of a device to detect the risk of falls and discuss its potential benefits for quality of life and prevention of falls in the elderly.

The prototype developed, called “Enactive Affective Cane,” consists of an aluminum cane, adjustable, single point, of the Mercur brand, with an embedded electronic system, having two modules of functionality: environmental and kinematic variables.

The proposed design includes the presentation of the device developed and a pilot study to test, evaluate, review, and improve the instruments and procedures. The developed prototype was tested on three healthy volunteers, in order to carry out tests and preliminary adjustments, which can accelerate the use of the prototype in future experiments, in which it aims to evaluate the user's affective states, with a possible emphasis on the prediction of risks of fall. In the tests carried out, we obtained an F1-score close to 90% in the algorithms that use the decision tree. However, because there is a low count of individuals within the test, it can be said that there was a certain imbalance in the training bases. However, the results suggested a good future potential for the method.

Keywords: Biomedical Instrumentation, Fall Detection, Machine Learning, Smart Cane.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, que permitiu que todas as conquistas em minha vida se concretizassem.

Agradeço a minha mãe Elma, que é a grande responsável por tudo que sou; José, Bruno e Samuel, que me acompanharam de perto e contribuíram na concretização dos meus planos e sonhos. Estendo meu agradecimento aos familiares e amigos, que acreditam e torcem muito pela minha vitória.

Agradeço a equipe envolvida neste projeto: Pedro Henrique Gonçalves Inazawa, Diego Martins de Oliveira, Pedro de Oliveira Moura e Souza, Dilson dos Santos Boaventura e Thomas Beltrame. Obrigada por todo companheirismo e por desenvolver o trabalho de vocês com tanta maestria!

Agradeço ao professor Cristiano Jacques, pela disposição na participação da banca e pelas valiosas considerações.

A professora Suélia Rodrigues, que é uma mulher inspiradora, agradeço pelo acolhimento, incentivo e por toda contribuição na construção desse projeto.

Obrigada a professora Diana Domingues pela disposição, pelos ensinamentos e pela oportunidade de trabalhar ao lado de alguém que é referência.

Ao professor Adson Ferreira da Rocha, agradeço pela orientação, disposição, incentivo e acompanhamento em todo projeto, nada disso seria possível se não fosse o seu empenho como orientador!

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Objetivos.....	3
1.1.1	Objetivo Geral	3
1.1.2	Objetivos Específicos	3
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	4
2.1	Envelhecimento	4
2.2	Quedas	4
2.3	Alterações fisiológicas relacionadas a queda.....	5
2.3.1	Sistema Cardiovascular	5
2.3.2	Sistema Vestibular.....	6
2.3.3	Sistema Visual.....	6
2.3.4	Sistema Neurológico.....	7
2.3.5	Sistema Locomotor	7
2.4	Fatores extrínsecos relacionados a queda	8
2.5	Dispositivos auxiliares de marcha	9
2.5.1	Bengala	10
2.5.1.1	Tipos de bengala	10
2.5.1.2	Mensuração das bengalas	11
2.5.1.3	Padrão de marcha.....	11
2.6	Avaliação do Risco De Quedas	11
2.7	Sistemas de Detecção de Quedas.....	12
2.7.1	Bengalas Inteligentes	15
2.7.2	Sistemas Inteligentes	19
2.8	Sistemas Enativos Afetivos.....	22
3	Sistema proposto: a bengala afetiva com monitoração de sinais ambientais e de equilíbrio ...	24
3.1	Hardware da Bengala Enativa Afetiva.....	24
4	Desenvolvimento de sistemas de aprendizagem de máquina para análise das medidas fornecidas pela bengala afetiva.....	30
4.1	Modelos de aprendizado de máquina utilizados	31
4.1.1	Regressão Logística	31
4.1.2	Support Vector Machines.....	32
4.1.3	Árvore de Decisão e Floresta Randômica	33
4.1.4	K Vizinhos Próximos	34
4.1.5	Naive Bayes	34
4.2	Métricas para os Modelos de aprendizado de máquina	34
4.3	Avaliação dos níveis de risco de queda pela aplicação de ML aos sinais da bengala.....	36
5	EXPERIMENTOS DE AVALIAÇÃO DA BENGALA: ESTUDO PILOTO	38
5.1	Proposta de Experimento com Idosos.....	38
5.2	Delineamento dos testes realizados	38
5.2.1	Local de realização da pesquisa e infraestrutura	39

5.2.2 Amostra.....	39
5.3 Procedimento	39
5.4 Pós-processamento dos dados.....	41
6 RESULTADOS.....	43
7 DISCUSSÃO.....	47
8 CONCLUSÃO	52
PERSPECTIVAS FUTURAS.....	52
REFERÊNCIAS	54
ANEXO I	62

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1. Velocidades do teste	41
Tabela 6.1. Tempo do TUG realizado pelos voluntários.....	43
Tabela 6.2. Resultados para os diversos modelos de aprendizado	44
Tabela 6.3. Matriz de confusão para o modelo de aprendizado com regressão logística.	45
Tabela 6.4. Matriz de confusão para o modelo de aprendizado com o método de Máquina de Vetores de Suporte (em inglês, Suport Vector Machine – SVM)	45
Tabela 6.5. Matriz de confusão para o modelo de aprendizado com o método de aprendizado de árvore de decisão (em inglês, decision tree).....	45
Tabela 6.6. Matriz de confusão para o modelo de aprendizado com o método de aprendizado de Floresta Randômica (em inglês, Randon forest).	45
Tabela 6.7. Matriz de confusão para o modelo de aprendizado com o método de aprendizado K vizinhos próximos (K-Nearest Neighbor, KNN).....	46

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1. Bengala Com Sistema Embarcado Inteligente. Fonte: Chen et al. (2015)	16
Figura 2.2. Bengala Inteligente. Fonte: Dring (2020)	16
Figura 2.3. Bengala Robótica. Fonte: Huang et al. (2008)	17
Figura 2.4. Bengala Robótica. Fonte: Fukuda et al. (2015)	18
Figura 2.5. Bengala Instrumentada. Fonte: Gonçalves (2017)	18
Figura 2.6. Sistema Inteligente. Fonte: Clemente et al. (2019)	19
Figura 2.7. Sistema de detecção de quedas e de posicionamento corporal com monitoramento de batimentos cardíaco. Fonte: Malheiros (2015)	20
Figura 2.8. Protótipo camisa com sensores. Fonte: Pinheiro (2015)	21
Figura 3.1. Bengala Afetiva	25
Figura 3.2. Visão interna do dispositivo	27
Figura 3.3. Alimentação do dispositivo	28
Figura 3.4. Interface externa do Dispositivo	29
Figura 5.1. Realização do teste piloto com voluntários hígidos	40

LISTA DE NOMENCLATURAS E ABREVIACOES

DAM	Dispositivo Auxiliar de Marcha
FFA	Fast Fourier Transform
FGA	Faculdade do Gama
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
LaB	Laboratório de Engenharia Biomédica
LART	Laboratório de Pesquisa em Arte e TecnoCiência
LDR	Light Detecting Resistor
LRF	Laser Range Finder
KNN	K-Nearest Neighbors
MMII	Membros inferiores
OMS	Organização Mundial da Saúde
SVM	Support Vector Machines
TUG	Timed Up and Go
UnB	Universidade de Brasília

1 INTRODUÇÃO

O aumento da média de idade da população é uma tendência de amplitude mundial. A Organização Mundial da Saúde (OMS) prediz que, em 2025, haverá 1,2 bilhões de pessoas com mais de 60 anos no mundo, sendo que os idosos com 80 anos ou mais formarão o grupo etário com maior aumento (OMS, 2010).

De acordo com estimativas do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), no ano de 2050 a população brasileira será de aproximadamente 215 milhões de habitantes, havendo 73 idosos para cada 100 crianças, o que demonstra um acentuado crescimento da população idosa (IBGE, 2013).

A OMS considera como idosos, nos países em desenvolvimento, pessoas com 60 anos ou mais; nos países desenvolvidos, o indivíduo é considerado idoso a partir dos 65 anos (OMS, 1984). No Brasil, de acordo com a Lei Federal 8.842, é considerada idosa a pessoa com 60 anos ou mais (BRASIL, 1994).

Como parte do processo de desenvolvimento humano, o envelhecimento é caracterizado como um período de diminuição na capacidade funcional, que está intimamente relacionada com o desempenho de atividades básicas de vida diária e atividades instrumentais de vida diária (PERRACINI, 1998).

O declínio motor decorrente do processo de envelhecimento leva a disfunção na mobilidade, relacionando-se com equilíbrio e marcha, que são elementos essenciais para o desempenho das atividades funcionais, desde tarefas simples até outras mais complexas, como caminhar. Essas disfunções podem resultar no aumento das ocorrências de quedas (ALVES et al., 2008; SHUMWAY-COOK, 2000).

A OMS relata que quedas são a segunda maior causa de mortes decorrentes de lesões acidentais ou não-intencionais em todo o mundo, sendo que, mundialmente, morrem cerca de 424.000 pessoas. Adicionalmente, cerca de 37,3 milhões de quedas por ano necessitam de cuidados médicos. Quedas são, ainda, responsáveis por 70% das mortes acidentais em pessoas com idade a partir de 75 anos (OMS, 2010).

Uma estratégia para atenuar a ocorrência de queda e oferecer maior segurança e autonomia à população idosa é a indicação preventiva do uso de um dispositivo auxiliar de marcha (DAM)

adequado. Esses dispositivos são opções que podem contribuir para que essas pessoas possam ter uma qualidade de vida satisfatória, permitindo a elas a possibilidade de ir e vir e de serem mais autônomos e independentes em suas tarefas do dia a dia (KAPANDJI, 2011).

A proposta do projeto Bengala Afetiva é o desenvolvimento de um sistema incorporado composto de uma bengala enriquecida com sensores e sistemas com capacidade de oferecer feedback ao usuário, que pode prover apoio e ajuda a pessoas com dificuldade de locomoção, de forma que possam ter melhor mobilidade. Um dos objetivos do sistema é evitar o desequilíbrio na marcha e nas quedas, monitorando a caminhada e procurando por sinais que podem levar ao aumento do risco de quedas, sendo também capaz de identificar quedas, quando elas ocorrerem. O presente projeto representa uma versão ainda inicial da ideia proposta.

Esse dispositivo além de atuar como um dispositivo auxiliar de marcha convencional, é capaz de fazer medidas de sinais cinemáticos e ambientais, extraindo variáveis importantes para a estimativa de risco de queda, bem como cenários ambientais que podem predispor o usuário a risco de queda ou de ocorrência de outras alterações fisiológicas lesivas.

Um diferencial conceitual desse projeto, em relação a outros sistemas existentes, é o objetivo de que o sistema evolua eventualmente para um sistema enativo afetivo, em que a bengala inclui um tipo de cognição incorporada associada a um mecanismo de *feedback* para o usuário, que provê a ele um espécie de sentido adicional, produzido artificialmente, gerando, no usuário, maior consciência do ambiente e do estado de seu próprio corpo e sua própria cognição, aumentando o leque de opções que ele poderá utilizar para ter maior segurança no seu movimento, assim como melhor qualidade de vida. Esse aspecto será discutido com mais detalhe em uma seção posterior, no presente trabalho.

Como, em idosos, as quedas causam o aumento da morbidade e da mortalidade, e como o envelhecimento da população está em ascensão, a prevenção tornou-se uma prioridade importante e os esforços em pesquisa e desenvolvimento de tecnologias que visam detectar o risco de queda, de forma a preveni-la, estão em constante crescimento (MELILLO *et al.*, 2015).

Assim, o objetivo do presente estudo é apresentar uma versão preliminar do dispositivo, avaliá-lo, por meio de testes de bancada e experimentos e discutir seus potenciais benefícios para qualidade de vida e prevenção de queda em idosos.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

Desenvolver uma bengala com sensores ambientais e cinemáticos e avaliar o seu uso para inferir métricas associadas a risco de queda.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Verificar a viabilidade da bengala afetiva para monitorar medidas ambientais e cinemáticas, que são reconhecidas na literatura especializada como variáveis que influenciam o risco de quedas.
- Verificar a eficácia do dispositivo para identificar métricas associadas ao risco de queda.
- Propor e avaliar modelos de aprendizado de máquina que possam ser efetivos para a análise de dados, com vistas à estimação do risco de queda.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 ENVELHECIMENTO

O envelhecimento é um fenômeno que atinge todos os seres humanos, sendo caracterizado por um processo progressivo, dinâmico e irreversível, ligado intimamente a fatores biológicos, psíquicos e sociais (BRITO e LITVOC, 2004).

Atualmente, há a percepção de que a forma comum ou usual de envelhecimento não corresponde, infelizmente, ao envelhecimento saudável ou bem-sucedido. Na forma comum ou usual, os fatores extrínsecos, como dieta, sedentarismo e causas psicossociais, intensificam os efeitos adversos que ocorrem com o passar dos anos, enquanto, na forma de envelhecimento saudável, esses fatores não estariam presentes ou seriam de pequena importância (PAPALEO NETTO, 2006).

O envelhecimento é um processo fundamental que afeta todos os nossos sistemas e tecidos. A velocidade e a magnitude podem ser diferentes em cada pessoa, mas o declínio corporal é inevitável (GUCCIONE et al., 2017).

2.2 QUEDAS

Queda pode ser definida como um deslocamento rápido e não intencional do corpo para um nível inferior à posição inicial, com incapacidade de correção em tempo hábil, determinado por circunstâncias multifatoriais comprometendo a estabilidade (MOURA et al., 1999; FREITAS e PY, 2006). A queda não precisa estar associada a uma lesão para ser classificada como queda (GUCCIONE et al., 2017).

A queda é a maior causa de lesões fatais, principalmente para pessoas idosas. As consequências de uma queda são fortemente influenciadas pelo tempo de resposta e resgate (MUBASHIR et al., 2013).

Quedas e suas lesões resultantes constituem um problema enfrentado em países onde ocorre expressivo envelhecimento populacional. Alguns estudos prospectivos indicam que 30% a 60% da população com mais de 65 anos eventualmente sofre uma queda a cada ano e metade sofre quedas múltiplas. Aproximadamente 40% a 60% destes episódios levam a algum

tipo de lesão, sendo 30% a 50% de menor gravidade, 5% a 6% lesões mais graves (não incluindo fraturas) e 5% de fraturas (BUKSMAN et al., 2008).

Apesar de ser considerado um evento comum na terceira idade, a queda também é comum entre os portadores de necessidades especiais físico-motoras, decorrentes de malformação congênita ou adquiridas em acidentes, e é considerada um problema de saúde pública, visto que, além de fraturas, gera outras consequências, como redução da qualidade de vida, receio de andar, perda da capacidade de realização de tarefas de vida diária, além de ser uma das principais causas de internação e morte nessa faixa etária (RIBEIRO et al., 2008; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2006).

As causas das quedas em idosos são multifatoriais e podem estar associadas a diversos fatores; esses fatores têm sido classificados em: intrínsecos, decorrentes de alterações fisiológicas do envelhecimento, doenças e decorrentes do uso de fármacos; e extrínsecos, que dependem das circunstâncias sociais e ambientais (FABRICIO et al., 2004).

2.3 ALTERAÇÕES FISIOLÓGICAS RELACIONADAS A QUEDA

2.3.1 SISTEMA CARDIOVASCULAR

Inerente ao processo de envelhecimento, indivíduos com idade avançada sofrem uma série de alterações fisiológicas no coração; as principais são: (i) declínio da frequência cardíaca máxima; (ii) declínio no volume de oxigênio máximo; (iii) tecidos vasculares mais rígidos e menos complacentes, (iv) perda das células do nodo sinoatrial, (v) contratilidade reduzida das paredes vasculares, (vi) membrana nasal espessa na capilaridade (GUCCIONE et al., 2017; BERGMANN et al., 2009).

É comum, ainda, a diminuição na resposta autonômica ao estresse, incluindo a redução do barorreflexo, o que faz com que seja comum a variação da pressão arterial com mudanças posturais, que podem aumentar a probabilidade de ocorrência de queda em idosos (LEE et al., 2011).

Com a frequência de alterações cardiovasculares que acompanham o idoso, é comum o uso de diversos medicamentos como diuréticos, anti-hipertensivos, antiarrítmicos e vasodilatadores, que podem acabar por contribuir para o aumento dos episódios de quedas (WETZEL et al., 2009). Segundo o Ministério da Saúde do Brasil (2006), cerca de metade dos

idosos que fazem uso de anti-hipertensivos e diuréticos sofre uma ou mais quedas no prazo de um ano.

2.3.2 SISTEMA VESTIBULAR

Para que o corpo esteja em equilíbrio, é necessária a integridade dos sistemas vestibular, somatosensorial e visual. O labirinto é responsável pelo equilíbrio e pela posição do corpo no espaço. Quando o sistema não está funcionando normalmente, possivelmente surgirão tontura e/ou desequilíbrio (JURKIEWICK et al., 2002).

Com o aumento da idade, são observadas alterações anatômicas e fisiológicas no sistema vestibular, e os processos degenerativos acarretam a diminuição gradual na densidade dos receptores e no número de células receptoras de determinadas estruturas do sistema. Em consequência do envelhecimento, é comum a ocorrência da degeneração do reflexo vestibulo-ocular, acarretando o desequilíbrio quando há rotação do corpo, que ocasiona alterações na marcha na marcha. Além dos episódios de tontura e vertigem, outro grande problema que surge em consequência dos eventos de desequilíbrio é o risco de queda (JAHN et al., 2010).

2.3.3 SISTEMA VISUAL

As alterações morfológicas e fisiológicas sofridas pelas estruturas do olho ao longo do envelhecimento acabam causando interferência na acuidade visual (LAMOUREUX et al., 2010).

Com o passar dos anos, ocorre a diminuição do campo visual periférico, da sensibilidade ao contraste, da discriminação das cores, da capacidade de recuperação após exposição à luz, da adaptação ao escuro e da noção de profundidade (MICHAEL e BRON, 2011).

Idosos com baixa acuidade visual tendem a apresentar déficit de controle postural, comprometimento funcional e maior risco de quedas (LAMOUREUX et al., 2010). Lord (2006), Macedo et al. (2008), Menezes e Bachion (2012), mostraram que o enfraquecimento fisiológico reduz a estabilidade postural e aumenta significativamente o risco de queda e fraturas em idosos.

2.3.4 SISTEMA NEUROLÓGICO

O córtex cerebral é uma região complexa formada por bilhões de células nervosas, exercendo funções complexas como motricidade, sensibilidade e mecanismos cognitivos. O sistema nervoso periférico, por meio de impulsos nervosos para a periferia (especialmente para os músculos esqueléticos) desempenha também uma importante função sensorio-motora sobre o sistema de manutenção do equilíbrio (SHANKAR, 2010).

As composições dos sistemas nervoso central e periférico diferem de forma significativa; porém, ambos passam pelo processo de envelhecimento neural. Acredita-se que, com o avançar da idade, o indivíduo passe a apresentar deficiências no controle genético da produção de proteínas estruturais, de enzimas e dos fatores neurotróficos (CHRISTOFOLETTI et al., 2006).

Assim, o sistema nervoso apresenta alterações, como redução na velocidade de condução nervosa, redução da intensidade dos reflexos, restrição das respostas motoras, do poder de reações e da capacidade de coordenações. Essas alterações podem contribuir para o aumento da chance de ocorrência de episódios de quedas em idosos (DE VITTA, 2000).

2.3.5 SISTEMA LOCOMOTOR

O sistema locomotor é composto pelos sistemas muscular, esquelético e articulações. Com o envelhecimento, alguns componentes desse sistema sofrem alterações que podem levar à diminuição da capacidade de locomoção.

No sistema muscular acontecem alterações evidentes, pois há perda de massa muscular, que acontece principalmente pela perda de unidades motoras; adicionalmente, a sarcopenia pode levar à diminuição de força, afetando a intensidade da contração muscular e a coordenação do movimento (PEREIRA et al., 2006).

No envelhecimento, é comum a perda de massa óssea, caracterizada pelo desequilíbrio no processo de modelagem e remodelagem, que pode ocorrer pelo aumento da atividade dos osteoclastos ou por diminuição da atividade dos osteoblastos; ou até mesmo pela combinação de ambos. Essas alterações podem ocasionar perda contínua de massa óssea, mais conhecida como osteoporose, que está associada ao aumento de fragilidade e com maior risco de fratura após mínimo trauma (MORIGUCHI e JECKEL NETO, 2003).

Nas articulações, o tecido conjuntivo é o principal componente estrutural e, conforme as pessoas envelhecem, ocorrem mudanças nesse tecido, independente de patologias. Em um nível estrutural, podem ocorrer diversas alterações, como rigidez aumentada, teor de água reduzido e volume e área transversal reduzidos (GUCCIONE et al., 2017). As alterações naturais das cartilagens podem levar a diminuição da função locomotora e da flexibilidade, levando a maior risco de lesões. Essas mudanças, associadas a obesidade, trauma, doença metabólica e fatores hereditários, aumentam a chance de que a pessoa tenha uma doença articular degenerativa (FREEMONT e HOYLAND, 2008).

Outra característica do envelhecimento é a diminuição da estatura, causada principalmente pela modificação dos elementos do tecido do conjuntivo dos discos intervertebrais, que perdem a capacidade de absorver água. A estabilidade dos segmentos móveis e a sustentação da coluna vertebral também apresentam alterações, pois a função dos ligamentos anteriores e posteriores da coluna vertebral se reduz com o avanço da idade, o que afeta a força de tensão dos ligamentos que contribuem para a adoção da postura cifótica (NAIR, 2005).

Prejudicado pela fraqueza muscular progressiva, o idoso tende a posturas viciosas irregulares e compensatórias, o que leva a um agravamento crescente das estruturas do aparelho locomotor, levando a lentificação da marcha e perda de equilíbrio, que podem levar a uma maior tendência à ocorrência de quedas e fraturas (GUCCIONE et al., 2017).

2.4 FATORES EXTRÍNSECOS RELACIONADOS A QUEDA

Alguns dos fatores extrínsecos que levam ao risco de queda em idosos são relacionados ao ambiente, e incluem-se fatores como iluminação inadequada, tapetes soltos ou inapropriados nos mais diversos ambientes, pisos escorregadios ou inadequados, calçado impróprio ou qualquer outro objeto ou coisa que comprometa a segurança dos idosos (FREITAS e PY, 2006). Locais inseguros e mal iluminados, mal construídos, mal planejados e com barreiras arquitetônicas caracterizam os principais fatores de risco para quedas (BRASIL, 2002).

De acordo com Freitas et al. (2014), entre artigos estudados, os principais fatores extrínsecos relacionados a queda encontrados são: pisos escorregadios, escadas sem corrimão, tapetes soltos, interruptores em locais inadequados, iluminação imprópria, moveis inadequados e mal instalados e calçados inadequados.

A maioria das quedas ocorrem na residência do idoso. Um estudo encontrou um índice de 54% de quedas no lar, sendo que os fatores que levaram a esses acontecimentos foram: solo escorregadio (26%), objetos no chão (22%), colidir em outras pessoas (11%), queda da cama (7%), subir em objetos para pegar algo (7%), degrau (7%) (FABRICIO et al., 2004).

Fatores ambientais associados a fatores intrínsecos aumentam o risco de queda para idosos, como a diminuição do estímulo sensorial, perda de mobilidade ou deformidades. Esses fatores aumentam o risco de queda quando associados a fatores como a baixa iluminação do ambiente ou brilho excessivo (FREITAS e PY, 2006).

Como os fatores intrínsecos são característicos do envelhecimento e, na maioria, inalteráveis, é necessário identificar os fatores de riscos extrínsecos que são passíveis de modificações, criando estratégias de prevenção, reorganizando o ambiente, proporcionando, assim, ao idoso, maior autonomia e segurança (ALMEIDA et al., 2012).

2.5 DISPOSITIVOS AUXILIARES DE MARCHA

A marcha permite às pessoas autonomia, a possibilidade de fugir do perigo, de buscar aquilo que é necessário – como o que comer e o que beber –, de trabalhar, e ir de encontro ao outro. Porém, essa habilidade pode ser limitada ou comprometida em deficientes, pessoas com mobilidade reduzida e idosos (KAPANDJI, 2011).

Os DAM são uma opção que podem contribuir para que essas pessoas possam ter uma qualidade de vida mais satisfatória, permitindo a elas a possibilidade de ir e vir, de ter acesso aos locais, aos meios de comunicação e de serem autônomos e independentes na realização de tarefas do dia a dia, além de prevenir quedas (KAPANDJI, 2011).

Existem três grandes grupos de categorias de DAM: bengalas, muletas e andadores. Os dispositivos são prescritos por várias razões, incluindo problemas clínicos como dor, fadiga, déficit de equilíbrio, instabilidade articular e sobrecarga estrutural. Outra função é eliminar a descarga parcial total ou parcial sobre um membro inferior. Essa retirada de carga ocorre pela transmissão de força dos membros superiores para o chão pela pressão descendente sobre o dispositivo de assistência (O’SULLIVAN et al., 2018).

2.5.1 BENGALA

A bengala tem como finalidade aumentar a base de apoio, diminuir a carga em membros inferiores (no máximo 20% do peso corporal), adicionar informação sensorial e ajudar na aceleração e desaceleração na marcha. As funções da prescrição incluem: melhorar o equilíbrio, diminuir a dor, poupar o membro lesado, compensar déficit de força e rastrear ambiente. É usada apenas em uma mão (SAAD, 2007).

A maior parte de bengalas usadas na prática clínica é feita de alumínio leve. Evidências apontam para a eficiência desse DAM na melhora do equilíbrio e estabilidade postural (O'SULLIVAN et al., 2018).

2.5.1.1 TIPOS DE BENGALA

O'Sullivan et al. (2018) descrevem, em seu texto, os tipos de bengala descritos a seguir.

Convencional: também conhecida como bengala reta ou de um ponto, é feita de madeira ou acrílico e tem um pegador em forma semicírculo e ou forma de T. A desvantagem é que essa bengala não é ajustável, e precisa ser cortada para se ajustar ao paciente.

Convencional ajustável de alumínio: mesmo projeto básico da bengala convencional; é feita de alumínio e o seu design permite que a altura seja ajustada usando um mecanismo de botão de pressão. São ajustáveis dentro de intervalo de 68 a 98 cm.

Curva ajustável de alumínio: o componente proximal da haste é deslocado anteriormente, criando um pegador reto deslocado, feito de alumínio e com altura ajustável.

Quatro pontos: é feita em alumínio e está disponível em uma variedade de modelos. Sua principal característica é que elas oferecem uma base ampla com quatro pontos de contato com o solo. Apesar de oferecerem uma ampla base de apoio, dependendo da concepção específica da bengala, a pressão exercida pela mão do paciente pode não estar centrada sobre a bengala e pode levar o paciente a se queixar de instabilidade; além disso, podem não ser muito práticas em escadas.

Hemicane: também em alumínio, fornece uma base bastante alargada com quatro pontos de apoio que entram em contato com o solo. São dobráveis e ficam planas, e têm altura ajustável. Assim como a bengala de quatro pontos, a hemicane pode não possibilitar que a pressão seja centrada sobre a bengala; além disso, não é possível utilizá-la em escadas.

A laser: essa bengala incorpora uma linha de laser vermelho luminoso projetada no chão, e foi concebida para ajudar a superar episódios de congelamento durante a deambulação.

2.5.1.2 MENSURAÇÃO DAS BENGALAS

A altura de uma bengala corresponde, usualmente, à altura do trocanter maior, e o cotovelo deve estar fletido de 20° a 30°. O grau de flexão do cotovelo é considerado o indicador mais importante, já que podem existir variações no comprimento do corpo e dos membros. O grau de flexão do cotovelo tem as funções de permitir que o braço se encurte ou alongue durante as fases da marcha e absorver o impacto (O'SULLIVAN et al., 2018).

2.5.1.3 PADRÃO DE MARCHA

Os pacientes são instruídos a segurar a bengala com a mão oposta ao membro afetado. Esse posicionamento se aproxima de um padrão de marcha normal, com braço e perna opostos se movendo juntos. A bengala deve permanecer perto do corpo. Em superfícies regulares a bengala e o membro afetado são avançados simultaneamente (O'SULLIVAN et al., 2018).

Quando o comprometimento é bilateral, deve-se decidir de qual lado a bengala será utilizada, levando em consideração questões como conforto e segurança do indivíduo, melhora do equilíbrio, padrão de marcha e força de preensão entre as mãos (O'SULLIVAN et al., 2018).

2.6 AVALIAÇÃO DO RISCO DE QUEDAS

Considerando os riscos e repercussão elevados da queda, muitos testes têm sido utilizados com objetivo de identificar o grau de risco para quedas, na tentativa de tornar possível a atuação preventiva em relação às quedas e direcionar tratamentos.

De acordo com Alencar et al. (2017), os testes mais utilizados para se estimar o risco de queda em idosos são a Escala de Equilíbrio de Berg (BERG et al., 1992), a Escala de Equilíbrio e Marcha de Tinetti (TINETTI et al., 1990) e o Teste Up and Go (TUG) (PODSILADLO e RICHARDSON, 1991).

O TUG se destaca entre esses testes por ser de ampla aplicabilidade no contexto clínico e científico, sendo um teste de fácil compreensão, baixo custo e boa confiabilidade. É um teste que permite avaliar o equilíbrio e a mobilidade funcional por meio de uma atividade dinâmica,

podendo ser conduzido de forma rápida e necessitando de poucos equipamentos (KARUKA et al., 2011). Existe uma relação direta entre o resultado do TUG e a propensão a quedas: quanto maior o resultado do teste, maior tende a ser a probabilidade de queda (SAAD et al., 2007).

O TUG é o único teste recomendado pela American and British Geriatrics Societies para avaliação de risco de quedas (GREENE et al., 2010). É um teste mundialmente aplicado e consiste em um conjunto de atividades fundamentais para mobilidade independente. O desempenho no teste está relacionado com o tempo de reação, força muscular dos membros inferiores (MMII) e habilidade da marcha; avaliando o equilíbrio em sentado, em pé, a estabilidade durante a marcha e o desempenho para mudança de direção durante a marcha (PODSILADLO e RICHARDSON, 1991).

O teste consiste em registrar, em segundos, o tempo que o indivíduo leva para se levantar de um assento padrão, caminhar em uma linha no chão com 3 metros de comprimento, virar, voltar e sentar-se novamente. A pontuação dada corresponde ao tempo gasto, em segundos, para completar o teste (PODSILADLO e RICHARDSON, 1991).

O teste descrito pelos autores sugere a utilização de uma cadeira com aproximadamente 46 cm de altura. O indivíduo utiliza o seu calçado habitual e o seu DAM, e o teste é realizado sem nenhuma assistência física (PODSILADLO e RICHARDSON, 1991).

O tempo gasto no teste TUG é diretamente relacionado ao risco de queda, sendo que quanto maior o tempo, maior será o risco. Existem algumas estratificações em relação ao risco de queda, Wall et al. (2000) propõem a seguinte escala: risco baixo de queda (< 10 segundos), risco moderado (10–20 segundos) e risco elevado (> 20 segundos) (PODSIADLO e RICHARDSON, 1991; WALL et al., 2000).

O TUG tem se mostrado eficiente na predição de quedas em idosos, sendo o teste de mobilidade mais aplicado nacional e internacionalmente, e apresenta boa confiabilidade intraexaminadores (ICC = 0,95) e interexaminadores (ICC = 0,98) (FIGUEIREDO et al., 2007).

2.7 SISTEMAS DE DETECÇÃO DE QUEDAS

Na literatura, são encontrados sistemas desenvolvidos com o objetivo de permitir a detecção de quedas. Esses sistemas são divididos em três categorias: 1 – embasados em dispositivos de ambiente; 2 – embasados em câmeras; 3 – embasados em dispositivos vestíveis; classificados de acordo com a abordagem e métodos utilizados (YU, 2008).

Os dispositivos de ambiente englobam soluções com sensores que são usados para monitoramento nos locais onde os indivíduos habitam, ou soluções que fazem uso de câmeras. É comum que boa parte desses sensores estejam em contato com o chão, e detectem o som e vibração no momento do impacto do corpo na queda. Com esse aparato, é possível identificar a queda e o local onde ocorreu a queda, no ambiente domiciliar. Esse sistema não é tão acessível devido à complexidade da instalação em todo ambiente.

Os sistemas com câmeras são embasados no reconhecimento de imagens para identificação das quedas. É possível usar essa abordagem por meio de três métodos: análises de mudança da posição corporal, detecção por inatividade e análise da movimentação 3D da cabeça do usuário. A mudança da posição corporal é a mais comumente utilizada nas abordagens com câmeras, onde uma sequência de imagens é analisada e um padrão de queda é buscado para identificar se ela ocorreu. Essa sequência de imagens pode ser gerada por câmeras fixadas no ambiente, conforme as abordagens mais citadas por artigos (YU, 2008).

A detecção por inatividade tem como foco identificar se o indivíduo permanece imóvel em algum lugar incomum no ambiente analisado, como no chão ou em alguma escada. Essa categoria de verificação tende a ser leve e rápida, porém pouco precisa (YU, 2008).

A detecção 3D da cabeça do indivíduo se mostra eficaz, pois a cabeça é um ponto fácil de identificar quando as câmeras estiverem localizadas em pontos altos, como nos cantos superiores de uma sala. Na detecção, identificam-se as velocidades horizontais e verticais dos movimentos da cabeça do usuário e, caso elas ultrapassem os limites pré-estabelecidos, uma queda é identificada. O problema dessa abordagem é que o processamento de imagens é um processo pesado e lento, pois deve identificar o corpo em várias imagens, calcular as velocidades baseadas no intervalo de tempo entre as imagens e o deslocamento dos pontos reconhecidos, além de verificar os limites das velocidades encontradas (ROUGIER, et al., 2006).

O sistema embasado no reconhecimento de imagem utiliza câmeras para a identificação de quedas. No estudo realizado com 21 indivíduos, foi desenvolvido pelos pesquisadores um algoritmo de análise de cena capaz de identificar a queda. Para avaliar a precisão desse tipo de sistema, solicitou-se que todos os 21 participantes da pesquisa assumissem uma série de posições, como ficar de pé, sentar-se e andar, entre outras. No total, foram realizadas 315 posições, sendo 126 simulando quedas e 189 tarefas normais de vida diária. O sistema foi capaz

de detectar 77% dos eventos de queda simuladas pelos participantes (LEE; MIHAILIDIS, 2005). Apesar de também ser um método utilizado para detecção de queda, o uso de imagens perpassa por algumas questões éticas, não sendo tão bem aceito pelos indivíduos que ficam expostos a este tipo de monitoramento.

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

Dentro dessa categoria, os dispositivos de detecção podem ser classificados em duas subcategorias: os dispositivos de captura de postura e os de captura de movimentos (YU, 2008). Embora exista essa divisão em subcategorias, em grande parte das vezes são utilizadas as duas técnicas, em conjunto, ou é usada apenas a detecção de movimentos. Isso se dá pelo fato da análise da postura, por si só, ser insuficiente para detecção de uma queda, apresentando muitos falsos-positivos (NOURY et al., 2007).

Nessa abordagem, além das verificações realizadas por meio dos pontos retornados pelo acelerômetro, identificações de padrões de sons também são processadas para descobrir quais ações estão sendo realizadas pelo usuário; entre essas ações podem estar as quedas. Um dispositivo foi proposto por autores, onde um giroscópio é fixado em uma bengala, capturando a velocidade angular e a orientação espacial do objeto. Assim, se presume que se a bengala estiver “deitada”, estará caracterizando uma queda do indivíduo. Essas soluções geralmente necessitam de toda uma estrutura física para serem funcionais, já que precisam emitir alertas por meio de algum dispositivo de comunicação, seja esse acoplado no próprio dispositivo (por exemplo internet móvel) ou conectado por meio de uma conexão sem fio (por exemplo, Bluetooth) com uma central (ALMEIDA et al. 2007).

Idosos necessitam de vigilância constante, pois há um risco maior de ocorrer acidentes domésticos e outros incidentes, o que pode ser ainda mais perigoso se o idoso estiver sozinho. Com um sistema de detecção de queda e monitores de posição, o cuidador pode saber o estado

da pessoa no momento, oferecendo ao idoso maior independência e segurança (MALHEIROS, 2015).

A detecção de queda por meio de um DAM já utilizado pelo idoso é uma proposta conveniente, visto que não será utilizado nenhum outro dispositivo que ele já não utilizasse habitualmente, o que iria facilitar sua aceitação ao sistema proposto e pouca ou nenhuma mudança em sua rotina.

2.7.1 BENGALAS INTELIGENTES

Foram encontrados na literatura científica alguns dispositivos que propõem a detecção de queda com uma bengala inteligente:

Chen et al. (2015) propuseram anexar à bengala um sistema embarcado inteligente com capacidade de detecção de aceleração (Figura 2.1). Esse sistema é capaz de coletar os dados de aceleração 3D da bengala quando ela é usada por idosos em tempo real. O sistema analisava os dados por meio de uma máquina de estados finitos, a fim de detectar os acidentes de queda de idosos. Com esse sistema, a taxa de detecção de sucesso para detecção de acidentes de queda atingiu 91,5%.

Existe no mercado uma bengala inteligente (Figura 2.2) que consegue detectar quedas e avisar familiares. Informações sobre essa bengala podem ser encontradas no website usado para a divulgação do dispositivo (DRING, 2020). O dispositivo é embasado em Inteligência Artificial e possui um detector de queda embutido na bengala, disparando um sinal sonoro de pré-alerta se a bengala cair.



Figura 2.1 - Bengala com sistema embarcado inteligente. O sistema permite coletar os dados de aceleração da bengala em 3D. Fonte: Chen et al. (2015).



Figura 2.2 - Bengala inteligente. Esse dispositivo é embasado em Inteligência Artificial e possui um detector de queda embutido na bengala. Fonte: Dring (2020)

Outros estudos descreveram o desenvolvimento de tecnologias de bengalas robóticas, como Huang et al. (2008), que projetou uma bengala robô omnidirecional de três rodas (Figura 2.3), com o intuito de detectar quedas por meio da análise de informações sensoriais de um sistema de imagem e um sensor de distância a laser. O experimento foi realizado com dois estudantes que simularam as seguintes situações: idoso caindo e idoso cifótico deambulando, ambos com a bengala. O método proposto foi preliminarmente testado por meio de experimentos.

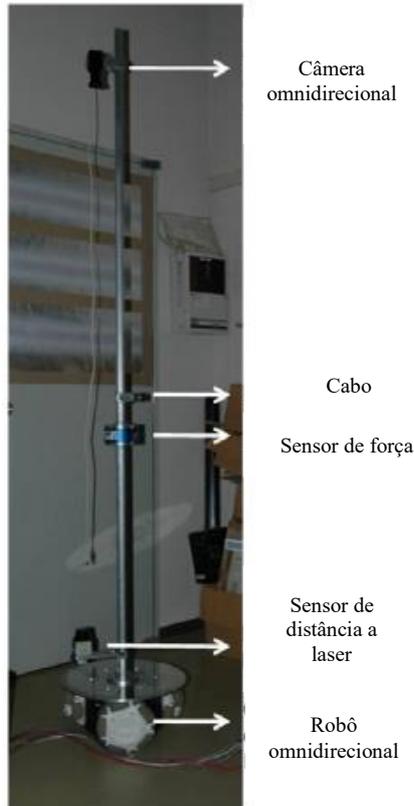


Figura 2.3 – Bengala robótica. Fonte: Huang et al. (2008)

Fukuda et al. (2015) também projetaram uma bengala robô (Figura 2.4), que consistia em um bastão, um grupo de sensores e uma base omnidirecional acionada por três rodas suecas. Para detectar a queda do usuário, um método de detecção baseado nos sensores de força e um laser range finder (LRF, ou, em português, sensor de distância a laser) fixado na bengala robô. O modelo de queda humana foi representado em um espaço bidimensional, onde a posição relativa entre o ponto de momento zero e o centro do triângulo de suporte foi utilizada como uma característica significativa. A eficácia do método de detecção de queda proposto também foi confirmada por experimento.

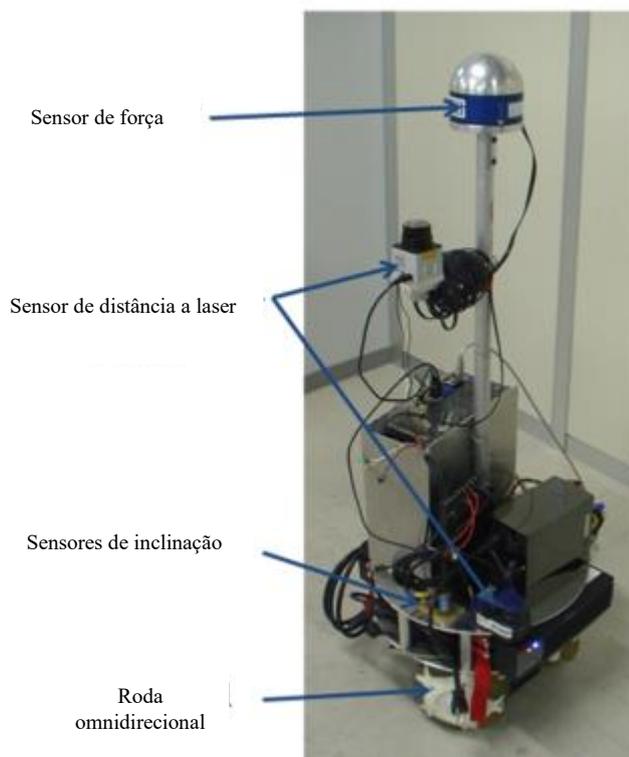


Figura 2.4 – Bengala robótica. A detecção de queda é baseada nos sensores de força e no sensor de distância a laser. Fonte: Fukuda et al. (2015)

Na Universidade de Brasília (UnB), foram desenvolvidos alguns dispositivos de auxílio à marcha com a capacidade de detecção de quedas, como a instrumentação desenvolvida por Gonçalves (2017), visando o uso por futuros usuários de exoesqueleto inferior. A bengala (Figura 2.5) foi enriquecida com os seguintes sensores: acelerômetro, giroscópio e magnetômetro. Nos testes, a bengala se mostrou efetiva para a caracterização e identificação do padrão de marcha humano.



Figura 2.5 – Bengala Instrumentada. A instrumentação foi desenvolvida com objetivo de monitorar a marcha do paciente. Fonte: Gonçalves (2017).

2.7.2 SISTEMAS INTELIGENTES

Clemente et al. (2019), propuseram um novo sistema inteligente (Figura 2.6) em tempo real que realiza detecção, localização e notificação de queda com base nos dados de vibração do piso produzidos por quedas. Cada sistema tem um sismógrafo de três canais, uma placa de computador único e uma bateria de lítio. O sismógrafo de três canais detecta os movimentos do solo, sendo que cada canal registra seus próprios dados com respeito aos movimentos de seus eixos X, Y e Z, que correspondem às direções Norte, Leste e Profundidade. O computador de placa única coleta, armazena, processa e envia dados; os sensores colaboram entre si para reconhecer a pessoa que está andando e, mais importante, detectar se a pessoa cai a qualquer momento. O sistema também pode ser conectado a dispositivos comerciais inteligentes (Google Home ou Amazon Alexa) para notificações de emergência. Essa abordagem representa um avanço na tecnologia inteligente para pessoas idosas que moram sozinhas.



Figura 2.6 – Sistema Inteligente. Composto por um sismógrafo de três canais, uma placa de computador único e uma bateria de lítio, que fazem a detecção da vibração produzida pela queda. Fonte: Clemente et al. (2019).

Malheiros projetou um dispositivo (Figura 2.7) que detecta quedas, a posição corporal, o valor dos batimentos cardíacos e a temperatura ambiente. Para detectar quedas, foi utilizado um algoritmo baseado em limiares e em tempo de pausa; para detecção da posição corporal são usados acelerômetros e giroscópios; para o valor dos batimentos cardíacos é usado um sensor de pulsos cardíacos. E a coleta de temperatura é obtida com um sensor de temperatura. Um dos transmissores é anexado ao peito, e o outro, à coxa do paciente. O sensor de batimentos cardíacos é instalado ao dispositivo no peito. O equipamento apresentou uma precisão de 100% na detecção de posição e 60% de detecção de quedas. Foram identificados corretamente 90% dos casos quando o corpo está andando. Apesar de não da queda não ter sido detectada em

todos os casos, a posição corporal, a monitorização dos batimentos cardíacos e temperatura ambiente foram satisfatoriamente detectados. Foi também desenvolvido um sistema de alerta utilizando SMS, ligação telefônica e e-mail, e também um aplicativo Android para facilitar o monitoramento dos familiares (MALHEIROS, 2015).



Figura 2.7 – Sistema de detecção de quedas e de posicionamento corporal com monitoramento de batimentos cardíacos. Fonte: Malheiros (2015).

Um outro projeto nessa mesma linha foi desenvolvido por Pinheiro (2015), que usou sensores espalhados no corpo humano que são utilizados como dispositivos de complementação sensorial, com características de um sistema enativo. O sistema consiste em uma camisa (Figura 2.8) com seis acelerômetros, um microcontrolador, módulo de transmissão e máquinas de vetores de suporte. Os resultados preliminares sugeriram que o sistema é capaz de detectar variações de níveis de equilíbrio e por consequência indicar o risco de queda.

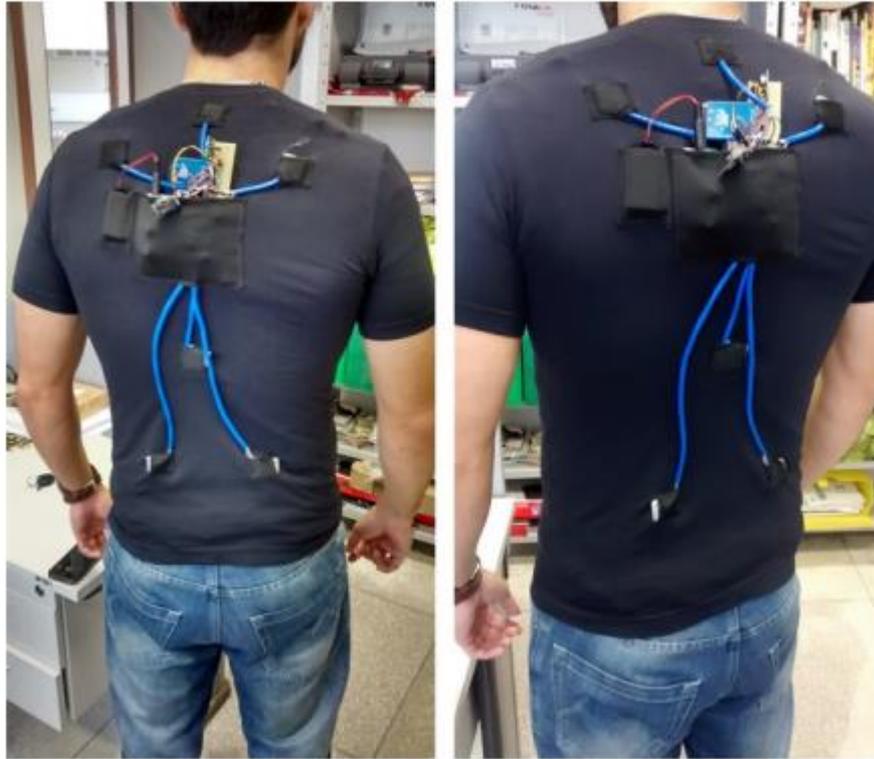


Figura 2.8 –Protótipo camisa com sensores. Sistema proposto para detectar variações de equilíbrio e risco de queda. Fonte: Pinheiro (2015).

Diferente das propostas existentes na literatura, o dispositivo apresentado nesse trabalho é uma bengala comum com sistema incorporado, o modelo da bengala é tradicional, comumente utilizada por idosos, cujo sistema incorporado pouco modifica a estrutura da mesma, o que facilita a utilização do sistema pelo usuário. É capaz de realizar medidas de métricas associadas ao equilíbrio e medidas ambientais, o que o torna um sistema com potencial para detectar quedas. Além disso, o dispositivo tem como objetivo incluir alguma cognição incorporada, recebendo informações da interação do homem com o ambiente, e gerando, assim, uma percepção adicional ao usuário, oferecendo mais segurança no deslocamento e maior independência e mobilidade.

2.8 SISTEMAS ENATIVOS AFETIVOS

Varela, Thompson e Rosch (1992) introduziram o conceito de enação para expor e desenvolver uma estrutura que enfatize fortemente a ideia de que o mundo experimentado é retratado e determinado por interações mútuas entre a fisiologia do organismo, o circuito sensorio-motor e o meio ambiente. Eles ressaltam a importância do acoplamento estrutural entre o cérebro, o corpo e o mundo, que constitui o núcleo do conceito de cognição incorporada. Domingues (2019) explica que:

A teoria enativa de cognição incorporada que informa os ambientes científicos e filosóficos têm sua origem no pensamento seminal de Humberto Maturana e Francisco Varela assentado na relação Biologia e Cognição. As ideias validam o conhecimento da vida e cognição como ação e experiência de se ter um corpo, e traços que fala de sua constituição biológica e histórias pessoais, bem como do contexto cultural. A “cognição incorporada” é tema pulsante de produções e inovações das agendas atuais. São questões que ultrapassam e expandem posturas daqueles que desenvolvem a arte como ilusão, representação fechada, que levam ao distanciamento próprio do realismo metafísico. Adota-se uma epistemologia construtivista e de vínculo com o biológico e cultural. O mundo objetivo e dado, cede o lugar para um mundo construído pela corporeidade e relações que dependem da experiência vivida e das percepções do sujeito que age, percebe e conhece o entorno por negociações com o ambiente. Com a Arte Interativa e, mais ainda com a Realidade Virtual, usando dispositivos como navegadores, rastreadores, sensores, a arte anuncia formas de revelar experiências vividas com tecnologia. Hoje, o cenário se amplia pelas enações ou nas ações com tecnologias mais poderosas para as conexões. DOMINGUES, 2019, p.2.

A bengala desenvolvida no presente trabalho foi pensada como um sistema enativo ou uma interface enativa. Uma interface enativa procura prover a captura e o processamento de informações a partir de sensores físicos ou fisiológicos; essas informações são processadas por processadores digitais embarcados. O processamento procura prover informações que são transferidas, de algum modo, para o usuário, formando, efetivamente, o que pode ser chamado de “cognição incorporada”, em que o sistema detecta informações que usualmente estão além do alcance do usuário, e provê essas informações a ele. Um dos objetivos usuais de tais sistemas é o enriquecimento de sua cognição, na medida em que as informações fornecidas têm o objetivo de fornecer ao usuário um conjunto maior de opções de ação, em virtude da

consciência adquirida a partir da obtenção e do uso dessas informações (STOFFREGEN, et al. 2016)

No caso da bengala proposta no presente trabalho, diversos parâmetros físicos são medidos por sensores, incluindo dados de aceleração, de temperatura e de luminosidade. Esses dados podem, então, ser processados por meio de poderosos processadores digitais embarcados, com o uso de algoritmos sofisticados de processamento de sinais e de inteligência artificial, que podem permitir que sejam detectados momentos em que ocorre maior probabilidade de acidentes, que podem ser comunicados ao usuário por meio de sons ou fala artificialmente gerada pela bengala.

O termo “computação afetiva” foi cunhado pela Dra. Rosalind Piccard, em seu livro “Affective Computing” (Picard, 1995), onde descreve novos conceitos, em que sensores podem ser utilizados para que as máquinas possam passar a ter a capacidade de medir variáveis fisiológicas que permitem, entre outras coisas, inferir informações sobre as emoções do usuário. Da mesma forma, a ideia é que a Bengala Enativa Afetiva possa também vir a ter, em algum grau, essa capacidade. Estados de nervosismo, tristeza, desânimo ou desatenção podem se refletir, por exemplo, na resistência galvânica da pele, nas alterações do ritmo cardíaco, em características da fala e no padrão de movimento de uma bengala.

3 SISTEMA PROPOSTO: A BENGALA AFETIVA COM MONITORAÇÃO DE SINAIS AMBIENTAIS E DE EQUILÍBRIO

Neste capítulo, apresentamos a descrição da Bengala Afetiva desenvolvida, incluindo a descrição de suas especificações e do hardware e software desenvolvidos.

3.1 HARDWARE DA BENGALA ENATIVA AFETIVA

A autora liderou o trabalho desenvolvido, realizando a concepção do sistema, a definição das funcionalidades, e o desenho experimental. A Bengala Enativa Afetiva foi desenvolvida no Laboratório de Pesquisa em Arte e TecnoCiência – LART, da Faculdade UnB Gama (FGA), sob a perspectiva da iniciativa denominada Novos Leonardos, proposta pela professora Dra. Diana Domingues, sendo um esforço transdisciplinar, que contou com uma equipe composta por artistas, engenheiros, fisioterapeutas e programadores.

O protótipo desenvolvido, denominado “Bengala Enativa Afetiva”, é composto por uma bengala de alumínio, ajustável, de ponto único, da marca Mercur, ilustrada na Figura 3.1, com um sistema eletrônico que foi embarcado em seu corpo (DOMINGUES et al., 2017).

O dispositivo foi desenvolvido como um sistema eletrônico de expansão e suplementação perceptiva, visando aumentar a qualidade de vida, funcionalidade e independência das pessoas em suas atividades (DOMINGUES et al., 2017). De acordo com Domingues (2019):

Pode-se afirmar que os sistemas enativos afetivos colaboram como tecnologia criativa e inovação em Bioarte e Saúde e respondem a problemas comportamentais da fisiologia e cognição/enação humano-ambiente. Bengala afetiva para mobilidade com sensores, segue m-design etnográfico que pensa o uso de uma bengala na área da saúde e tecnologias móveis (m-health). Trata-se de um Dispositivo de Assistência à locomoção que ajuda a enfrentar limitações de equilíbrio, dor, queda, fadiga, fraqueza, questões de perda muscular entre outros. O desenvolvimento de uma bengala com circuito eletrônico embarcado para apoio perceptivo qualifica a comunicação, ampliando a mobilidade e liberdade de suas atividades diárias. DOMINGUES, 2019, p.23.



Figura 3.1. A Bengala Afetiva desenvolvida, que é composta por uma bengala de alumínio, ajustável, de ponto único, da marca Mercur, com um sistema embarcado (de cor preta) que foi embarcado em seu corpo.

O protótipo atual do dispositivo é composto por uma placa e sensores (Figura 3.2), e é alimentado uma bateria de nove volts (Figura 3.3). O peso total da bengala é de 300g. O peso total do sistema é de 200g. O sistema embarcado tem pouco peso, porém, proporcionalmente ao peso da bengala, o peso do sistema embarcado não é tão pequeno. Entretanto, este ainda é um primeiro protótipo, e é possível reduzir substancialmente o peso do protótipo por meio de uma otimização futura do projeto. Adicionalmente, a caixa é perpassada pela haste da bengala, e no sentido frente/costas a caixa é simétrica, não causando alteração de equilíbrio. O sentido direita/esquerda é quase simétrico, porém, não totalmente simétrico. Porém, o efeito sobre o equilíbrio da bengala é pequeno, porque há uma simetria razoável. Com um redesenho futuro, com uma otimização futura do projeto será possível, além da grande redução do peso, a obtenção de um sistema embarcado totalmente simétrico, que terá um efeito mínimo sobre o equilíbrio da bengala.

O sistema possui dois módulos: Módulo 1 (Ambiental) e Módulo 2 (Locatividade).

Módulo 1 (Ambiental): esse módulo é responsável por reunir o contexto ambiental do usuário. O sistema pode coletar informações básicas sobre clima, temperatura e luz ambiente e usar esses dados para reconhecer melhor seus arredores (DOMINGUES et al., 2017). Os recursos deste módulo incluem os sensores descritos a seguir:

- Temperatura ambiente (em graus Celsius) e umidade relativa (em porcentagem). O sensor responsável por essas tarefas é o DHT11 (AOSONG Electronics Co., Guangzhou, China). Trata-se de um dispositivo microcontrolador integrado capaz de exportar dados de

temperatura e umidade por meio de uma conexão serial, tendo uma taxa de amostragem de 0,5 Hz.

- Luz ambiente (em porcentagem). O sensor responsável é um LDR (Light Detecting Resistor). Essa tensão do sensor é obtida por um simples divisor de tensão e, em seguida, convertida para luminosidade pela consulta a uma tabela interna, na memória do microcontrolador, obtida por meio de calibração. A baixa luminosidade corresponde a uma pequena saída do sensor e vice-versa.

Módulo 2 (Locatividade): Alinhado ao Módulo 1, esse segundo módulo completa os dados relativos ao paciente com informações espaciais da bengala. Dados referentes à inclinação e distância do piso são constantemente medidos, registrados e transferidos pelo dispositivo a uma central acoplada a um computador do tipo Notebook.

Os recursos deste módulo são descritos a seguir:

- Rotação angular em três dimensões, em graus. O sensor responsável é o acelerômetro MPU 6050 e o giroscópio (INVENSENSE, San Jose, EUA). Ao usar um filtro complementar implementado no software, os dois dados fornecidos pelo sensor são fundidos, resultando nos ângulos especificados. Os dados são filtrados para eliminar o ruído associado.

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

Assim como o acelerômetro, o giroscópio é também um dispositivo construído com tecnologia microeletrônica e micromecânica, que equivale ao dispositivo tradicional; porém, ao passo que o acelerômetro avalia a força da aceleração linear aplicada em um ou mais eixos, o giroscópio é capaz de mensurar outra força, conhecida como força de Coriolis (MILETTES, 2012).

Dadas as propriedades desses dois sensores, ambos são amplamente utilizados em diversos sistemas de detecção de quedas, combinando entre si seus domínios para melhorar a funcionalidade e a confiabilidade do sistema (SILVA, 2018).

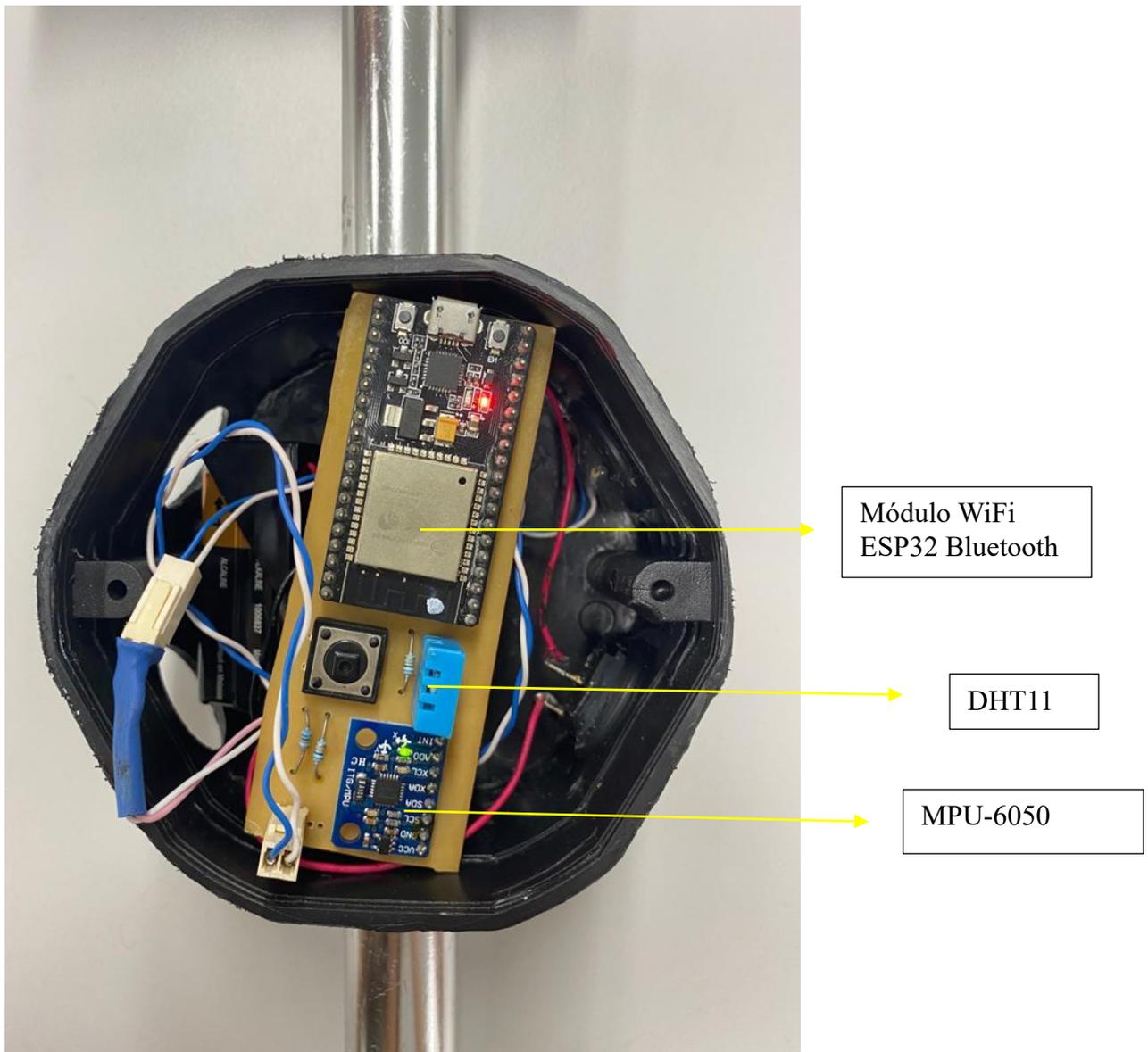


Figura 3.2. Visão interna do dispositivo, identificamos o módulo Wifi, o sensor DHT11 – responsável pela temperatura e umidade do ambiente, e o giroscópio MPU- 6050.



Figura 3.3. Alimentação do dispositivo – uma bateria simples é responsável pela alimentação do sistema.

O acionamento do sistema é feito por meio de um botão exterior (Figura 3.4), que liga o sistema e o torna visível por meio do protocolo Bluetooth. Outro botão externo, chamado de “botão iniciar” inicia a transmissão de dados para qualquer sistema genérico de leitura da interface Bluetooth do dispositivo conectado, seja um smartphone, um computador ou outros tipos de dispositivo.

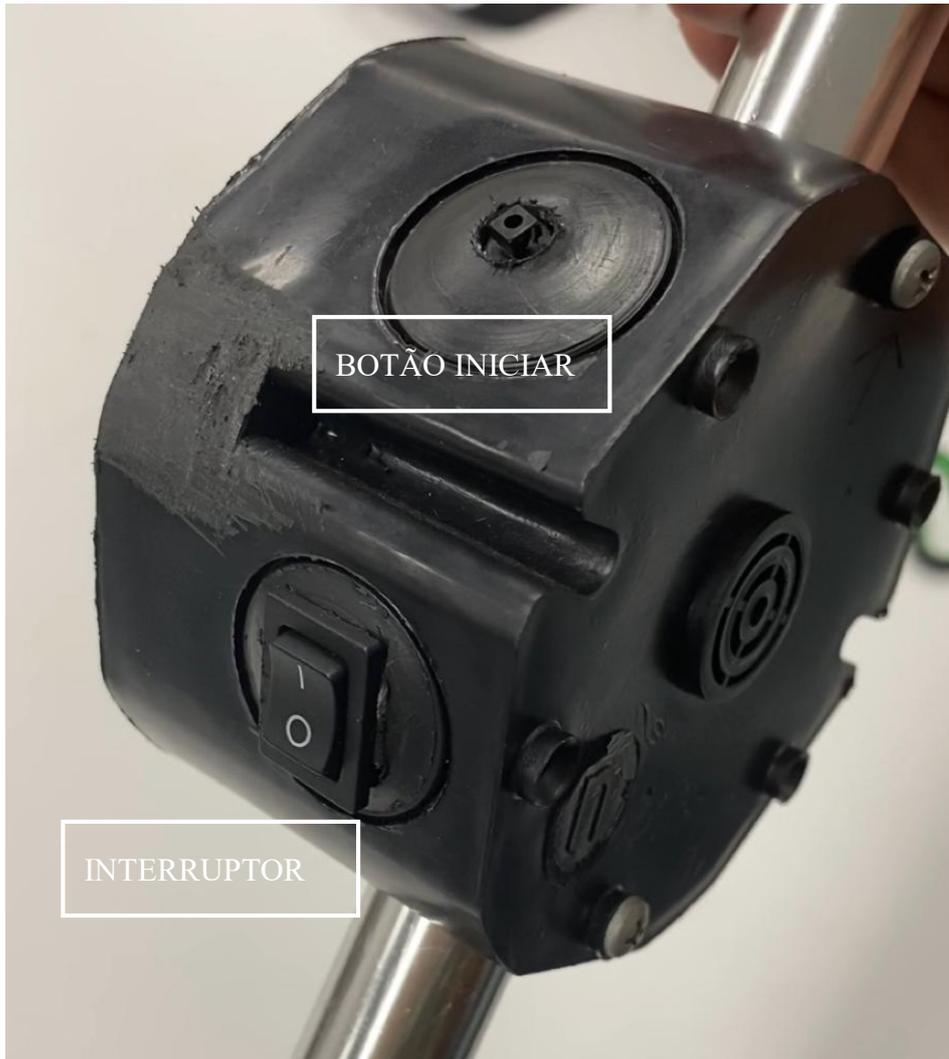


Figura 3.4. Interface externa do dispositivo – o acionamento do interruptor inicia todo sistema, enquanto o Botão Iniciar dá início a transmissão dos dados captados.

4 DESENVOLVIMENTO DE SISTEMAS DE APRENDIZAGEM DE MÁQUINA PARA ANÁLISE DAS MEDIDAS FORNECIDAS PELA BENGALA AFETIVA

O desenvolvimento cada vez mais acelerado dos computadores digitais e das técnicas de processamento de dados tem levado a muitas possibilidades antes inexistentes. O termo aprendizagem (ou aprendizado) de máquina se refere a métodos computacionais que permitem que um programa de computador possa “aprender” a detectar fenômenos por meio de treinamento ou de experiência. Esses métodos podem ser incluídos em uma classe maior, denominada “inteligência artificial” (ALPAYDIN, 2010).

Existem várias situações em que o uso de técnicas de aprendizado por máquina é eficiente. Sistemas computacionais capazes de “aprender com a experiência” têm sido utilizados para solucionar problemas em que os métodos que usam a lógica de programação tradicional têm, até o presente, apresentado menor eficiência em solucionar. Por exemplo, historicamente, a lógica de programação tradicional sempre teve maior dificuldade na tarefa de reconhecer caracteres escritos a mão, enquanto as técnicas de programação que usam os conceitos de aprendizagem de máquina têm tido maior sucesso, com menor esforço (PRATI, 2006). Porém, essa eficiência superior da aprendizagem de máquina não ocorre sempre, e, muitas vezes, técnicas tradicionais podem fornecer resultados equivalentes com muito menor custo.

De acordo com Prati (2006), os métodos de aprendizagem de máquina não usam, necessariamente, os mesmos mecanismos usados pelo sistema cognitivo dos seres humanos para o aprendizado, mas muitos desses métodos constituem inspiração biológica para permitir o aprendizado por computadores.

Os métodos de aprendizagem de máquina diferem dos métodos tradicionais de programação, pois empregam técnicas em que um algoritmo “aprende” com a experiência, a partir de processos de estimação estatística, em que um grupo de exemplos é analisado, e o programa estima (ou, de certa forma, “aprende”) quais são os casos que têm maior probabilidade de ser as soluções corretas (MITCHELL, 1997). Diante dessas possibilidades, a proposta de teste preliminar desta primeira versão da Bengala Afetiva envolve métodos de aprendizagem de máquina.

O presente projeto foca na concepção da bengala afetiva, e no modelo de aplicação da mesma. E um dos aspectos desenvolvidos no presente trabalho foram os algoritmos de aprendizado de máquina. No período, a autora descreveu ao grupo de engenheiros o processo em que ela interpretava, com base na experiência, a propensão de um idoso à queda. Essas discussões ajudaram a embasar os algoritmos propostos. A forma de incorporação dessa experiência ao algoritmo foi desenvolvida, após a discussão, com auxílio da equipe técnica.

A seguir, é apresentado um resumo das considerações utilizadas pela a equipe técnica na implementação de tais algoritmos. Os algoritmos são incluídos aqui, de forma que a dissertação proveja uma descrição mais completa do projeto.

4.1 MODELOS DE APRENDIZADO DE MÁQUINA UTILIZADOS

4.1.1 REGRESSÃO LOGÍSTICA

A regressão logística é um Modelo Linear Gaussiano tradicional, que pode ser utilizado na construção de um algoritmo de classificação binária em aprendizado de máquina. Ela busca modelar a probabilidade condicional $P_r(Y = 1 | X = x)$, onde X e Y são variáveis aleatórias que podem ou não ser categóricas.

A probabilidade condicional usada na regressão logística é definida pela seguinte expressão:

$$P(Y = 1) = \frac{1}{1+e^{-g(x)}}, \quad (4.1)$$

onde $g(x) = \beta_0 + \sum_{n=1}^M \beta_n X_n$, β_n são coeficientes da regressão e M é a quantidade de variáveis independentes utilizadas.

Os coeficientes β da regressão são estimados a partir do método da Máxima Verossimilhança. Esse método consiste em estimar os parâmetros de um modelo utilizando as estimativas que tornam máximo o valor da função de verossimilhança (ou mínimo o valor da função log-verossimilhança). Isso significa, em outras palavras, estimar parâmetros que permitam que os elementos observados em Y sejam mais prováveis de acontecer. Nesse caso específico, teremos que a função de verossimilhança a ser otimizada, que é dada por:

$$L(\beta, \sigma^2) = P(y | x, B, \sigma^2), \quad (4.2)$$

onde $P(y | x, B, \sigma^2)$ é a função densidade de probabilidade conjunta de y dado X (conhecido) e os parâmetros β, σ (desconhecidos).

4.1.2 SUPPORT VECTOR MACHINES

A máquina de Vetores de Suporte (do inglês Support Vector Machines – SVM) é um algoritmo de classificação supervisionado, que pode também ser utilizado em tarefas de regressão. A ideia básica por trás das máquinas de vetores de suporte é mapear os vetores de entrada para um espaço multidimensional Z a partir de uma Função de Transformação escolhida a priori. Neste espaço, uma superfície de decisão é construída com base em propriedades especiais que garantam a habilidade de generalização da rede [CORTES e VAPNIC, 1995].

De acordo com CHANG e LIN (2011), dados vetores de treino $x_i \in R^n, i = 1, \dots, l$ em duas classes, e um vetor indicador $y \in R^1$ tal que $y \in \{1, -1\}$, a SVM resolve o seguinte problema de otimização:

$$\min_{\omega, b, \xi} \frac{1}{2} \omega^T \omega + C \sum_{i=1}^l \xi_i, \quad (4.3)$$

condicionado a $y_i(\omega^T \phi(x_i) + b) \geq 1 - \xi_i, \xi_i \geq 0$ e $i = 1, (\dots), l$. Além disso, $\phi(x_i)$ mapeia x_i para um espaço dimensional maior, e $C > 0$ é um parâmetro de regularização. Quando o vetor ω possui alta dimensionalidade, o problema de otimização pode ser resolvido da seguinte forma:

$$\min_{\alpha} \frac{1}{2} \alpha^T Q \alpha - e^T \alpha, \quad (4.4)$$

condicionado a $y^T \alpha = 0$, com $0 \leq \alpha_i \leq C$ e $i = 1, (\dots), l$, onde $e = [1, (\dots), 1]^T$ é um vetor composto apenas por 1, Q é uma matriz 1 por 1 positiva e semidefinida, $Q_{ij} = y_i y_j K(x_i, x_j)$, e $K(x_i, x_j) = \phi(x_i)^T \phi(x_j)$ é uma função de Kernel.

Depois de solucionado o problema anterior, o ω ótimo pode ser definido como

$$\omega = \sum_{i=1}^l y_i \alpha_i \phi(y_i). \quad (4.5)$$

E a função de decisão é dada por:

$$\text{sgn}(\omega^T \phi(x) + b) = \text{sgn}(\sum_{i=1}^l y_i \alpha_i K(x_i, x) + b) \quad (4.6)$$

4.1.3 ÁRVORE DE DECISÃO E FLORESTA RANDÔMICA

As árvores de decisão são algoritmos de classificação de natureza não-linear, que geram uma separação do espaço de variáveis a partir de uma partição recursiva, gulosa e *top-down*.

Começando com um espaço de entrada χ , o algoritmo procura um ponto ótimo para dividir ao meio essa região, gerando duas novas áreas, R_1 e R_2 , com base num limiar que divide uma região ao meio. Esse processo continua de maneira recursiva, sempre encontrando os limiares que dividam o espaço de tal forma que, para uma Região Pai R_p teremos as seguintes subregiões:

$$R1 = \{X | X_i > t, X \in R_p\}, \text{ e} \quad (4.6)$$

$$R2 = \{X | X_j > t, X \in R_p\}. \quad (4.7)$$

O processo prossegue até que um dado critério de parada seja atingido, e a classificação é dada a partir do voto da maioria das folhas das árvores.

Dada uma divisão da área R_p em duas áreas R_1 e R_2 , e definindo p_c como a proporção de exemplos em R que pertencem à classe C , definimos como função de perda a entropia cruzada, dada pela seguinte equação:

$$L_{cross}(R) = - \sum_C p_c \log_2 p_c. \quad (4.8)$$

Dessa forma, tem-se um problema de otimização onde o objetivo é minimizar a o valor da função de perda.

4.1.4 K VIZINHOS PRÓXIMOS

O KNN (K-Nearest Neighbors) é um algoritmo de classificação que usa a maioria de votos dos K elementos mais próximos do ponto sendo avaliado.

Esse algoritmo não possui uma fase de treino ou validação e nem ajustes complexos a serem feitos, mas possui complexidade $O(md)$, onde m é a quantidade de exemplos e d é a dimensão do vetor de *features* avaliado.

4.1.5 NAIVE BAYES

O Algoritmo Naive Bayes é um algoritmo de aprendizado de máquina cujo objetivo é prever um valor alvo (ou classe) para uma instância x que possua atributos $\langle a_1, a_2, a_3 \dots \rangle$ com base em um conjunto exemplo de instâncias de treinamento.

Dessa forma, podemos descrever o classificador Naive Bayes como sendo

$$c_{nb} = \arg \max_{c_j \in C} P(C_j) \prod_i P(a_i | c_j), \quad (4.9)$$

onde $P(c_j)$ é a probabilidade de uma determinada classe e $P(a_i | c_j)$ é o produto das probabilidades dos atributos a_i dentro de uma determinada classe c_j .

4.2 MÉTRICAS PARA OS MODELOS DE APRENDIZADO DE MÁQUINA

Para cada modelo, foram obtidas, no presente trabalho, algumas métricas, a fim de se observar o desempenho dos mesmos, dentro do *dataset*. Para o caso de classificações binárias, são definidos inicialmente os seguintes parâmetros:

- Condição Positiva (P): O número de casos positivos reais dentro do conjunto de dados.
- Condição Negativa (N): O número de casos negativos reais dentro do conjunto de dados.

A partir daí, com base na predição de um modelo treinado, os resultados podem ser classificados da seguinte forma com relação à classe obtida:

- Verdadeiro Positivo (TP): item que é positivo e foi classificado como positivo pelo modelo.
- Verdadeiro Negativo (TN): item que é negativo e foi classificado como negativo pelo modelo.
- Falso Positivo (FP): item que é negativo, mas foi classificado como positivo.
- Falso Negativo (FN): Item que é positivo, mas foi classificado como negativo.

A partir daí, podem ser calculadas algumas métricas que auxiliam na avaliação do desempenho do modelo. Neste trabalho, foram utilizadas as seguintes métricas:

Precisão

A precisão é uma medida que corresponde à proporção de elementos positivos preditos que de fato estão corretos. A sua fórmula é a seguinte:

$$p = \frac{TP}{TP+FP}, \quad (4.10)$$

onde TP são os Verdadeiros Positivos e FP são os Falsos Positivos.

Revocação (Recall)

A Revocação é uma métrica que mensura o quão frequentemente se classifica corretamente um valor positivo. A equação a seguir descreve essa métrica:

$$p = \frac{TP}{TP+FN}. \quad (4.11)$$

F1 Score

O F1 score é a média harmônica entre Precisão e Revocação. Essa métrica ajuda a enxergar o peso de cada um dos seus componentes na performance do modelo, e sua fórmula é apresentada a seguir:

$$F1Score = 2 \frac{Recall * Precision}{Recall + Precision}. \quad (4.12)$$

4.3 AVALIAÇÃO DOS NÍVEIS DE RISCO DE QUEDA PELA APLICAÇÃO DE ML AOS SINAIS DA BENGALA

No presente trabalho, foi proposta e desenvolvida, por uma equipe transdisciplinar, uma bengala com sensores de aceleração (nos eixos x , y e z) e de medidas ambientais (luz e umidade). Pretende-se incluir, no futuro várias outras funcionalidades na bengala.

Na versão atual, a intenção é usar a bengala, em conjunto com programas que possam ajudar o usuário a estados em que possa estar mais vulnerável a quedas. A seguir, são descritos alguns exemplos de ideias que foram e/ou poderão ser usadas na bengala.

A proposta do presente trabalho é realizar estudos preliminares, com uma primeira avaliação da viabilidade de se usar os dados cinemáticos providos pela bengala para a obtenção de indicadores que possam vir a ser usados para indicar risco de queda, usando a bengala, e, simultaneamente, estimar o risco de queda por métodos razoavelmente aceitos como bons estimadores desse risco.

Entretanto, o objetivo mais abrangente, a ser buscado em estudos futuros, é que a bengala possa vir a permitir uma estimação contínua do risco de queda, por meio do uso de algoritmos de pré-processamento para extrair medidas que possam ser usadas como entradas para um classificador que possa permitir a obtenção de um indicador quantitativo que tenha relação direta com o risco de queda. Alguns exemplos de variáveis que a equipe de pesquisa considera que podem vir a ser extraídos das medidas da bengala, que podem estar correlacionados com a qualidade do estado mental e físico do usuário estão listados a seguir:

1. Valor médio ou variabilidade (por exemplo, desvio-padrão ou variância) da distância percorrida em cada passo da bengala.
2. Valor médio e variabilidade do tempo entre cada passo da bengala.
3. Aceleração máxima de cada passo da bengala (média e desvio padrão).
4. Variáveis associadas a tremor (oscilações nas direções x , y e z).
5. Proporção entre o tempo de apoio e o tempo em que a bengala está em translação.

Várias ferramentas poderão ser usadas para o desenvolvimento de algoritmos para análise dos sinais da bengala. Uma opção, por exemplo, é o uso de técnicas de processamento de sinais, associadas ao desenvolvimento de lógicas tradicionais de decisão, como, por exemplo, com o uso de máquinas de estado finito. Outro exemplo de possibilidade é o uso de técnicas que

utilizam o aprendizado de máquina, como as redes neurais ou as técnicas usadas no presente trabalho. Essa última opção tem a vantagem de que os métodos que envolvem aprendizagem de máquina têm melhor capacidade de evoluir, por meio de aprendizado supervisionado ou não-supervisionado.

A expectativa da autora é que, em estudos futuros, variáveis como as citadas acima possam vir a ser aplicadas à entrada do sistema de estimação de risco de queda. A ideia é que um programa de computador, com o uso de técnicas de processamento de sinais e, talvez, de aprendizado de máquina, possa vir a fornecer, após um processo de aprendizado, um valor quantitativo associado ao risco de queda.

Esse objetivo de longo prazo dependerá da possibilidade de obtenção de quantidades relativamente altas de dados experimentais, obtidos durante o uso da bengala por usuários reais. Um estudo dessa envergadura é inviável no período englobado pelo curso de mestrado, que envolveu a concepção, o desenvolvimento do dispositivo, a submissão e aprovação da pesquisa por um Comitê de Ética em Pesquisa e a realização de testes preliminares. Adicionalmente, no caso do presente trabalho, a situação foi ainda mais dificultada pela ocorrência, em 2020, da Epidemia de COVID-19.

Em virtude das limitações expostas acima, a quantidade possível de testes foi muito reduzida, e o que foi feito no presente trabalho foi a execução de testes preliminares, muito mais simples, para se obter uma avaliação preliminar da viabilidade do uso futuro da bengala como ferramenta para avaliação de risco. Esses testes são descritos no próximo capítulo.

5 EXPERIMENTOS DE AVALIAÇÃO DA BENGALA: ESTUDO PILOTO

5.1 PROPOSTA DE EXPERIMENTO COM IDOSOS

A proposta original do presente trabalho incluía, além do desenvolvimento da Bengala Enativa Afetiva, a realização de um estudo com voluntários idosos. Um experimento completo chegou a ser realizado; porém, após a análise dos dados, verificou-se que havia um erro na formatação dos dados, o que impediu que os mesmos pudessem ser usados. A solução era simples, e bastaria a repetição do experimento, que seria relativamente rápida e simples. Entretanto, houve a ocorrência inesperada da Epidemia de COVID-19, o que impediu a possibilidade de repetição do experimento. Com isso, a única opção viável foi a realização de testes simulados com voluntários hígidos, que serão descritos a partir da seção 5.2.

Entretanto, incluímos, no Anexo I, o documento de aprovação do projeto submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde, da Universidade de Brasília, que foi aprovado, com pequenas alterações, sob o parecer número 3.754.894. A aprovação desse projeto permitirá a continuação do mesmo, com a realização de experimentos, assim que a situação sanitária do país permitir.

E o trabalho que foi efetivamente executado é descrito na seção 5.2.

5.2 DELINEAMENTO DOS TESTES REALIZADOS

O experimento apresentando se trata de um estudo piloto, onde foram coletados dados simulados com indivíduos hígidos, com o objetivo de se fazer testes preliminares com a bengala afetiva, de forma a se fazer uma avaliação preliminar da viabilidade de se interpretar dados do caminhar, com a bengala.

O delineamento proposto engloba a apresentação de um dispositivo desenvolvido e de um estudo piloto, com intuito de testar, avaliar, revisar e aprimorar os instrumentos e procedimentos. O protótipo desenvolvido foi testado em voluntário hígidos, com o intuito de se realizar testes e ajustes preliminares, que possam acelerar o uso do protótipo em experimentos futuros, em que se almeja avaliar estados afetivos do usuário, com possível

ênfase na predição de riscos de queda. Este capítulo descreve os testes realizados com o protótipo.

5.2.1 Local de realização da pesquisa e infraestrutura

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Pesquisa em Arte e TecnoCiência – LART-FGA – e no Laboratório de Engenharia Biomédica (LaB), da Universidade de Brasília.

5.2.2 Amostra

A amostra foi composta por 3 voluntários, sendo 2 sujeitos do sexo masculino e 1 do sexo feminino, todos com idades entre 22 e 26 anos.

5.3 PROCEDIMENTO

O objetivo do experimento realizado, que será descrito nesta seção, foi realizar um teste que exemplificasse o uso das variáveis capturadas pela bengala para a avaliação contínua do risco de queda. Como houve a possibilidade de realização de apenas três voluntários hígidos, simulando diferentes condições, optou-se por um teste bastante simples, e com alcance limitado, mas que pudesse servir como um primeiro exemplo que possa ilustrar sua viabilidade futura, quando a situação sanitária do país permitir testes mais efetivos.

A inspiração do teste realizado foi um procedimento chamado de “Timed Up and Go” (TUG), descrito pelos autores originais do teste (PODSILADLO e RICHARDSON, 1991), que consiste em medir o tempo que o indivíduo leva para levantar de uma cadeira, caminhar três metros, dar uma volta e sentar-se novamente. Na publicação original, demonstrou-se claramente que há uma relação direta entre o tempo de execução do teste TUG e o risco de queda (ou, dito de outra forma, com uma relação inversa entre a velocidade de execução e o risco de queda – quanto maior for a velocidade de execução, menor o risco de queda). Dessa forma, é comum o uso do teste, em que se usa o tempo de execução como uma variável *proxy* para quantificar o risco de queda. Como o teste foi feito com pessoas hígidas, não é possível um teste direto em que correlaciono o movimento com o risco de queda. Por isso, optou-se em se medir variáveis relacionadas ao tempo de execução do teste TUG, ou seja, com a velocidade dos movimentos.

A cadeira utilizada foi do tipo sem braço, com altura de 45 cm e sem estofado. Foi colocada em um terreno plano e, a partir das pernas dianteiras da cadeira, o trajeto consistia em uma caminhada de 3 metros com uma indicação visual do término do trajeto. A figura 5.1 ilustra a posição inicial do teste.

Os testes foram realizados com o calçado habitual, sem assistência física e com a bengala afetiva ajustada à altura do voluntário, em um terreno plano, sem obstáculos.



Figura 5.1. Realização do teste piloto com voluntários hígidos – ilustração da cadeira, da bengala e do percurso. Neste exemplo, o voluntário se encontra na posição inicial.

Cada participante se sentou na cadeira com as costas apoiadas e foi instruído, ao ouvir o comando verbal, a se levantar, caminhar até uma linha no chão, se virar e retornar até a cadeira e sentar-se novamente, apoiando-se no encosto da cadeira. Para marcar o tempo, foi utilizado um cronômetro.

Os testes foram realizados com três voluntários hígidos, em três faixas de velocidades (Tabela 5.1), para se obter dados que podem ser típicos de caminhadas que poderiam levar a classificações em vários níveis de risco: risco baixo de queda (<10 segundos), risco moderado

(10 – 20 segundos) e risco elevado (> 20 segundos) (PODSIADLO e RICHARDSON,1991; WALL et al., 2000).

Tabela 5.1. Velocidades do teste

Velocidade simulada	Tempo
Rápido	<10 segundo
Intermediário	10 – 20 Segundos
Lenta	21-30 segundos

Durante os testes, foi utilizado um smartphone para transmissão dos dados por meio do aplicativo *Serial Bluetooth Terminal*, disponível para dispositivos com sistema operacional Android. Quando conectada ao dispositivo, a bengala enviou os dados em tempo real ao smartphone, que foram salvos em arquivos de texto, para posterior processamento.

5.4 PÓS-PROCESSAMENTO DOS DADOS

As séries temporais obtidas com o equipamento testado. Foi utilizada uma frequência de amostragem de 20 Hz para os sinais da unidade inercial, e todos os sinais foram divididos em janelas com intervalos de 15 amostras e superposição (*overlap*) de 80%. Nessas janelas, além dos dados de magnitude, várias características no domínio do tempo e da frequência foram computadas e utilizadas:

- Média.
- Valor RMS médio.
- Variância.
- Distância cumulativa da média.
- Assimetria da distribuição.
- Energia das maiores componentes da Transformada Rápida de Fourier (em inglês Fast Fourier Transform, ou FFT) do sinal.

Cada janela foi rotulada de acordo com o experimento ao qual pertencia, conforme os três cenários de teste a seguir:

- Caminhada de até 10 segundos como "Caminhada Rápida", caminhada de 10 a 20 segundos como "Caminhada média" e Caminhada de 21 a 30 segundos como "Caminhada Lenta".
- Caminhada de até 10 segundos e caminhada de 10 a 20 segundos como "Caminhada Rápida" e Caminhada de 21 a 30 segundos como "Caminhada Lenta".
- Caminhada de até 10 segundos como "Caminhada Rápida" e Caminhada de 10 a 20 segundos e Caminhada de 21 a 30 segundos como "Caminhada Lenta".

Ao final da rotulagem, as janelas foram divididas dois grupos, sendo 90% para treino e 10% para validação. Inicialmente, para fins de criação de uma linha de base de métricas, alguns algoritmos simples de aprendizado de máquina foram utilizados.

Os resultados das operações descritas anteriormente foram fornecidos às entradas dos seis métodos de aprendizado descritos no Capítulo 4. Para a análise, optamos pelo uso de resultados binários, em que apenas duas opções de saída são consideradas. Após testes preliminares, optou-se por reagrupar as três faixas de velocidades usadas no teste em apenas duas faixas de saída possíveis, que, no caso, foram “caminhada lenta”, e “caminhada rápida”. Para isso, as duas classes com velocidade maior em apenas uma, que é a caminhada lenta. Essa escolha foi feita, pois ela permite uma melhor padronização, para comparação, entre todos os testes.

O objetivo deste primeiro teste é servir como prova de conceito, ilustrando a possibilidade de uso de técnicas de aprendizado de máquina para a detecção de variáveis que possam permitir a estimativa do risco de queda. É importante ressaltar que esta é apenas uma primeira versão de algoritmo, e que a expectativa é alcançar, em trabalhos futuros, o desenvolvimento de algoritmos mais poderosos de detecção. Adicionalmente, também faz parte dos planos o desenvolvimento de formas de transmitir, de forma eficiente, a informação estimada para o usuário da bengala, completando, assim, a função da bengala como interface enativa.

Os resultados dos experimentos são discutidos no próximo capítulo.

6 RESULTADOS

Neste capítulo, são apresentados os resultados dos experimentos descritos no capítulo 5.

Na tabela 6.1 é mostrado o tempo cronometrado de cada TUG feito com os três voluntários hígidos nos intervalos das velocidades propostas:

Tabela 6.1. Tempo do TUG realizado pelos voluntários

Velocidade solicitada	Voluntário 1	Voluntário 2	Voluntário 3
Rápido	9 segundos	9 segundos	8 segundos
Intermediário	17 segundos	17 segundos	13 segundos
Lenta	28 segundos	28 segundos	24 segundos

A Tabela 6.2 apresenta, para cada modelo de aprendizado, e para cada atividade, os índices obtidos para precisão, revocação, F1-Score e suporte. São apresentadas também as médias já discutidas no Capítulo 4 (micro, avg, macro avg, weighted avg).

Tabela 6.2. Resultados para os diversos modelos de aprendizado

Modelos	Rótulo	Precisão	Revocação	F1-Score	Suporte
Regressão Logística	Cam. Rapida	0.30	0.33	0.31	137.00
	Cam. Lenta	0.60	0.57	0.59	244.00
	micro avg	0.49	0.49	0.49	381.00
	macro avg	0.45	0.45	0.45	381.00
	weighted avg	0.50	0.49	0.49	381.00
SVM	Cam. Rapida	0.00	0.00	0.00	137.00
	Cam. Lenta	0.64	1.00	0.78	244.00
	micro avg	0.64	0.64	0.64	381.00
	macro avg	0.32	0.50	0.39	381.00
	weighted avg	0.41	0.64	0.50	381.00
Árvore de decisão	Cam. Rapida	0.88	0.90	0.89	137.00
	Cam. Lenta	0.94	0.93	0.94	244.00
	micro avg	0.92	0.92	0.92	381.00
	macro avg	0.91	0.92	0.91	381.00
	weighted avg	0.92	0.92	0.92	381.00
Random Forest	Cam. Rapida	0.73	0.53	0.61	137.00
	Cam. Lenta	0.77	0.89	0.83	244.00
	micro avg	0.76	0.76	0.76	381.00
	macro avg	0.75	0.71	0.72	381.00
	weighted avg	0.76	0.76	0.75	381.00
KNN	Cam. Rapida	0.77	0.74	0.75	137.00
	Cam. Lenta	0.86	0.87	0.86	244.00
	micro avg	0.82	0.82	0.82	381.00
	macro avg	0.81	0.81	0.81	381.00
	weighted avg	0.82	0.82	0.82	381.00
Naive Bayes	Cam. Rapida	0.53	0.23	0.32	137.00
	Cam. Lenta	0.67	0.89	0.76	244.00
	micro avg	0.65	0.65	0.65	381.00
	macro avg	0.60	0.56	0.54	381.00
	weighted avg	0.62	0.65	0.61	381.00

Nas tabelas de 6.3 a 6.7, são apresentadas as matrizes de confusão e os resultados de precisão, revocação e F1-score de cada um dos modelos testados. Desses resultados, assumiu-se o F1-score como sendo uma métrica-padrão, uma vez que ela privilegia resultados corretos como um todo, penalizando falsos positivos e falsos negativos. Também foi adotada como padrão a micro-média dos resultados das classes, por ser uma métrica mais sensível a bases desbalanceadas.

Tabela 6.3. Matriz de confusão para o modelo de aprendizado com regressão logística. O desempenho desse modelo foi baixo.

		SAÍDA	
		Caminhada Rápida	Caminhada Lenta
ENTRADA	Caminhada Rápida	45	92
	Caminhada Lenta	104	140

Tabela 6.4. Matriz de confusão para o modelo de aprendizado com o método de Máquina de Vetores de Suporte (em inglês, *Support Vector Machine* – SVM). O desempenho desse modelo foi baixo.

		SAÍDA	
		Caminhada Rápida	Caminhada Lenta
ENTRADA	Caminhada Rápida	0	137
	Caminhada Lenta	0	244

Tabela 6.5. Matriz de confusão para o modelo de aprendizado com o método de aprendizado de árvore de decisão (em inglês, *decision tree*). O desempenho desse modelo foi o melhor entre os seis tentados.

		SAÍDA	
		Caminhada Rápida	Caminhada Lenta
ENTRADA	Caminhada Rápida	123	14
	Caminhada Lenta	11	233

Tabela 6.6. Matriz de confusão para o modelo de aprendizado com o método de aprendizado de Floresta Randômica (em inglês, *Random forest*). O desempenho desse modelo foi o terceiro melhor entre os seis testados.

		SAÍDA	
		Caminhada Rápida	Caminhada Lenta
ENTRADA	Caminhada Rápida	72	65
	Caminhada Lenta	26	218

Tabela 6.7. Matriz de confusão para o modelo de aprendizado com o método de Naive Bayes. O desempenho desse modelo foi o segundo melhor entre os seis.

		SAÍDA	
		Caminhada Rápida	Caminhada Lenta
ENTRADA	Caminhada Rápida	32	105
	Caminhada Lenta	28	216

7 DISCUSSÃO

Neste capítulo, são analisados e discutidos os resultados dos experimentos apresentados no capítulo 6.

Com relação ao desempenho do modelo de regressão logística, mostrado na Tabela 6.3, fica claro que, embora o modelo tenha tido sucesso em identificar a caminhada lenta como caminhada lenta, ela fracassou fortemente em classificar uma caminhada rápida como caminhada rápida. Adicionalmente, um grande número de caminhadas rápidas foi identificado como caminhadas lentas, e um grande número de caminhadas lentas foi identificadas como caminhadas rápidas. Essas características também foram claramente indicadas pelos baixos números obtidos pelos coeficientes precisão, revocação e F1-Score.

Os resultados mostrados na Tabela 6.4 demonstram que, da forma como foi aplicado, o modelo de aprendizado com máquina de vetor de suporte tende a classificar eventos como caminhada lenta, e a não detectar eventos de caminhada rápida. Dessa forma, o classificador não funcionou apropriadamente. Esses índices ficaram claros, também, pelos valores nulos, em relação à caminhada rápida, dos coeficientes precisão, revocação e F1-Score.

Na Tabela 6.5, fica claro que houve um bom desempenho do classificador usando árvore de decisão. Para a detecção de caminhada rápida, os valores de precisão, revocação e F1-Score foram próximos de 90%; e, para a caminhada lenta, foram de mais que 90%. Além disso, o número de falsos positivos e de falsos negativos foram muito baixos. O algoritmo usando árvore de decisão foi o que teve melhor desempenho, entre os algoritmos testados.

Na Tabela 6.6, em que é usado o modelo de aprendizado com floresta randômica, os resultados mostraram uma boa captação para a caminhada lenta, porém uma captação apenas moderadamente boa para a caminhada rápida. Esse foi o método que apresentou o terceiro melhor desempenho.

Na Tabela 6.7, que mostra os resultados para o modelo de aprendizado do tipo vizinho mais próximo, foram observados bons resultados de detecção tanto de caminhada rápida quanto de caminhada lenta, porém o desempenho desse método foi um pouco inferior ao do método de árvore de decisão. Para a caminhada lenta, os valores da precisão, da revocação e do f1-Score foram, respectivamente, de 0.86, 0.87 e 0.86. E, para a caminhada rápida, os valores

foram, respectivamente, de 0.77, 0.74 e 0.75. Os falsos negativos para os dois casos foram também em pequeno número, porém o desempenho foi um pouco pior do que do do modelo da árvore de decisão. Dessa forma, esse modelo apresentou o segundo melhor desempenho.

Por fim, o modelo de aprendizado do tipo Naive Bayes, cujos resultados são apresentados na Tabela 6.8, apresentou resultados não muito promissores. Para a caminhada, os índices para os indicadores precisão, revocação e F1-Score foram, respectivamente, de 0.67, 0.89 e 0.76, que são moderadamente bons; porém, esses escores, para a caminhada rápida, foram de apenas 0.53, 0.23 e 0.32, o que indica que o método não permite a captação efetiva da caminhada rápida.

Assim, em resumo, houve uma performance alta (em torno de 90%) do modelo de árvore binária, uma performance boa, mas um pouco menor, do modelo de floresta randômica, e uma performance também boa, sendo a terceira melhor, do modelo KNN.

Embora os testes tenham sido feitos pessoas hípidas simulando condições que poderiam acontecer com pessoas idosas, esses resultados sugerem que as ferramentas desenvolvidas, incluindo o hardware associado à bengala, para aquisição de dados, o software de captação, as variáveis escolhidas e os algoritmos usados, são promissores como ferramentas para caracterização de marcha. Um ponto importante é que os algoritmos com melhores resultados conseguem fornecer resultados que podem, após a implementação de hardware e software adequados, fornece estimativas da velocidade quase que em tempo real. E a expectativa é que, com a possibilidade futura de obtenção de dados em maior volume e com voluntários que são candidatos reais ao uso da bengala, algoritmos muito mais efetivos possam vir a ser obtidos.

A avaliação da marcha em idosos é um marcador importante. Diversos estudos consideram que a avaliação clínica da marcha é um importante indicador do estado de saúde de populações idosas (OSTIR et al., 2015).

O desempenho da marcha tende a diminuir no envelhecimento, e é associado a vários eventos, como fragilidade, quedas e hospitalizações e qualidade de vida (SEGEV-JACUBOVSKI et al., 2011)

Existe ainda uma associação da velocidade ao estado cognitivo do paciente, conforme indicado pelos autores Lenard et al. (2015), que encontraram uma relação significativa entre escore cognitivo e velocidade da marcha na proporção: quanto maior o escore cognitivo, maior a velocidade da marcha.

A velocidade de marcha tem sido destacada como uma ferramenta de triagem potencialmente adequada para a identificação precoce de indivíduos com um maior risco de queda (LUSARDI, 2012; MIDDLETON et al., 2015)

Kyrdalen et al. (2018) indicam, em seu estudo, que uma velocidade de marcha lenta pode ser uma ferramenta útil para indicar idosos que são vulneráveis a queda.

O teste aplicado neste estudo piloto foi o TUG, que é um teste de mobilidade física que tem relação com o equilíbrio, capacidade funcional e velocidade da marcha, e todos estes fatores estão intimamente ligados a propensão de quedas, sendo um teste muito utilizado na literatura para verificação de mobilidade funcional e risco de queda em idosos (GUIMARÃES et al., 2004; FIGUEIREDO et al., 2007).

O TUG é recomendado como um teste de triagem de rotina para quedas, de acordo com as diretrizes publicadas pela American Geriatric Society e pela British Geriatric Society (PANEL, 2011). As diretrizes do National Institute of Clinical Evidence também defendem o uso do TUG para avaliação da marcha e do equilíbrio na prevenção de quedas em idosos (CENTRE, 2013).

Os experimentos e a análise realizada não foram extensivos, e, é claro, não exauriram as possibilidades a serem exploradas. Por exemplo, outras variáveis podem ser exploradas, com a extração de outras características (*features*), outros modelos de aprendizado podem ser usados, e, também, é possível o uso dos mesmos algoritmos, porém com o uso de outras estratégias ou outros tipos de ajustes. Essas possibilidades estão abertas, para o futuro. Porém, os resultados aqui apresentados sugerem que avanços serão possíveis no processo de detecção e previsão de quedas, quando for possível, novamente, a realização de testes com idosos.

Alguns aspectos da bengala não foram efetivamente testados, como os sensores ambientais, e isso se deveu, também, a dificuldades com a testagem em outros ambientes. Porém, a autora deste trabalho (assim como a equipe) acredita que elas poderão se mostrar relevantes, quando puderem ser também incluídas em testes com usuários reais da bengala.

Os eventos climáticos têm ação sobre a fisiologia humana. De acordo com Deschênes e Greenstone (2007), os indivíduos resistem a variações de temperatura ambiente por meio dos sistemas de regulação da temperatura corporal. Quando o ser humano entra em contato com temperaturas altas ou baixas, a frequência cardíaca aumenta de modo que o fluxo sanguíneo se eleve, ocorrendo respostas termorregulatórias como suor e tremor.

Em altas temperaturas, para a manutenção da regulação corporal, há uma tensão adicional sobre os sistemas respiratório e cardiovascular, e uma elevação na viscosidade e colesterol do sangue, o que leva a mortalidade maior por doenças respiratórias, cardiovasculares e cerebrovasculares em dias mais quentes (DESCHÊNES e GREENSTONE, 2007).

Em baixas temperaturas, o corpo sofre estresse adicional no sistema cardiovascular, devido a mudanças na pressão sanguínea, vasoconstrição e aumento da viscosidade do sangue e dos níveis de contagem de células sanguíneas vermelhas, colesterol plasmático e fibrinogênio plasmático. A inspiração de ar frio pode levar à broncoconstrição, aumentando a suscetibilidade a infecções pulmonares e, entre as principais causas de mortalidade em períodos com dias frios estão as doenças cardiovasculares e respiratórias (DESCHÊNES e GREENSTONE, 2007).

Kalankesh et al., (2015) investigaram a relação entre temperatura e umidade e mortes por trauma em Kerman, no Irã. O achado mais importante neste estudo foi a associação entre mortes não-intencionais (incluindo esportes, quedas, afogamentos e acidentes de trânsito) por trauma e mudança de temperatura. As mortes por trauma não intencionais aumentaram em estações quentes e com baixa umidade. A correlação máxima de coeficientes para óbitos não intencionais ocorria em faixas etárias acima de 60 anos.

Outro estudo investigou o clima como fator de risco para crises epiléptica na Alemanha Central, e descobriram que baixa pressão atmosférica e alta umidade relativa do ar estão associadas a um risco aumentado de convulsões epiléticas, enquanto as altas temperaturas (> 20 ° C) ambientes parecem diminuir o risco de convulsões (RAKERS et al., 2017).

As dificuldades que os idosos possuem para a realização de tarefas variam com a iluminação, requerendo da pessoa idosa uma iluminação extra. O envelhecimento provoca uma diminuição drástica na adaptação ao escuro que pode ser atribuída à pupila e também à retina. Isso causa problemas de visão noturna, diminuindo a acuidade visual, que deve ser compensada com o aumento da iluminação (SHAH et al., 2009). Além disso, um recinto mal iluminado compõe um dos principais fatores de risco extrínsecos para quedas (BRASIL, 2002).

Dessa forma, a autora considera que as variáveis ambientais da bengala poderão ser úteis como variáveis adicionais para a detecção do risco de quedas e de condição geral de saúde, podendo posteriormente ser utilizado como um dos elementos a serem considerados para o acionamento de alertas ou alarmes e de aviso aos familiares.

As perspectivas futuras para o projeto Bengala Afetiva serão discutidas no próximo capítulo.

8 CONCLUSÃO

Neste trabalho, apresentamos o desenvolvimento da Bengala Afetiva, que é uma bengala instrumentada e equipada por um computador embarcado que tem como objetivo futuro funcionar não somente como bengala, mas também como uma interface enativa que poderá conter uma espécie de sentido adicional, que poderá funcionar como um tipo de cognição incorporada, que poderá prover ao usuário informações e consciência de uma maior faixa de opções, que pode auxiliá-lo a diminuir seu risco de queda.

Nesta primeira versão da bengala, devido às dificuldades de realização de testes com voluntários idosos em virtude da epidemia de Covid-19, foi realizado um teste mais simples, com o objetivo de se apresentar um exemplo simples, que pode funcionar como uma “prova de conceito”. No teste, procurou-se classificar duas classes de velocidade de execução de uma tarefa – o teste TUG – cuja velocidade de execução é considerada como um indicador do risco de queda. Para isso, foram utilizados algoritmos de aprendizado de máquina para classificar uma caminhada como “rápida ou devagar”, com base em dados obtidos por meio dos acelerômetros incluídos em uma unidade inercial embarcada. Nos testes efetuados, foram obtidos bons valores para o F1-score na classificação das janelas, em especial em algoritmos que se utilizam de árvore de decisão, onde os valores foram próximos de 90%. No entanto, por haver uma baixa contagem de indivíduos dentro do teste, pode-se dizer que houve um certo desbalanceamento na base. Porém, ainda assim os resultados sugeriram um bom potencial futuro para o método.

Perspectivas futuras

Esse protótipo foi testado por voluntários hígidos, e se mostrou eficaz para permitir a avaliação de alguns aspectos dos sinais propostos. Porém, visto que o público alvo para utilização desse dispositivo consiste em pessoas com dificuldade de mobilidade, a equipe tem planos de, no futuro próximo, realizar esse experimento com idosos.

Dispomos de um protocolo submetido e aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde da UnB no parecer número: 3.754.894.

O protocolo propõe uma coleta de dados em uma instituição para o cuidado de idosos, onde a população alvo do estudo serão idosos institucionalizados com 60 anos ou mais de idade, que utilizem bengala de ponto único e sejam capazes de se locomover com independência.

Será utilizado um questionário para caracterização da amostra contendo dados sociodemográficos, estado geral da saúde e histórico de quedas, que serão coletados no prontuário do paciente.

Os voluntários farão o teste TUG, utilizando os procedimentos descritos pelos autores originais no teste. Esse procedimento será realizado uma vez para familiarização do participante, depois mais duas vezes para coleta de dados, com intervalo de 5 minutos para descansar a cada tentativa.

Os testes serão realizados com o calçado habitual, sem assistência física (apenas supervisão) e com a bengala afetiva ajustada a altura utilizada habitualmente pelo idoso, em um terreno plano, sem obstáculos.

A partir dessa análise de dados, se objetiva verificar as variáveis que são melhores preditoras do risco de queda e adquirir a capacidade de prever o risco, criando assim padrões de alarme e classificações do risco de queda do usuário.

Em relação ao dispositivo, se pretende adicionar a Bengala Afetiva um terceiro módulo, que seria o M-Health, nesse módulo, a bengala iria monitorar continuamente sinais fisiológicos de forma não invasiva. Este é o módulo mais complexo a ser desenvolvido, por isso, ainda está em andamento. A intenção é adicionar sensores para captação da temperatura manual do usuário, sensor de resposta da pele galvânica, frequência cardíaca, saturação periférica de oxigênio e pressão arterial.

REFERÊNCIAS

- ALENCAR, P. V. N.; et al. Fatores de risco associados às quedas em idosos e reflexões acerca de sua prevenção: um estudo de revisão. *Archives of Health Investigation*, São Paulo, v.6, n.1, p.28-31, 2017.
- ALMEIDA S.T. et al. Análise de fatores extrínsecos e intrínsecos que predis põem a quedas em idosos. *Rev. Assoc. Med. Bras.*v.58, n.4, 2012.
- ALMEIDA, O.; ZHANG, M.; LIU, J.C. Dynamic Fall Detection and Pace Measurement in Walking Sticks. High Confidence Medical Devices, Software, and Systems and Medical Device Plug-and-Play Interoperability, 2007. *HCMDSS-MDPnP. Joint Workshop on*, Boston, p. 204-206, jan. 2007.
- ALPAYDIN, E. (2010). *Introduction to machine learning* (2nd ed.). Cambridge, MA: MIT Press.
- ALPAYDIN, E. *Introduction to machine learning*. MIT press, 2º edição, 2014.
- ALVES, L.C.; LEITE, I.C.; MACHADO, C.J. Conceituando e mensurando a incapacidade funcional da população idosa: uma revisão de literatura. *Ciê n Saúde Coletiva*, v.13, n.4, p. 1199-207, 2008.
- ANDRADE, V.S; PEREIRA, L.S.M. Influência da tecnologia assistiva no desempenho funcional e na qualidade de vida de idosos comunitários frágeis: uma revisão bibliográfica. *Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia*, v. 12, n. 1, p. 113-122, 2009.
- BERG, K. O. et al. Clinical measures of postural balance in an elderly population. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Chicago, v.73, n.1, p.1073-1080, 1992.
- BERGMANN, O. et al. Evidence for cardiomyocyte renewal in humans. *Science*, v. 324, n. 5923, p.98-102, 2009.
- BRASIL. Lei nº 8.842, de 04 de janeiro de 1994. Dispõe sobre a política nacional do idoso, cria o Conselho Nacional do Idoso e dá outras providências. D.O.U, Brasília, DF, V. 122, n. 3, 05 jan. 1994. Seção 1, p.77
- BRASIL. Ministério da Saúde. Redes estaduais de atenção à saúde do idoso: guia operacional e portarias relacionadas. Brasília: Ministério da Saúde, 2002.
- BRASIL. Presidência da República. Secretaria Especial dos Direitos Humanos; Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Tecnologia assistiva Disponível em: <http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/publicacoes/tecnologiaassistiva> . Acesso em 15 de dezembro de 2018.
- BRITO, F.C.; LITVOC, C. J. Conceitos básicos. In F.C. Brito e C. Litvoc (Ed.),

Envelhecimento – prevenção e promoção de saúde. São Paulo: Atheneu, p.1- 16, 2004.

BUKSMAN, S. et al. *Quedas em Idosos: Prevenção*, Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia. Elaboração final: 26 de outubro de 2008.

CENTRE FOR CLINICAL PRACTICE AT NICE (UK et al. The assessment and prevention of falls in older people. In: *Falls: Assessment and Prevention of Falls in Older People*. National Institute for Health and Care Excellence (UK), 2013.

CHEN, P.H. et al. A smart safety cane for human fall detection. *International Journal of Ad Hoc and Ubiquitous Computing*, v. 20, n. 1, p. 49-65, 2015.

CHANG, C.C.; LIN, C.J. LIBSVM: A library for support vector machines. *ACM transactions on intelligent systems and technology (TIST)*, v. 2, n. 3, p. 1-27, 2011.

CHRISTOFOLETTI, G. et al. Risco de quedas em idosos com doença de Parkinson e demência de Alzheimer: um estudo transversal. *Rev Bras Fisioter.*, v.10, p. 429-36, 2006.

CLEMENTE, J. et al. Smart seismic sensing for indoor fall detection, location, and notification. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, v. 24, n. 2, p. 524-532, 2019.

CORTES, C., VAPNIK, V. Support-Vector Networks. *Machine Learning*, 20, p. 273-297, 1995.

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

DE VITTA, A. Atividade física e bem-estar na velhice. In A.L. Neri e S.A.Freire. (orgs.), *E por falar em boa velhice* . Campinas, SP: Papyrus, p.25-38, 2000.

DESCHÊNES, O.; GREENSTONE, M. The economic impacts of climate change: evidence from agricultural output and random fluctuations in weather. *American Economic Review*, v. 97, n. 1, p. 354-385, 2007.

DOMINGUES, D.M.G. Re-encanto do concreto por sistemas enativos afetivos: a naturalização das tecnologias no ecossistema. PORTO ARTE: *Revista de Artes Visuais*, v. 24, n. 40, 2019.

DOMINGUES, D.M.G. et al. Mobility and freedom: Affective cane for expanded sensorium and embodied cognition. In: *2017 23rd International Conference on Virtual System & Multimedia (VSMM)*. IEEE, 2017.

DRING, *La Smartcane™, la canne qui vous rassure*. Disponível em: <https://dring.io/>. Acesso em: 03 mar. 2020.

FABRÍCIO, S.C.C; RODRIGUES, R.A.P.; JUNIOR, M.L.C. Causas e consequências de quedas em idosos atendidos em hospital público. *Rev Saúde Públ*, v. 38, n.1, p. 93-98, 2004.

FIGUEIREDO, K.M.O.B.; LIMA, K.C; GUERRA, R.O. Instrumentos de avaliação do equilíbrio corporal em idosos. *Rev. bras. cineantropom. desempenho hum*, v. 9, n. 4, p. 408-413, 2007.

FREEMONT, A.J; HOYLAND, J.A. Morphology, mechanisms and pathology of musculoskeletal ageing. *J Pathol*, v. 211, n. 2, p. 252-9, 2008.

FREITAS, E.V; PY, L. *Tratado de geriatria e gerontologia*. 2a Ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan; 2006.

FREITAS, T.S.; CÂNDIDO, A.S.C; FAGUNDES, I.B. Queda em idosos: causas extrínsecas e intrínsecas e suas consequências/fall in the elderly: extrinsic and intrinsic causes and consequences. *Revista Enfermagem Contemporânea*, v. 3, n. 1, 2014.

FUKUDA, T. et al. Motion control and fall detection of intelligent cane robot. In: *Intelligent Assistive Robots*. Springer, Cham, 2015. p. 317-337.

GREENE, B.R. et al. Quantitative falls risk assessment using the timed up and go test. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 57, n. 12, p. 2918-2926, 2010.

GONÇALVES, H. M. *Instrumentação eletrônica de uma bengala para auxiliar no monitoramento de marcha de usuários de exoesqueleto inferior*. 2017. 93f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Curso de Engenharia Eletrônica– Universidade de Brasília – UnB, Brasília, 2017.

GUCCIONE, A.A.; WONG, R.A.; AVERS, D. *Fisioterapia Geriátrica*. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2017.

GUIMARÃES, L.H.C. T. et al. Comparação da propensão de quedas entre idosos que praticam atividade física e idosos sedentários. *Revista neurociências*, v. 12, n. 2, p. 68-72, 2004.

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

HUANG, J. et al. Study of fall detection using intelligent cane based on sensor fusion. In: *Micro-Nano. Mechatronics and Human Science*, 2008. MHS 2008. International Symposium on. IEEE, 2008. p. 495-500.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGE). Percepção do estado de saúde, estilos de vida e doenças crônicas. Pesquisa Nacional de Saúde. Brasília, 2013.

JAHN, K.; ZWERGAL, A.; SCHNIEPP R. Gait disturbances in old age: classification, diagnosis, and treatment from a neurological perspective. *Dtsch Arztebl Int*, v. 107, n.17, p 306-15, 2010.

- JURKIEWICZ, A. L.; ZEIGELBOIM, B. S.; MANGABEIRA-ALBERNAZ, P. L. Alterações vestibulares em processos infecciosos do sistema nervoso central. *Dist. Comun.*, São Paulo, v. 14, n. 1, p. 27-48, dez. 2002
- KAMONO, A; KATO, M; OGIHARA, N. Accuracy evaluation of a method to partition ground reaction force and center of pressure in cane-assisted gait using an instrumented cane with a triaxial force sensor. *Gait & posture*, v. 60, p. 141-147, 2018.
- KAPANDJI, A.I. *Anatomia Funcional*, v.2: membros inferiores. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; Madrid, Espanha: Panamericana,2011.
- KARUKA, A. H.; SILVA, J. A. M. G.; NAVEGA, M. T. Análise da concordância entre instrumentos de avaliação do equilíbrio corporal em idosos. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, São Carlos, v. 15, n. 6, p. 460-6, 2011.
- KALANKESH, L.R; MANSOURI, F. ; KHANJANI, N. Association of temperature and humidity with trauma deaths. *Trauma monthly*, v. 20, n. 4, 2015.
- KYRDALEN, I.L. et al. Associations between gait speed and well-known fall risk factors among community-dwelling older adults. *Physiotherapy research international*, v. 24, n. 1, p. e1743, 2019.
- LAMOUREUX, E. et al. The relationship between visual function, duration and main causes of vision loss and falls in older people with low vision. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* v. 248, n.4, p-527-33,2010.
- LEE, H.C.; HUANG, K.T.; SHEN, W.K. Use of antiarrhythmic drugs in elderly patients. *J Geriatr Cardiol.*, v.8, n.3, p.184-94, 2011.
- LEE T.,; MIHAILIDIS, A “An intelligent emergency response system: preliminary development and testing of automated fall detection,” *Journal of Telemedicine and Telecare*, vol. 11, p. 194–198, 2005.
- LENARDT, M.H. et al. Velocidade da marcha e escore cognitivo em idosos usuários da atenção primária. *Revista Brasileira de Enfermagem*, v. 68, n. 6, p. 1163-1168, 2015.
- LORD, S.R. Visual risk factors for falls in older people. *Age Ageing.*, v. 35, p. 42-45, 2006.
- LUSARDI, M.M. Using walking speed in clinical practice: interpreting age-, gender-, and function-specific norms. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, v. 28, n. 2, p. 77-90, 2012.
- MACEDO, B.G. et al. Impacto das alterações visuais nas quedas, desempenho funcional, controle postural e no equilíbrio dos idosos: uma revisão de literatura. *Rev Bras Geriat Gerontol.*, v. 11, n.3, p. 419-32, 2008.

MALHEIROS, L. *Sistema de detecção de quedas e de posicionamento corporal com monitoramento de batimentos cardíacos*. 2015. 82 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia de Redes de Comunicação, Universidade de Brasília, Brasília, 2015.

MELILLO, P. et al. Automatic prediction of falls via heart rate variability and data mining in hypertensive patients: The SHARE project experience. *International Federation for Medical and Biological Engineering Proceedings*, v.45, p. 42-45, 2015.

MELLO, M.A.F. Uso de Tecnologia Assistiva por idosos. In: MALAGUTTI W; BERGO A.M.A. *Abordagem Interdisciplinar do Idoso*. Rio de Janeiro: Livraria e Editoria Rubio,2010. p. 101-112.

MENEZES, R.L.; BACHION, M.M. Condições visuais autorrelatadas e quedas em idosos institucionalizados. *Rev Bras Oftalmol.*, v. 71, n. 1, p. 23-7. 2012.

MIDDLETON, A.; FRITZ, S.L.; LUSARDI, M. Walking speed: the functional vital sign. *Journal of aging and physical activity*, v. 23, n. 2, p. 314-322, 2015.

MICHAEL, R.; BRON, A.J. The ageing lens and cataract: a model of normal and pathological ageing. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci.*, v. 366, n.1568, p.1278-92, 2011.

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

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Envelhecimento e Saúde da Pessoa Idosa. Cadernos de Atenção Básica nº 19. Série A. Normas e Manuais Técnicos. Brasília: Ministério da Saúde, 2006.

MITCHEL, T. *Machine Learning*. 1ª Edição. McGraw Hill Education (ISE Editions). 1997.

MORIGUCHI, Y.; JECKEL, NETO. E.A. *Biologia Geriátrica*. Porto Alegre: EDIPUCRS, 2003.

MOURA, R.N. et al. Quedas em idosos: fatores de risco associados. *Gerontologia*, v. 7, n. 5, p. 15-21, 1999.

MUBASHIR, M.; SHAO, L.; SEED, L. A survey on fall detection: Principles and approaches. *Neurocomputing* 100: 144–152. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neucom.2011.09.037>, 2013.

NAIR, K.S. Aging muscle. *Am J Clin Nutr.*, v. 81, n.5, p.953-63, 2005.

NORDIN, E. et al. Prognostic validity of the Timed Up-and-Go test, a modified Get-Up-and-Go test, staff's global judgement and fall history in evaluating fall risk in residential care facilities. *Age and ageing*, v. 37, n. 4, p. 442-448, 2008.

NOURY, Norbert et al. Fall detection-principles and methods. In: *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, p. 1663-1666, 2007.

O'SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J.; FULK, G.D. *Fisioterapia avaliação e tratamento*. 6 ed. Barueri,SP: Manole; 2018.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. (OMS) [Internet]. 2010. Disponível em: <http://www.who.int/research>. Acesso em 12 de dezembro de 2018.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. *Envelhecimento ativo: uma política de saúde*. Madri (Espanha); 2002.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE. *The uses of epidemiology in the study of the elderly*. Geneva: WHO; 1984.

OSTIR, G.V. et al. Assessing gait speed in acutely ill older patients admitted to an acute care for elders hospital unit. *Archives of internal medicine*, v. 172, n. 4, p. 353-358, 2012.

PAPALEO NETTO, M. O estudo da velhice: histórico, definição do campo e termos básicos. In: FREITAS, E.V. et al. *Tratado de Geriatria e Gerontologia*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. p. 2-12

PAPALEO NETTO M. *Gerontologia: a velhice e o envelhecimento em visão globalizada*. São Paulo: Atheneu; 2002.

PANEL ON PREVENTION OF FALLS IN OLDER PERSONS, AMERICAN GERIATRICS SOCIETY AND BRITISH GERIATRICS SOCIETY. Summary of the updated American Geriatrics Society/British Geriatrics Society clinical practice guideline for prevention of falls in older persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 59, n. 1, p. 148-157, 2011.

PEREIRA E. F. et al. O Envelhecimento do Sistema Músculo Esquelético. *Revista digital*, v. 11, n. 101, 2006. Disponível em: www.efdeportes.com. Acesso em 20 de novembro de 2018.

PERRACINI, M.R. Equilíbrio e controle postural em idosos. *Rev Brasileira Postura e Movimento*. v.2, n.4, p. 130-42, 1998.

PICARD, R. *Affective Computing*, Cambridge, MA: MIT Press, 1995.

PINHEIRO, V.C. *Desenvolvimento e avaliação de um sistema de análise de equilíbrio postural humano embasado em sinais de inclinômetros e máquinas de suporte vetorial*. 2015. 122f. Dissertação de mestrado em Engenharia Biomédica, Universidade de Brasília, Brasília, 2015.

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, USA, v.39, n.2, p.142-148, 1991.

PRATI, R.C.: *Novas abordagens em aprendizado de máquina para a geração de regras, classes desbalanceadas e ordenação de casos*. 2006. 191f. Tese (Doutorado), ICMC-USP, São Carlos, 2006.

RIBEIRO, A.P et al. A influência das quedas na qualidade de vida de idosos. *Ciênc Saúde Coletiva*, v.13, p.1265-73, 2008.

ROUGIER, C. et al. Monocular 3D Head Tracking to Detect Falls of Elderly People. Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. *28th Annual International Conference of the IEEE*, Nova Iorque, p. 6384 - 6387, 2006.

SAAD, M. Meios auxiliares de marcha. In: GREVE, J.M.A. *Tratado de Medicina de Reabilitação*. São Paulo: Roca, 2007.

SEGEV-JACUBOVSKI, O. et al. The interplay between gait, falls and cognition: can cognitive therapy reduce fall risk?. *Expert review of neurotherapeutics*, v. 11, n. 7, p. 1057-1075, 2011.

SHANKAR, S.K. Biology of aging brain. *Indian J Pathol Microbiol.* v. 53, n.4, p.595-604, 2010.

SHUMWAY-COOK, A.; BRAUER, S.; WOOLLACOTT, M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the timed up & go test. *Phys Ther.*, v. 80, p. 896-903, 2000.

SILVA, E.K.R. *Desenvolvimento de um sistema de detecção de quedas para idosos*. 2018. 80 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Mestrado em Ciência e Tecnologia em Saúde., Universidade Estadual da Paraíba, Campina Grande, 2018.

SPOSARO, F. TYSON, G. Fall: an Android application for fall monitoring and response. In: *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE. p. 6119-6122, 2009.

STOFFREGEN, T. A.; BARDY, B.G.; MANTEL, B. Affordances in the design of enactive systems. *Virtual Reality*, v. 10, n. 1, p. 4-10, 2006.

TINETTI, M. A.; RICHMAN, D.; POWELL, L. Falls Efficacy As A Measure Of Fear Of Falling. *Journal of Gerontology*, USA, v.45, n.6, p. 239-243, 1990.

VARELA, F. ; THOMPSON, E. ; ROSCH, E. *The embodied mind*. Cambridge, MA: MIT-Press, 1993.

WALL, J.C. et al. The timed Get-Up and Go Test Revisited: measurement of the component tasks. *Journal of Rehabilitation Research & Development.*, v. 37, n. 1, p.109-114, 2000.

WETZEL, U.; HINDRICKS, G.; PIORKOWSKI, C. Atrial fibrillation in the elderly.

Minerva Med., v.100, n.2, p. 145-50, 2009.

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

ANEXO I

Documento de Aprovação do Experimento pelo Comitê de Ética em Pesquisa

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BRASILIA, 09 de Dezembro de 2019

Assinado por:
Fabio Viegas Caixeta
(Coordenador(a))

<p>Endereço: Faculdade de Ciências da Saúde - Campus Darcy Ribeiro Bairro: Asa Norte CEP: 70.910-900 UF: DF Município: BRASILIA Telefone: (61)3107-1947 E-mail: cepfsunb@gmail.com</p>
--