

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

PALOMA HOHMANN POIER

**AVALIAÇÃO DA OSCILAÇÃO CORPORAL E MARCHA DE IDOSOS COM A
UTILIZAÇÃO DE UM ANDADOR COM SUPORTE DE TRONCO DESENVOLVIDO
NA UTFPR**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2013

PALOMA HOHMANN POIER

**AVALIAÇÃO DA OSCILAÇÃO CORPORAL E MARCHA DE IDOSOS COM A
UTILIZAÇÃO DE UM ANDADOR COM SUPORTE DE TRONCO DESENVOLVIDO
NA UTFPR**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal Do Paraná como requisito parcial à obtenção do título de “Mestre em Engenharia Biomédica” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Francisco Godke
Co-Orientador: Prof. Dr. Pedro M. Gewehr

CURITIBA

2013

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho ao meu querido Deus,
Que sempre está comigo de forma pessoal e
Que me deu uma nova vida com tanto sentido e amor que
Me fazem querer estar com Ele cada dia mais!

Obrigada Senhor,
A Ti toda honra e toda glória! Amém!

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais Valderéz Pereira e Edson José Hohmann por todo amor e dedicação e por darem sempre o seu melhor para que eu pudesse chegar até esta realização e por serem meus grandes amigos. Também sou muito agradecida pela vida da minha irmã Pollyanna Hohmann Alves e sua família por todo incentivo mesmo que a distancia! Amo vocês! Também agradeço a minha Vó Maria Rosa Meira Hohmann que participou ativamente com opiniões e contribuições muito valiosas. Da mesma forma agradeço aos meus sogros José e Tania Poier por todo carinho dispensado sempre!

Agradeço aos idosos participantes da pesquisa por serem tão amáveis e dispostos em tudo que lhes fora solicitado. Eles foram minha maior motivação! E estendo o agradecimento aos profissionais do Lar Adelaide Weiss Scarpa por todo o apoio e confiança. Especialmente as amigas Flávia Severo Grandó e Cecília Sommer Passos. Às minhas amigas Luciane Dalmolin, Andrea Perin e Daiane Vacari a minha gratidão por tornarem o período do mestrado tão especial! E as amigas Tatiana Faria, Samantha Ferraris, Nathália Emerich agradeço por cada palavra de apoio e pela amizade incondicional! Agradeço as amigas Lilia Bretrnitz e Carine Poier Oliveira por terem disponibilizado de seu tempo para me apoiar de forma prática, auxiliando no que precisei.

Agradeço aos professores Leandra Ulbricht, João Antônio Palma Setti, Joaquim Miguel Maia e ao Leonardo Rodrigues da Silva por todo suporte e aconselhamento que nortearam a pesquisa em momentos muito decisivos. Especialmente agradeço ao professor Pedro Gewehr por toda orientação, dedicação e disponibilidade, em especial nesta fase final de dissertação. Agradeço ao Roberto Stremel pela construção do protótipo e por assessorar nas questões técnicas!

Ao meu orientador Francisco Godke minha admiração e sincera gratidão! Professor: aprendi muito com você sobre humildade e doação! Você é um grande exemplo de profissional, pois dedica seu tempo a aqueles que muitas vezes estão marginalizados e esquecidos. Considero-me muito privilegiada por tê-lo conhecido e por ser orientada por você! Muito obrigada por tudo!

Por fim, agradeço ao mesmo esposo amado, Charleson M. Poier! Obrigada por todo encorajamento e paciência! Por todo esforço em me fazer sentir tranquila para continuar e finalizar este projeto! Amo você!

RESUMO

POIER, Paloma H. **Avaliação da oscilação corporal e marcha de idosos com a utilização de um andador com suporte de tronco desenvolvido na UTFPR.** 2013. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2013

Introdução: A instabilidade postural é uma das causas de incapacidade no indivíduo idoso e o uso de andadores é uma das estratégias para gerar maior estabilidade e segurança na manutenção da postura ortostática e na realização da marcha. Existem atualmente andadores considerados especiais por utilizarem coletes e sistemas de sustentação ou suporte parcial do corpo. Apesar dos benefícios da utilização destes andadores, estes apresentam alto custo. Com o intuito de se apresentar uma alternativa de qualidade e baixo custo, desenvolveu-se um andador com suporte de tronco confeccionado com PVC na UTFPR. O suporte de tronco acoplado ao andador tem o objetivo de suportar o peso do usuário no caso de uma queda. **Objetivo:** Avaliar a influência da utilização do andador desenvolvido com suporte de tronco, na oscilação corporal e marcha de idosos com instabilidade postural. **Método:** Foram realizados testes visando analisar a resistência mecânica do material utilizado e ensaios com o andador já construído. O PVC mostrou ser um material com alta resistência nos testes de flexão e impacto. A massa máxima suportada pelo andador no teste realizado foi de aproximadamente 226 kg. Após a avaliação do equipamento, 9 idosos com instabilidade postural foram submetidos à avaliação da oscilação corporal ou estabilometria e, 3 idosos à análise de marcha, sem e com a utilização do andador desenvolvido. **Resultados:** Com a utilização do andador desenvolvido houve diminuição da oscilação corporal em todos os idosos participantes. Sem a utilização do equipamento o valor médio da estabilometria foi de 10,297 cm² e com o andador foi de 3,264 cm². Na avaliação da análise de marcha com sensores acelerômetros localizados na articulação do quadril, sem o andador desenvolvido, os idosos tiveram uma maior extensão e menor flexão e, com o andador estes valores inverteram-se. Com o andador, a média da flexão direita passou de 15,33° para 20,67° e a extensão de 10° para 7,33°. O tempo necessário para realização de um percurso de 12 metros foi maior com a utilização do andador desenvolvido. Os resultados apontam para uma melhora na estabilidade e equilíbrio do idoso com a utilização do andador. A análise da marcha demonstrou uma reorganização da amplitude da passada, mas sem uma alteração significativa.

Palavras-chave: Idoso; Equilíbrio postural; Andador; Tecnologia Assistiva.

ABSTRACT

POIER, Paloma H. **Evaluation of body sway and gait of the elderly using a walker with trunk support developed at UTFPR.** Dissertation-Graduate Program in Biomedical Engineering, Federal University of Technology-Paraná. Curitiba, 2013

Introduction: Postural instability is one of the causes of disability in the elderly and the use of walkers is one of the strategies to generate greater stability and safety in the maintenance of orthostatic posture and gait. There are currently walkers considered to be special because they have braces and support systems or offer partial support of the body. Despite the benefits of using these walkers, they are very expensive. In order to present an alternative of quality and low cost, a walker with trunk support was developed, made of PVC. The trunk support attached to the walker is intended to support the weight of the user in the event of a fall. **Objective:** To evaluate the influence of the use of the walker with trunk support on body sway and gait of the elderly with postural instability. **Method:** Tests were carried out to analyze the mechanical resistance of the material used as well as the structure of the walker. PVC has proven to be a material with high resistance when submitted to flexion and impact tests. The maximum mass supported by the walker in the test was approximately 226 kg. After testing the equipment, 9 elderly with postural instability were submitted to evaluation of the body sway or stabilometry, and 3 elderly to gait analysis, with and without the use of the walker developed. **Results:** Using the walker there was a decrease of body sway in all elderly participants. Without the use of the equipment the stabilometry average value was 10,297 cm² and when using the walker it was 3.264 cm². In the evaluation of gait analysis with accelerometer sensors located at the hip joint, without the walker the elderly had greater hip extension and lower hip flexion and, with the walker the results had inverted values. For that, the average flexion on the right hip rose from 15.33° to 20.67° and the extension decreased from 10° to 7.33°. The time needed to finish a course of 12 meters was higher using the walker. The results point to an improvement in stability and balance for the elderly using the walker. The gait analysis demonstrated a reorganization of the length of the stride but without a significant change.

Keywords: elderly; postural balance; walker; assistive technology.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ciclo da marcha iniciado com o toque do calcanhar direito e finalizado com o mesmo.....	21
Figura 2 - Ciclo de marcha e suas subdivisões de apoio unipodálico e duplo apoio, fase de balanço ou de oscilação.	22
Figura 3 - Subdivisões das fases de apoio e balanço	22
Figura 4 – Passo, passada e largura do passo, entre 8 a 10 cm	23
Figura 5 - Ângulo do pé.....	23
Figura 6 - Modelo biomecânico bidimensional 1 – ângulo de inclinação da pelve lateral (relação entre o eixo vertical e o segmento da pelve); 2 – ângulo do quadril; 3 – ângulo do joelho.	26
Figura 7 - Sistema Vicon®, marcadores reflexivos e câmeras.....	34
Figura 8 - Plataforma de força.....	34
Figura 9 – Funcionamento do acelerômetro.....	35
Figura 10 – Sinais obtidos pelos acelerômetros nos três eixos de uma marcha. Fase de balanço (SW), apoio (ST), contato inicial (IC) e contato final (EC).....	36
Figura 11 - (a) andador comum ; (b) andador comum com roda.....	38
Figura 12 - (a) andador com assento; (b) andador especial.....	38
Figura 13 - "Dinâmico".....	40
Figura 14 - NF Walker	41
Figura 15 - <i>Smart Mobile Walker</i>	44
Figura 16 - (a) Estruturas do andador; (b) Andador desenvolvido e estrutura de aço	47
Figura 17 - Fixação dos rodízios. (a) rodízio utilizado (b) sistema de fixação	48
Figura 18 - Dimensões do andador	49
Figura 19 - Sistema de sustentação.....	50
Figura 20 – Coletes comerciais (a)Cadeirinha para escalada (b) cinto para segurança em altura.....	50
Figura 21 - Costura em “x”utilizada nos equipamentos de segurança em altura.....	51
Figura 22 – Fragilidade apresentada na costura realizada no neoprene®.....	51
Figura 23 - Colete desmontado; à esquerda a parte posterior, ao meio a parte inferior e à direita a parte frontal	52
Figura 24 - Produto final: (a) vista anterior, (b) vista posterior.....	52

Figura 25 - Ensaio de flexão: indicar no desenho: maquina de ensaio universal, suportes, célula de carga e tubo.	54
Figura 26 - Posições de liberação do martelo no ensaio de impacto.	55
Figura 27 - ponto 8 - local no qual a carga deve ser aplicada.....	55
Figura 28 – sistema de ensaio para avaliação da resistência mecânica do equipamento.....	56
Figura 29 - Testes iniciais com adulto jovem sem deficiência. Observação da marcha em diferentes direções.	57
Figura 30 - Adulto jovem com doença degenerativa, transferência para posição sentada	57
Figura 31 - Diagrama em blocos de um sistema básico de Estabilometria; 1- Plataforma de força vertical (3 células de carga de 100kgf); 2- Filtro passa baixa de 40 Hz; 3- Amplificador de três canais; 4- Conversor Analógico/Digital de 12 bits; 5- Computador compatível.	60
Figura 32 - Plataforma de força para aquisição de dados estabilométricos – Footwork®.....	60
Figura 33 - Interface do <i>software</i> Footwork®	61
Figura 34 – Representação gráfica da variação de posição do centro de pressão ...	62
Figura 35 – Arranjo para Estabilometria	62
Figura 36 - avaliação do usuário com plataforma de força (a) Idosa do grupo 1; (b) Idoso do grupo 2	63
Figura 37 - avaliação do usuário com plataforma de força com andador desenvolvido com idosa do grupo 2.....	64
Figura 38 - (a) Cinto elástico; (b) Receptor; (c) Sensor.....	65
Figura 39 - Interface <i>Software</i> Biofeed.....	65
Figura 40 - Gráfico do movimento gerado no Biofeed®	66
Figura 41-Avaliação Biofeed® com o andador desenvolvido	67
Figura 42 – Análise da amplitude de movimento de flexão e tempo realizado com os sensores.....	68
Figura 43 - Extensão do Quadril.....	68
Figura 44 - Deformação ocorrida no PVC após o ensaio de flexão.....	71
Figura 45 - (a)Corpos de Prova para lançamento a 30°. (b) Corpos de Prova para lançamento a 45°.	72

Figura 46 – Simulação de aplicação de carga no andador: (a) posicionamento do cilindro), (b) registro da pressão máxima aplicada	73
Figura 47 - Deformação elástica do andador desenvolvido	74
Figura 48 - Fita de poliéster.....	74
Figura 49 - Sistema de sustentação com a inserção de fita para aumento da segurança do usuário.....	75
Figura 50 – Sistema de sustentação: (a) voluntário na posição ortostática com a fita de sustentação e (b) se utilizando do cinto de segurança.....	75
Figura 51 – Representação gráfica da estabilometria, sem a utilização do andador desenvolvido.	78
Figura 52 –Representação gráfica da estabilometria, com a utilização do andador desenvolvido.	79

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Instrumento de medida da independência funcional (MIF) - Sistema de pontuação da locomoção com 7 pontos - Versão 5.5	33
Quadro 2- Características técnicas da plataforma de força utilizada	61
Quadro 3 - Variáveis Biofeed	67
Quadro 4 - Etapas da avaliação com o usuário.....	69

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Médias das idades, massas e alturas dos participantes.....	58
Tabela 2 - Carga máxima promovida pelo cilindro pneumático e suportado pelo andador.....	73
Tabela 3 - N° de sujeitos em cada grupo	76
Tabela 4 - Média de idades por escores MIF	76
Tabela 5 - Estabilometria x MIF e idade – sem a utilização do andador	78
Tabela 6 - Estabilometria sem a utilização do andador.....	79
Tabela 7 - Estabilometria com a utilização do andador desenvolvido.....	80
Tabela 8 - Média da estabilometria do grupo 1 e 2 sem o andador (S/A) e do grupo 2 com o andador (C/A)	81
Tabela 9 - Valores da ADM de flexão e extensão e tempo para percorrer 12 metros - avaliação durante a marcha, sem a utilização do andador	81
Tabela 10 - Valores da ADM de flexão e extensão e tempo para percorrer 12 metros, com a utilização do andador desenvolvido.....	82
Tabela 11 - Médias dos três grupos dos valores da ADM de flexão e extensão e tempo para percorrer 12 metros; Grupo 1 (MIF 7-5); Grupo 2 (MIF 4-2) – S/A – sem o andador; C/A – com o andador.	82

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
1.2 JUSTIFICATIVA	15
1.1 OBJETIVOS	17
1.1.1 Objetivo Geral	17
1.1.2 Objetivos Específicos	17
1.1.3 Estrutura da dissertação.....	17
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	19
2.1 MARCHA HUMANA	19
2.1.1 Descritores da marcha humana	20
2.1.2 Características da marcha do idoso	24
2.1.3 Instabilidade Postural e ocorrência de quedas	28
2.1.4 Análise de marcha.....	30
2.2 TECNOLOGIA ASSISTIVA	36
2.2.1 Análise dos andadores comerciais	39
2.3 REVISÃO DE LITERATURA SOBRE ANDADORES	41
3 MATERIAIS E MÉTODOS	46
3.1 DESENVOLVIMENTO DO ANDADOR	46
3.1.2 Sistema de sustentação	49
3.1.3 Colete	50
3.2 AVALIAÇÕES.....	53
3.2.1 Avaliação da resistência e funcionalidade mecânica do conjunto	53
3.2.1.1 Avaliação da resistência do PVC	53
3.2.1.2 Avaliação da capacidade de sustentação de carga do andador	55
3.2.1.3 Avaliação do sistema de sustentação	56
3.2.2 Avaliações da influência do uso do andador na estabilidade postural e realização da marcha do idoso.....	57
3.2.2.1 Avaliação qualitativa – Medida da Independência Funcional (MIF).....	58
3.2.2.2 Avaliações quantitativas – Estabilometria e Análise de marcha	59
3.2.2.3 Estabilometria - Protocolo de avaliação	60
3.2.2.4 Análise de marcha com utilização de sensores acelerômetros	64
3.2.2.5 Etapas das avaliações com o usuário	68
3.2.2.6 Apresentação dos dados das avaliações com o usuário.....	69

4 RESULTADOS.....	71
4.1 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA E FUNCIONALIDADE MECÂNICA DO CONJUNTO	71
4.1.1 Resistência do PVC	71
4.1.2 Avaliação da capacidade de sustentação de carga do andador	72
4.1.3 Avaliação do sistema de sustentação	74
4.2 AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO USO DO ANDADOR NA ESTABILIDADE POSTURAL E REALIZAÇÃO DA MARCHA.....	76
4.2.1 Avaliação qualitativa - Medida da Independência Funcional no Item Locomoção.....	76
4.2.2 Avaliações quantitativas – estabilometria e análise da marcha.....	77
4.2.2.1 Valores da estabilometria	77
4.2.2.2 Análise de marcha.....	81
5 DISCUSSÃO	83
5.1 METODOLOGIA DE AVALIAÇÃO E EFICIÊNCIA DO PROTÓTIPO.....	83
5.2 ANÁLISES DE CUSTOS.....	87
5.3 APLICABILIDADE DO PROTÓTIPO.....	87
6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	89
REFERÊNCIAS.....	91
APÊNDICE A	98
ANEXO A.....	100

1 INTRODUÇÃO

O termo idoso refere-se às pessoas com idade acima de 65 anos, segundo o critério cronológico (PEREIRA; BALDONI, 2011). Envelhecimento é o processo natural de degeneração do corpo e suas funções, e segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS) trata-se de “um processo sequencial, individual, cumulativo, irreversível, universal, não patológico de deterioração de um organismo maduro, próprio a todos os membros de uma espécie, de maneira que o tempo o torne menos capaz de fazer frente ao estresse do meio ambiente” (CIOSAK et al., 2011).

Atualmente os idosos estão em maior número na sociedade devido ao aumento da expectativa de vida, gerada por melhores condições de saúde da população geral. Segundo dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) a população acima de 65 anos aumentou de 5,9% no ano 2000 para 7,4% em 2010, enquanto a população jovem declina em porcentagem. O grupo etário que mais cresceu numericamente no Brasil (49,3%), no período 1991-2000, foi o das pessoas com mais de 75 anos. Fez-se necessária a criação do termo “quarta idade” para distinguir este subgrupo da população idosa (BALTES; SMITH, 2003). O sul e sudeste são as regiões com maior parcela de idosos, sendo 8,1% da população com idade superior a 65 anos (IBGE, 2011).

A população idosa, portanto, é um grupo heterogêneo no que diz respeito à funcionalidade, potencialidade e dificuldades (CIOSAK et al., 2011). Há também uma diferença entre o próprio processo do envelhecimento, sendo este dividido em Senescência e Senilidade. A Senescência é o processo progressivo e natural de desgaste dos sistemas e funções do corpo humano e a Senilidade envolve as patologias e sintomatologias que prevalecem na população idosa (CIOSAK et al., 2011).

Segundo a Pesquisa Nacional sobre Condições de Funcionamento e Infraestrutura nas Instituições de Longa Permanência para Idosos, ILPIs, realizada pelo Instituto de Pesquisa Econômica Aplicada (IPEA), com apoio da Secretaria Especial de Direitos Humanos (SEDH) e do Conselho Nacional de Pesquisa (CNPq) em 2009, os moradores de instituições privadas, em média, tem como característica a idade superior a 80 anos e desordens patológicas diversas que dificultam a convivência familiar, necessitando de um local com maior acessibilidade e assistência (IPEA, 2011).

Apesar do envelhecimento não ser sinônimo de doença, esta parcela da sociedade apresenta altos índices de patologias degenerativas que acarretam em diminuição da funcionalidade e independência (CANÇADO; HORTA, 2002). Há o envelhecimento do Sistema Nervoso Central e com ele uma série de dificuldades sensoriais e motoras (CARDOSO et al., 2008).

Entre as patologias comumente encontradas nos idosos estão as alterações de marcha e a instabilidade postural sendo a queda a principal consequência destas. De acordo com Ricci et al. (2010) as quedas podem ocorrer por fatores intrínsecos, tais como a idade, ou gênero, déficit de equilíbrio e marcha, baixa aptidão física, deficiência cognitiva e o uso de diversos medicamentos simultaneamente.

Para diminuir a ocorrência de quedas, muitos idosos utilizam dispositivos auxiliares de marcha – bengalas, andadores. Atualmente existem andadores que utilizam de sistemas de suporte de tronco para aumentar a segurança e estabilidade durante a realização da marcha. Porém estes andadores tem sua utilização limitada no Brasil pela falta de conhecimento dos profissionais e cuidadores e principalmente devido ao preço elevado.

1.1 JUSTIFICATIVA

A população idosa está crescendo e conseqüentemente há maior ocorrência de doenças crônicas degenerativas (SIQUEIRA et al., 2007). Segundo as projeções do IBGE do censo de 2010, o Brasil está rapidamente tornando-se um país de idosos. Em 2050, estima-se que para cada 100 crianças de 0 a 14 anos existirão 172, 7 idosos (IBGE, 2008). Devido a esta crescente demanda buscam-se ações que auxiliem o idoso na realização de suas tarefas, na manutenção de sua independência e qualidade de vida.

O envelhecimento é um processo natural que pode trazer desafios e novas necessidades de adaptações no cotidiano do indivíduo, porém em alguns casos ocorre o envelhecimento patológico que fragiliza o idoso e implica em intervenções e cuidados específicos (SAS/MG, 2006). Os profissionais de geriatria e gerontologia utilizam o termo idoso frágil para definir uma condição em que o mesmo apresenta forte prevalência ou risco de quedas, fraturas, dependência, institucionalização e morte (TEIXEIRA, 2008).

Buksman et al. (2008) realizaram pesquisa bibliográfica com 271 artigos sobre queda na população idosa. Os estudos apontam que aproximadamente 30% da população com mais de 65 anos cai ao menos uma vez por ano. Acima de 74 anos a estimativa aumenta para 35 % e acima de 85 anos para 51% (SANGLARD et al., 2004, p.150). Em 40% a 60% dos eventos, há ocorrência de lesões musculoesqueléticas. Em 5% dos casos há fratura, em geral nos ossos do fêmur, úmero, rádio distal e costelas.

Ainda conforme a revisão bibliográfica de Buksman et al. (2008), os idosos que já caíram estão sujeitos a um risco maior de segunda queda, devido a insegurança para a deambulação e para a realização de suas atividades cotidianas. O medo de cair passa a ser uma causa da queda e uma barreira psicológica para a execução de atividades (BARBOSA, 2001). Medeiros e Araújo (2004) realizaram análise do domicílio de 6 idosos que sofreram quedas no domicílio e que estavam em tratamento devido aos traumas decorrentes do episódio. Segundo a análise, as casas não apresentavam nenhuma adaptação ou tecnologia de apoio para promover maior grau de segurança e prevenir novas quedas.

Como consequência das quedas, o idoso perde a confiança na capacidade de realizar a marcha segura, resultando em déficit funcional e emocional. Na tentativa de minimizar os riscos de queda o idoso diminui a participação em atividades de interesse e passa a isolar-se socialmente (VILELA et al., 2008).

Segundo as recomendações do Ministério da Saúde (BRASIL, 2007) sobre as medidas utilizadas na prevenção de quedas, está a utilização dos dispositivos auxiliares de marcha.

Os andadores, segundo Schmitz (2010), são usados para “melhorar o equilíbrio e aliviar o apoio de peso, de forma completa ou parcial, sobre o membro inferior.” O mesmo também afirma que os andadores são os dispositivos auxiliares de marcha que melhor contribuem no aumento da estabilidade. Juntamente com a contribuição do uso do andador, os treinos locomotores que se baseiam na sustentação parcial de peso apresentam resultados positivos no equilíbrio estático e dinâmico e conseqüentemente auxiliam na realização da marcha funcional. Outra vantagem do suporte do tronco são os efeitos psicológicos na diminuição do medo da queda (SCHMITZ, 2010).

1.2 OBJETIVOS

Devido a importância de prevenir as quedas em idosos e favorecer sua independência e qualidade de marcha, avaliou-se um andador com um sistema de suporte de tronco, desenvolvido no Laboratório de Tecnologia Assistiva da UTFPR por uma equipe multidisciplinar.

1.2.1 Objetivo Geral

- Avaliar a influência da utilização de um andador com suporte de tronco, na oscilação corporal e marcha de idosos com instabilidade postural, desenvolvido na UTFPR.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Avaliar a estrutura e resistência de um andador com suporte de tronco desenvolvido na UTFPR;
- Avaliar a oscilação corporal com e sem a utilização do andador;
- Avaliar a amplitude de movimento do quadril, de flexão e extensão, durante a realização da marcha, com e sem a utilização do andador desenvolvido;
- Avaliar o tempo para percorrer 12 metros, com e sem a utilização do andador desenvolvido.

1.2.3 Estrutura da dissertação

No capítulo 2 a marcha humana e sua terminologia são apresentadas para subsidiar o conhecimento sobre a marcha característica do idoso. A análise de marcha também é abordada. Os dispositivos auxiliares de marcha presentes no mercado são analisados e uma revisão de artigos sobre as pesquisas desenvolvidas nessa área são discutidos.

Os métodos utilizados para a escolha dos materiais e avaliação do andador são expostos no capítulo 3, bem como os procedimentos de avaliação com o usuário idoso. No capítulo 4 são exibidos os resultados das avaliações realizadas com relação a resistência mecânica e ao comportamento da marcha e equilíbrio do idoso na utilização do andador. A discussão a respeito dos resultados e suas relações com pesquisas já desenvolvidas é abordada no capítulo 5. Por fim, a conclusão desta pesquisa e sugestões de novas oportunidades de estudos a partir deste.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo são abordados os aspectos referentes à marcha humana, sua terminologia, a marcha normal do idoso e os métodos de análise utilizados. Também são apresentados os dispositivos auxiliares de marcha como equipamentos de Tecnologia Assistiva, as opções comerciais e um levantamento de artigos sobre andadores para idosos.

2.1 MARCHA HUMANA

A marcha é o principal método de locomoção natural dos seres humanos e, no ponto de vista evolutivo, um elemento essencial para a manutenção da vida (PATLA, 2004; SIMONEAU, 2011). Também referida como o ato de deambular ou caminhar, é composta por uma sequência de movimentos cíclicos dos segmentos corporais, que se repetem a cada passo, fazendo com que o indivíduo adquira um padrão de deslocamento, mantendo-o em constante progresso para alguma direção (SÁNCHEZ-LACUESTA, 1993; WHITTLE, 1991; LEHMKUHL; SMITH, 1989). Trata-se do conjunto de movimentos do corpo humano em postura bípede realizados nos eixos x, y e z, a partir do centro de massa, que produzem um meio funcional de condução pelo espaço (WINTER, 1991; LIEBER, 1992).

O caminhar independente é um dos principais fatores que propiciam a autonomia dos indivíduos e depende da maturação neuromuscular para o desenvolvimento das habilidades motoras necessárias. Para que o sujeito seja capaz de realizar um padrão eficaz de marcha são necessários que diferentes sistemas estejam em sincronia, devidamente controlados por um complexo sistema neural (PERRY, 1992; SIMONEAU, 2011).

O movimento inicia-se com a ativação no Sistema Nervoso Central (SNC), em seguida o sinal elétrico é transmitido para o Sistema Nervoso Periférico que produz a contração muscular e conseqüentemente a movimentação articular. A movimentação músculo-esquelética origina a mudança de posição dos segmentos, e, no contato do pé com o chão, inicia-se a força de reação do solo (ROSE; GAMBLE, 1998; VAUGHAN et al., 1992).

Juntamente com estes eventos sequenciais os canais sensoriais dão informações a respeito do meio e regulam as reações diante dos acontecimentos externos (VAUGHAN, 2003). O processamento sensorial dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo, permite o equilíbrio estático e dinâmico indispensáveis para o caminhar (PRINCE et al., 1997; SIMONEAU, 2011).

Em termos gerais, os componentes existentes para promover um caminhar eficiente são a capacidade de manter-se em posição inicial ortostática, o suporte da massa corporal feito pelos membros inferiores através da regulação do tônus – especialmente dos músculos anti-gravitacionais, a produção e manutenção do ritmo locomotor, o controle dinâmico do equilíbrio do corpo em movimento, a projeção do corpo na direção desejada e as respostas adaptáveis em conformidade com a demanda externa (PATLA, 2004; SHIMITZ, 2010). Outro fator apontado por Patla (2004) como essencial para a marcha funcional é a capacidade de iniciá-la e interrompê-la.

Para melhor compreensão dos elementos observadas no caminhar, são apresentados os termos utilizados no estudo da marcha.

2.1.1 Descritores da marcha humana

Como já dito, a deambulação configura-se como uma sequência de ciclos ordenados, que se repetem de forma indefinida, durante a locomoção do sujeito no espaço (LEHMKUHL; SMITH, 1989). Para compreender cada elemento que compoem um único ciclo de marcha, cada etapa é apresentada a seguir.

Quando o individuo está na posição ortostática, preparando-se para iniciar o movimento da marcha, está em uma posição de **apoio duplo**. O movimento seguinte de levantar e deslocar um dos membro inferiores para a frente é chamado **balanço**, sendo que o membro contralateral mantém a **posição de apoio** (FIGURA 1). A distância entre o pé que realiza o passo e o pé de apoio é chamada de **amplitude do passo** e refere-se a amplitude da articulação do quadril. Um **passo** é a distância calculada entre o local do primeiro contato com o solo, realizado pelo calcanhar de referência, até o local de contato do calcanhar contralateral (LEHMKUHL; SMITH, 1989; SIMONEAU, 2011).

O **ciclo de marcha** completo (FIGURA 2) inicia quando um dos calcanhares toca o solo, no momento do ponto 0%, e é finalizado quando o mesmo calcanhar de referência apoia-se novamente, no momento 100% (SIMONEAU, 2011). É também chamado de **passada**.

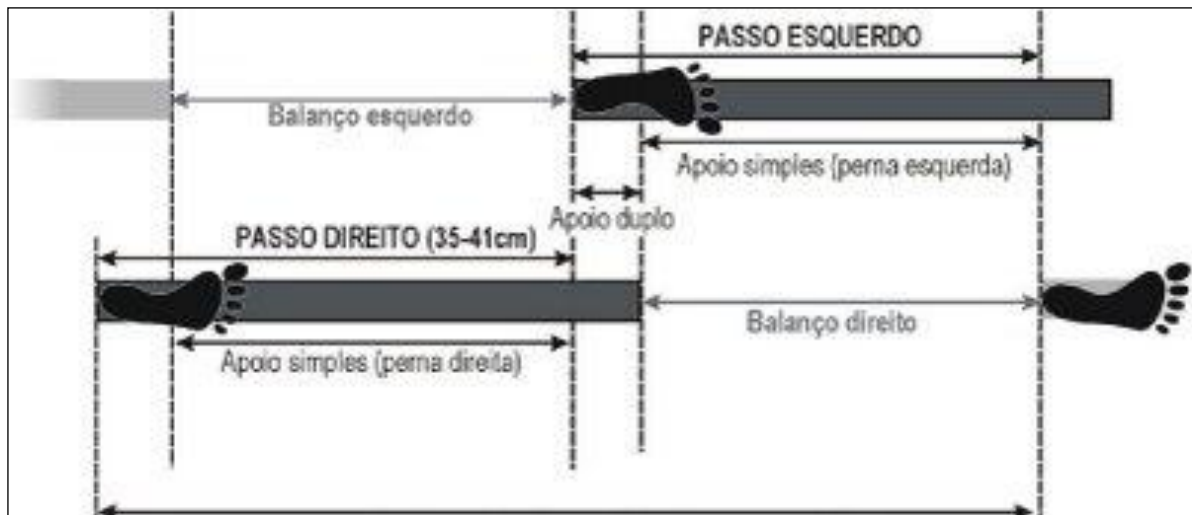


Figura 1 - Ciclo da marcha iniciado com o toque do calcanhar direito e finalizado com o mesmo.

O ciclo é dividido, portanto, em uma fase de apoio unipodal, quando o pé está em contato com o solo, e a outra de balanço, quando o pé está elevado e períodos de duplo apoio, momento em que os dois pés estão em contato com o solo. No ciclo de marcha a fase de apoio ocorre durante 60% do tempo enquanto o balanço ocorre em 40% (SIMONEAU, 2011).

Conforme ilustrado nas figuras 2 e 3, as fases de apoio e balanço apresentam subdivisões. A fase de apoio ocorre em cinco momentos tomando um dos pés como referência, sendo estes: (1) contato do calcanhar; (2) o pé plano ou resposta à carga; (3) o apoio médio, no qual há total apoio do peso corporal sobre o membro de referência e quando o pé contralateral está iniciando um passo; (4) o desprendimento do calcanhar, ou apoio final e; (5) o desprendimento dos dedos, ou pré-balanço.

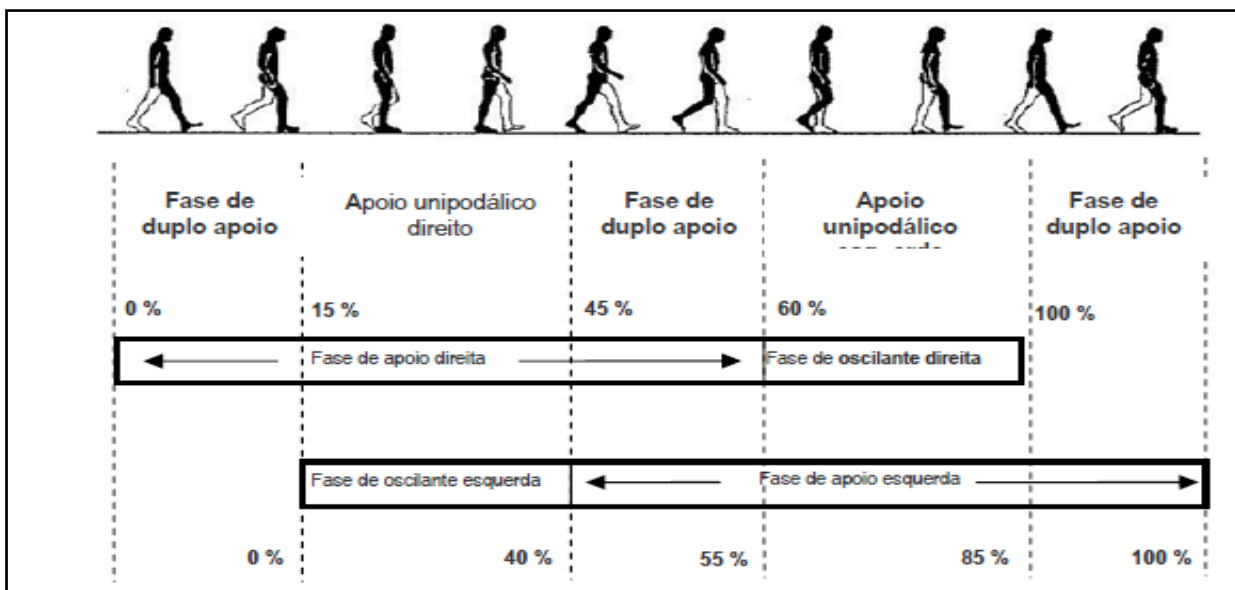


Figura 2 - Ciclo de marcha e suas subdivisões de apoio unipodálico e duplo apoio, fase de balanço ou de oscilação.
Fonte: Inman et al., (1981)

Já o período de balanço (FIGURA 3) ocorre em três tempos sendo o primeiro o balanço inicial, o segundo o balanço médio e o último o balanço final ou terminal (SIMONEAU, 2011).

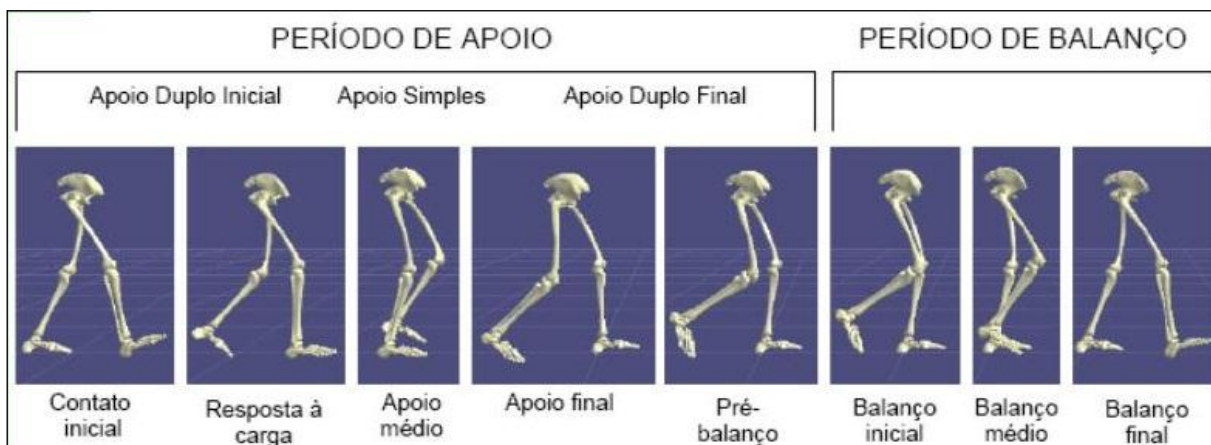


Figura 3 - Subdivisões das fases de apoio e balanço
Fonte: Barela (2005)

Os **comprimentos de passo** e **passada** são as variáveis primárias de espaço no estudo da marcha. Segundo Caromano e Mashimo (2002) o comprimento da passada de um adulto é aproximadamente de 1,41m. A **largura do passo** refere-se à distância entre o centro dos dois calcanhares, no sentido do tamanho da base, e tem o valor em média de 8 a 10 cm (FIGURA 4) (SIMONEAU, 2011).

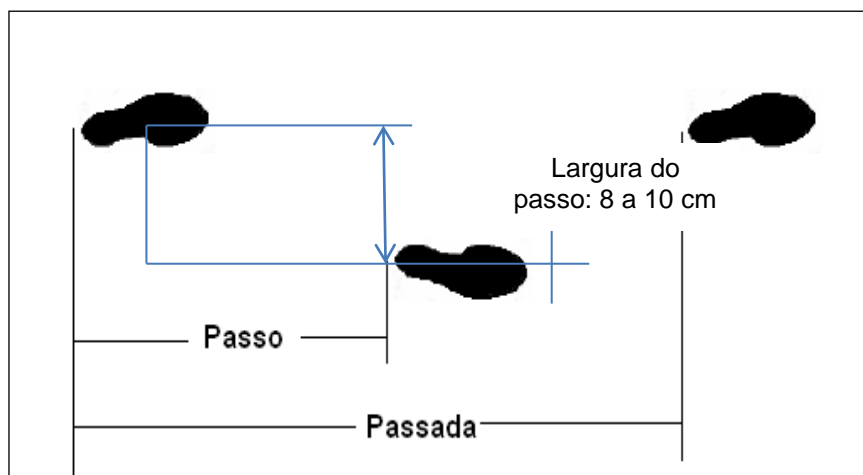


Figura 4 – Passo, passada e largura do passo, entre 8 a 10 cm
Fonte: Perry (2005)

Dentre os descritores temporais estão a **cadência**, ou ritmo do passo, o **tempo da passada** e **tempo do passo**. Cadência refere-se à quantidade de passos realizados em um tempo estimável, por exemplo, a quantidade de passos realizados por minuto (SIMONEAU, 2011).

A **velocidade da marcha** traz componentes espaciais e temporais, determinados pelo tempo de realização da marcha em determinado percurso. Pode ser mensurada através de dados sobre o tamanho do percurso e tempo necessário para percorrê-lo, ou também multiplicando a cadência pelo comprimento do passo. Altera-se de pessoa para pessoa, devido as diferentes características antropométricas. A velocidade média para adulto saudável é de 1,37 m/s (SIMONEAU, 2011).

O **ângulo do pé** (FIGURA 5), na população geral, varia entre 5 a 7 graus (SIMONEAU, 2011).



Figura 5 - Ângulo do pé
Fonte: Lehmann (1994)

O conhecimento das articulações e seus respectivos ângulos de movimentação são importantes para a compreensão da marcha, portanto, são abordados a seguir os aspectos biomecânicos.

Biomecânica é o estudo dos sistemas biológicos sob a perspectiva da mecânica estática e dinâmica (HAMILL; KNUTZEN, 2008). Existem inúmeros estudos sobre a biomecânica da marcha humana nos aspectos cinemáticos e cinéticos, lineares ou angulares. A primeira preocupa-se em descrever a geometria dos movimentos do corpo ou dos segmentos e suas relações com dados a respeito da posição, velocidade e aceleração. Já a cinética tem por objetivo mensurar as forças existentes nos movimentos. Alguns métodos de análise de marcha determinam tanto dados cinéticos quanto cinemáticos (NORKIN, 2010).

Os movimentos cinéticos ou cinemáticos lineares são os de translação em que todos os pontos do corpo ou seguimento se movimentam na mesma distância e intervalo de tempo em um trajeto retilíneo ou curvilíneo. Já nos angulares, diferentes regiões do mesmo corpo ou seguimento estão em planos diferentes e movimentam-se em diferentes distâncias em determinado intervalo de tempo (HAMILL; KNUTZEN, 2008).

2.1.2 Características da marcha do idoso

Com o aumento da população idosa e o crescimento consequente das intervenções a ela destinada, avançaram os estudos de padrões biomecânicos e de referência do que seria considerado normal na senescência (MASHIMO; CAROMANO, 2002). Os estudos são justificados pelo fato de que mesmo que o idoso apresente um caminhar eficiente, certas mudanças ocorrem diferenciando esta população das demais (SIMONEAU, 2011).

Segundo Mashimo e Caromano (2002) os fatores temporais e espaciais da marcha do idoso modificam-se para gerar maior estabilidade e segurança em sua execução. Os autores indicam que as pesquisas com dados consistentes sugerem que o indivíduo idoso saudável apresenta redução da velocidade da marcha, tanto no caminhar livre – sem pré-determinação de velocidade - quanto no caminhar rápido.

Os fatores que definem a velocidade da marcha são a amplitude da passada e a cadência, sendo que em idosos que não apresentam patologias, bem como em adultos jovens, a relação é sempre linear. Com o aumento do tamanho da passada em um espaço pré-determinado, há maior velocidade. Do mesmo modo, se há aumento da cadência, com mesmo comprimento de passada a velocidade aumenta (MASHIMO; CAROMANO, 2002). As mulheres, em geral, idosas ou adultas, apresentam cadência rápida, como mecanismo de compensação de um menor comprimento de passada.

Entre os anos de 1964 e 1971, um grupo de pesquisadores analisou a interferência da idade e sexo. Com relação as pessoas acima de 65 anos, a pesquisa apontou que tinham a marcha mais lenta, passos mais curtos e base alargada. O caminhar tinha ritmo, porém era cauteloso, segundo os pesquisadores como forma de aumentar a estabilidade e segurança. Os idosos permaneciam maior tempo na fase de apoio e menor tempo de oscilação (LEHMKUHL; SMITH, 1989). Segundo Kirkwood et al. (2006) no envelhecimento ocorrem mudanças cinéticas e cinemáticas no ciclo de marcha. Ele cita o estudo realizado por Kemoun e colaboradores, que acompanhou durante um ano 54 idosos não caidores. Após este período, 16 idosos haviam sofrido um episódio de queda e estes apresentaram redução da amplitude articular do quadril e tornozelo. No mesmo estudo observaram nos idosos caidores um aumento da flexão no momento inicial de apoio – contato do calcanhar com o solo – e uma diminuição da extensão no final do apoio, anteriormente ao início da oscilação. Portanto estes idosos apresentavam uma amplitude de extensão muito inferior ao grupo não caidor.

Em revisão realizada por Farinatti e Lopes (2004), os mesmos reuniram dados sobre as mudanças observadas na marcha dos idosos em diferentes pesquisas. Estudo com 1.134 idosos, constatou diminuição da amplitude do passo e aumento da cadência. Um estudo randomizado relacionou a instabilidade durante a marcha com a diminuição da força muscular e limitação da movimentação articular, provocando um aumento de tempo na fase de apoio e menores passadas. Os autores citaram também a pesquisa de Bassey et al. que analisaram idosos institucionalizados. Estes apresentavam diminuição na velocidade da marcha, devido a perda de potência muscular nos membros inferiores. Farinatti e Lopes (2004) citam as pesquisas sobre as relações entre a perda de flexibilidade e diminuição do comprimento do passo e alterações de equilíbrio. Esses autores

relatam o próprio estudo no qual avaliam força muscular, amplitude articular do quadril, comprimento do passo e cadência de 25 idosos, com idade acima de 65 anos. Para a avaliação da amplitude do quadril, utilizaram um goniômetro com o indivíduo em repouso. Os valores de comprimento do passo foram em média 0,70m, sendo o menor valor de 0,52m. A cadência foi apresentada em passos por segundo, sendo em média de 2,44 passo/seg.

Segundo Cristopoliski et al. (2007), as contraturas e perda de força nos músculos extensores no quadril, podem limitar a amplitude de flexão e conseqüentemente a amplitude articular. Esta condição limitaria a amplitude da passada. O artigo cita estudos que relatam um aumento em 5° no ângulo de extensão do quadril em comparação com idosos saudáveis e que a diferença pode chegar a 9 em idosos com histórico de quedas. Os mesmos pesquisadores realizaram avaliação da flexibilidade da articulação do quadril em idosos saudáveis. A marcha de 5 idosos com idade de $67,0 \pm 3,8$ anos era avaliada antes e após a realização de exercícios físicos de flexibilidade. Foram utilizadas câmeras e marcadores reflexivos para a análise da marcha. Os pesquisadores apresentaram uma representação biomecânica de análise das articulações envolvidas conforme a figura 6.

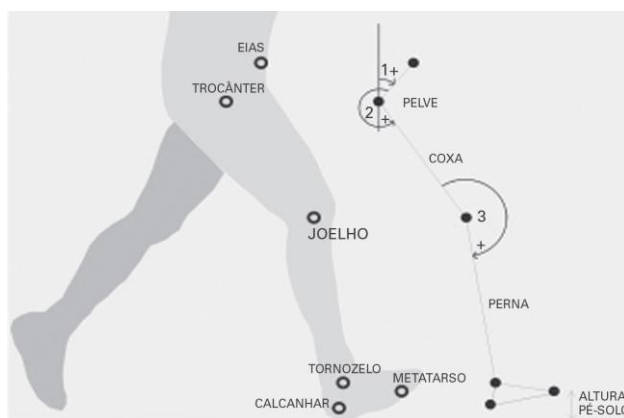


Figura 6 - Modelo biomecânico bidimensional 1 – ângulo de inclinação da pelve lateral (relação entre o eixo vertical e o segmento da pelve); 2 – ângulo do quadril; 3 – ângulo do joelho.
Fonte: Cristopoliski et al. (2007)

Os resultados apresentaram valores de pico para extensão e flexão do quadril e valores médios da amplitude articular da mesma. O valor do pico de extensão do quadril foi, em graus, $10,3^\circ \pm 2,8^\circ$ antes do exercício e após $14,2^\circ \pm 3,7^\circ$. O valor do pico de flexão foi $20,8^\circ \pm 5,3^\circ$ antes do exercício e $16,1^\circ \pm 2,9^\circ$ após. Os valores médios da amplitude articular do quadril foram de $31,0^\circ \pm 5,3^\circ$ antes da realização

dos exercícios e de $29,7^\circ \pm 5,4^\circ$ após. Os pesquisadores relataram que a diferença não foi significativa.

Lesões ou patologias no sistema nervoso, ou no sistema musculoesquelético podem impedir ou dificultar a marcha, sendo necessárias adaptações do indivíduo para a realização de uma marcha funcional. Para a realização da marcha funcional, há maior gasto energético, devido as compensações nas posturas e na utilização de outros grupos musculares (LEHMKUHL; SMITH, 1989). Quando uma patologia interfere nesta habilidade humana, em geral, há também uma diminuição da execução das atividades cotidianas dos mesmos (SHIMITZ, 2010).

As dificuldades na realização independente na marcha são comumente encontradas no idoso comprometendo sua capacidade funcional e autonomia nas demais atividades humanas (FARINATTI; LOPES, 2004). Segundo revisão bibliográfica realizada por Mashimo (2002), 8% a 19% dos idosos apresentam dificuldades na marcha, sendo que há aumento desta prevalência com o avanço da idade. Os problemas na manutenção da realização da marcha são decorrentes de diferentes processos envolvidos no envelhecimento, sendo alguns fatores naturais e outros patológicos.

Dentre os sistemas naturais que tendem a ser comprometidos no envelhecimento estão a diminuição da flexibilidade, força e resistência muscular (FARINATTI; LOPES, 2004). Uma das implicações da redução destes componentes sensório motores são as alterações de marcha, com o aparecimento de compensações características como a necessidade de maior tempo para percorrer determinado percurso e a necessidade de apoio para a locomoção (FARINATTI; LOPES, 2004). Estudos realizados apontam forte correlação entre a independência funcional e a capacidade de realização da marcha segura em idosos (LOJUDICE, 2008).

Guyatt et al. (1985) verificaram em estudo com 43 idosos que há relação positiva entre distância percorrida em período de tempo e desempenho nas atividades cotidianas. Os idosos que percorriam maiores distâncias em 6 minutos também apresentavam maiores escores nas avaliações de atividades de vida diária, tais como vestir-se, alimentar-se e realizar higiene de forma independente.

Atividades de vida diária (AVD) são aquelas desenvolvidas para manutenção do cotidiano das pessoas e refere-se tanto as tarefas elementares de autocuidado, tais como tomar banho, usar o banheiro, quanto mais complexas em termos de

demanda cognitiva e sensório motora, como gerenciar compras ou realizar um passeio. A dificuldade para a realização em alguma dessas tarefas alerta para um possível déficit na capacidade funcional do indivíduo (RIBEIRO; NERI, 2012). Um dos parâmetros indicativos que se relaciona com o declínio no desempenho das AVDs é a velocidade da marcha, pois aponta a ocorrência de mudanças fisiológicas importantes (RIBEIRO; NERI, 2012). Tais mudanças podem ser conseqüentes do envelhecimento natural, e a diminuição esperada de força muscular, ou resultar de processos patológicos que diminuem o equilíbrio, impedem a locomoção independente e favorecem as quedas (RIBEIRO; NERI, 2012). As mudanças no caminhar independente, seja qual for a origem fisiológica, resultam em diminuição do desempenho eficaz nas atividades de interesse do sujeito (RIBEIRO; NERI, 2012).

Em um estudo desenvolvido sobre o desempenho nas atividades de vida diária de indivíduos que sofrem mielopatia progressiva, causada por um agente etiológico viral, acarretando em uma série de alterações motoras e sensoriais, foi possível determinar que a dificuldade na locomoção trouxe severos déficits na capacidade de realização de tarefas cotidianas. De 73 sujeitos, 73% relataram dificuldade para realizar atividades de vestuário e 57,9% as atividades de autocuidado (COUTINHO, 2010).

2.1.3 Instabilidade Postural e ocorrência de quedas

A instabilidade postural é uma das chamadas grandes síndromes geriátricas ou “5 Is”, sendo estas: a Imobilidade, a Instabilidade, a Incontinência, a Insuficiência cerebral e a Iatrogenia (MINAS GERAIS, 2006). Está relacionada à diminuição do equilíbrio por fatores patológicos. É o principal motivo da necessidade de utilização de um dispositivo auxiliar de marcha e um dos fatores causador de quedas nos idosos. Segundo Mochizuki e Amadio (2003), manter a posição ortostática é tão complexo, no aspecto neurofisiológico, quanto realizar algum movimento. Deve haver o controle do centro de gravidade, sobre a base do corpo. A cada variação da postura ou evento inesperado, o sistema vestibular deve ser capaz de enviar informações aos sistemas musculoesqueléticos para as reestruturações voluntárias ou involuntárias na intenção de manter-se equilibrado. Especificamente na postura

ortostática, a linha de força gravitacional passa através do centro de massa, por trás da articulação do quadril e à frente das articulações do joelho e tornozelo. Nesta postura ereta e simétrica as musculaturas requisitadas ativamente são somente as dos gastrocnêmios, devido ao adequado arranjo muscular para bipedismo. Para que o indivíduo seja capaz de realizar esta postura diversos sistemas são requisitados no sentido de criar a estabilidade necessária.

No envelhecimento, esses sistemas são afetados e várias etapas do controle postural podem ser suprimidas, diminuindo a capacidade de adaptação do corpo no espaço (LOJUDICE, 2008). A dificuldade de equilíbrio no idoso tem relação com a diminuição da qualidade das informações sensoriais da visão, audição, vestibular e somatosensorial, sendo a função desta de informar ao corpo sua posição no espaço e as demandas externas existentes (SUÁREZ, 2011). Outros agravantes que contribuem para os desequilíbrios são a existência de lesões e patologias comuns aos idosos e as incapacidades articulares e musculares, que restringem os movimentos e diminuem a velocidade de resposta aos estímulos externos (SUÁREZ, 2011).

A queda é a consequência mais perigosa do desequilíbrio e da dificuldade de locomoção, sendo seguida por fraturas, deixando os idosos acamados por dias ou meses, e também é responsável por 70% das mortes acidentais com pessoas maiores de 75 anos. Além de produzirem importante perda de autonomia e de qualidade de vida entre os idosos, as quedas podem repercutir entre seus cuidadores, principalmente os familiares, que devem se mobilizar em torno de cuidados especiais, adaptando toda a rotina em função da recuperação ou adaptação após a queda. Conforme é citado na literatura, a queda é ocasionada pela diminuição das habilidades de atividade de vida diária, falta de equilíbrio e/ou déficit de atividade física. O exercício físico pode retardar, melhorar ou prevenir a atividade de vida diária (AVD), equilíbrio e marcha, levando à diminuição do risco de queda (FIGLIOLINO et al., 2009). Após uma experiência de queda, o idoso tende a apresentar ansiedade, depressão e insegurança para realizar suas atividades cotidianas (RICCI et al., 2010). Além dos prejuízos físicos, as quedas também acarretam em dificuldades sociais para os indivíduos (FABRICÍO et al., 2004).

Em pesquisa realizada em um hospital público de Ribeirão Preto, com pessoas com 60 anos ou mais, e/ou com seus respectivos cuidadores, verificou-se que 66% das quedas aconteceram nas residências dos idosos (FABRICÍO et al.,

2004), sugerindo a necessidade de criar dispositivos que favoreçam a estabilidade e segurança dos idosos no ambiente domiciliar. Segundo a mesma pesquisa, os indivíduos/cuidadores referem que houve perda significativa na independência nas atividades de vida diária, sendo que na atividade de banho, antes da queda, 70% era independente e, após o evento, apenas 30% retomou esta tarefa.

Comparados com adultos jovens, os idosos tendem a sofrer um aumento significativo da oscilação corporal, mesmo em posição ortostática, assinalando as perdas do controle postural. Também há forte correlação entre as dificuldades de equilíbrio e a manutenção da funcionalidade do idoso. A avaliação da oscilação corporal tem sido utilizada como referência de funcionalidade do idoso, a partir de pesquisa realizada com 1409 idosos de ambos os sexos. Segundo a pesquisa (ERA et al., 1997) idosos com maiores valores de oscilação antero-posterior também apresentavam maior dependência em atividades cotidianas e apresentavam perfil sedentário.

A instabilidade postural e os distúrbios de marcha podem ocasionar outra síndrome geriátrica já citada, a Imobilidade. Esta deve ser evitada ao máximo pois traz consequências negativas importantes. Trata-se da restrição do indivíduo idoso ao leito ou cadeira de rodas por tempo prolongado, podendo levá-lo a óbito (CHAIMOVICZ et al., 2009). Com a imobilização pode haver perda de massa óssea, diminuição da circulação sanguínea, dificuldades respiratórias, aparecimento de escaras nos locais de maior pressão, incontinência urinária e constipação intestinal (CHAIMOVICZ et al., 2009; FIGUEIREDO et al., 2008; BEZERRA, 2010).

2.1.4 Análise de marcha

Existem registros em toda a história humana de descrições sobre a capacidade de andar e do modo que a marcha é adquirida e realizada. Mas a marcha humana passou a ser estudada de forma sistematizada a partir do século XIX, através de observações e descrição dos movimentos e grupos musculares envolvidos (SIMONEAU, 2011).

Todavia, a observação clínica não aponta todas as variáveis da marcha pois esta é fruto de um conjunto de movimentos rápidos e da atuação conjunta de diversos grupos musculares e articulações, coordenadas pelo cérebro. Deste modo,

pesquisadores preocuparam-se em desenvolver métodos de análise mais precisos e objetivos (LEHMKUHL, SMITH, 1989; SIMONEAU, 2011).

No século XX tecnologias foram criadas para que esta análise fosse mais precisa e detalhada (SIMONEAU, 2011). As análises objetivas com o auxílio de equipamentos de monitoramento, sensores de movimento e imagem trazem dados matemáticos importantes na detecção de distúrbios de marcha ou na comprovação da eficácia de determinadas intervenções através de métodos comparativos antes e depois da intervenção proposta (FALOPPA; ALBERTONI, 2008). A análise da marcha consiste portanto na mensuração, descrição e avaliação sistemática do andar, e pode ser: clínica e destinada a um único sujeito ou, científica visando responder questões a respeito de uma patologia ou intervenção (LEHMKUHL; SMITH, 1989). Segundo Faloppa e Albertoni (2008) atualmente a análise completa da marcha do sujeito é requisito primário para qualquer intervenção desta natureza.

As análises de marcha são utilizadas para: (1) auxiliar na compreensão de determinadas patologias que interferem na marcha, (2) auxiliar no “diagnóstico do movimento”, (3) orientar as intervenções necessárias, (4) avaliar a eficácia do tratamento proposto (NORKIN, 2010). Saad et al. (1996) mencionam a utilização de análises de marcha como ferramenta na prescrição e avaliação de dispositivos auxiliares de marcha.

Existem diferentes métodos para realizar as análises de marcha e a escolha do mesmo depende do objetivo e principalmente da disponibilidade de equipamentos e conhecimento de sua aplicação. Os métodos vão desde protocolos e avaliações com questionários preenchidos após observação pelo terapeuta, até sistemas eletrônicos complexos que determinam quantitativamente características da marcha (NORKIN, 2010; SIMONEAU, 2011).

As análises de marcha, ou de movimento, baseiam-se nos estudos biomecânicos cinemáticos e cinéticos e estudo de alterações bioelétricas. As alterações bioelétricas nas atividades musculares são examinadas através da amplificação dos sinais eletromiográficos. Informações fisiológicas do indivíduo como frequência cardíaca e gasto energético, também são relevantes e utilizadas para avaliar a marcha (NORKIN, 2010).

A análise cinemática qualitativa é muito empregada na prática clínica, devido aos recursos mínimos necessários para a sua realização. É um método que demanda pouco tempo e procedimentos simples (NORKIN, 2010). A principal

variável considerada é o deslocamento, sendo que durante a realização do mesmo são observados e descritos os movimentos, os desvios das posturas e os ângulos articulares de referência. Estas análises são norteadas por formulários e chamadas de análises observacionais. São baseadas em estudos biomecânicos e geram dados sobre a marcha do paciente através do olhar do avaliador.

As vantagens destas análises estão no baixo custo e pouca instrumentalização, entretanto a subjetividade e diferenças na habilidade do avaliador conferem baixos níveis de confiabilidade, inclusive sem a publicação da validade dos mesmos em alguns casos. Há necessidade de treinamento para os aplicadores, e sugere-se a utilização de filmagem da análise para que esta possa ser revisada. A avaliação complementar das amplitudes articulares em repouso também auxilia na maior fidedignidade da análise observacional (NORKIN, 2010).

Outros instrumentos qualitativos utilizados são as escalas ou perfis de deambulação, que geram escores relacionados com fatores como nível de dependência ou risco de queda. A Medida da Independência Funcional (MIF) é uma dessas escalas. É utilizada para determinar pontuações de 1 a 7 conforme a necessidade de auxílio para diferentes tarefas. Uma das atividades listadas na MIF é a locomoção (NORKIN, 2010) (QUADRO 1).

<p>Locomoção: Marcha/ Cadeira de rodas: inclui deslocar-se em uma superfície nivelada a partir da posição em pé, ou se estiver usando cadeira de rodas, a partir da posição sentada. Realizar com segurança. Indicar o modo mais frequente de locomoção (marcha ou cadeira de rodas). Se os dois forem usados igualmente, indicar: “Ambas”.</p>
<p>SEM AJUDA</p> <p>7 Independência completa – A pessoa caminha no mínimo 50m sem dispositivos auxiliares. Não usa cadeira de rodas. Desempenho seguro.</p> <p>6 Independência modificada – A pessoa caminha no mínimo 50m, porém usa órtese ou prótese na perna, calçados especiais, muleta ou andador; leva um tempo maior que o razoável ou há considerações sobre a segurança. Quando não caminha, a pessoa opera uma cadeira de rodas manual ou motorizada de forma independente por no mínimo 50m; consegue girar, manobrar a cadeira para a mesa, leito, banheiro; transpõem inclinação de pelo menos 3°; manobra sobre tapetes e soleiras das portas.</p> <p>5 Exceção (deambula dentro de casa) – A pessoa caminha apenas curtas distâncias (no mínimo 17 m) de modo independente, com ou sem um dispositivo. Leva um tempo maior que o razoável ou há considerações sobre a segurança ou opera uma cadeira manual ou motorizada de forma independente somente por curtas distâncias (no mínimo 17 m).</p>
<p>COM AJUDA</p> <p>5 Supervisão Se caminha, a pessoa requer supervisão próxima, orientação ou persuasão para andar no mínimo 50m. Se não caminha, requer supervisão próxima, orientação ou persuasão para percorrer no mínimo 50m na cadeira de rodas.</p> <p>4 Assistência com mínimo contato – A pessoa faz 75% ou mais do esforço de locomoção para percorrer no mínimo 50 m.</p> <p>3 Assistência moderada – A pessoa faz 50% a 74% do esforço de locomoção para percorrer no mínimo 50m.</p> <p>2 Assistência máxima – A pessoa faz 25% a 49% do esforço para percorrer no mínimo 17m. Requer assistência de apenas uma pessoa.</p> <p>1 Assistência total – A pessoa faz menos de 25% do esforço ou requer assistência de duas pessoas, não caminha, nem conduz a cadeira de rodas por um mínimo de 17m.</p>

Quadro 1 - Instrumento de medida da independência funcional (MIF) - Sistema de pontuação da locomoção com 7 pontos - Versão 5.5
Fonte: Norkin, (2010)¹

A análise quantitativa ou objetiva é quase que exclusivamente utilizada em âmbito acadêmico, pois os equipamentos e laboratórios de análise de marcha são caros e inviáveis no cotidiano clínico. Segundo Saad et al. (1996) um laboratório de análise de marcha custa em torno de R\$ 250.000,00. Esses valores pouco se alteraram com o passar dos anos.

Os equipamentos existentes procuram mensurar algum aspecto biomecânico ou fase da marcha. Aspectos que dão informações pertinentes a marcha são:

¹ Reproduzido de “The Uniform Data System for Medical Rehabilitation, uma divisão de UB Foundation Activies, Inc. (UDS). Guide for the Uniform Data Set for Medical Rehabilitation (Including the Fim Instrument) Versão 5.1, Buffalo: UDSMR, 1997, com permissão”.

velocidade, amplitude e equilíbrio. Os equipamentos também podem mensurar algum grupo muscular, como a eletromiografia, para mostrar a ação do músculo envolvido. Porém, no caso da eletromiografia, há um fator limitante em sua utilização, pois os sensores são conectados com fios (NORKIN, 2010).

Equipamentos como o sistema Vicon® utilizam marcadores reflexivos em seguimentos corporais e o sujeito deve caminhar em uma plataforma localizada ao centro de várias câmeras (FIGURA 7). Através da análise das imagens refletidas são observados os dados referentes à marcha (NORKIN, 2010). Além do alto custo, a desvantagem deste método está no fato de que a avaliação deve ocorrer em uma sala específica.

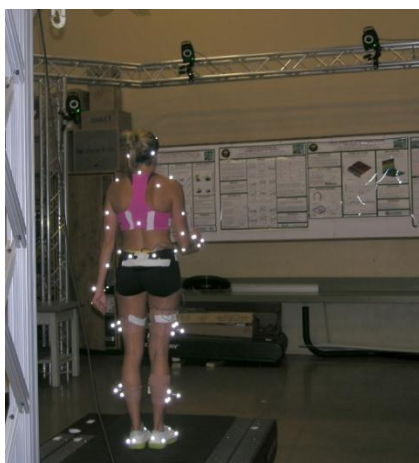


Figura 7 - Sistema Vicon®, marcadores reflexivos e câmeras

Outro instrumento utilizado é a plataforma de força (FIGURA 8) que mensura e aponta as forças envolvidas no caminhar. Trata-se de duas superfícies rígidas, intercaladas e interligadas por sensores de força, como células de carga (BARELA; DUARTE, 2011). Permite análises dinâmicas e estáticas.



Figura 8 - Plataforma de força

Com o intuito de permitir a ampla utilização das análises de marcha ou movimento, novos instrumentos têm sido desenvolvidos, com preço acessível e maior facilidade na aplicação do mesmo. A utilização de acelerômetros para esta

finalidade é uma das estratégias dos desenvolvedores destas tecnologias (NORKIN, 2010; ANDRADE; MUNIZ). São encontrados com preços mais acessíveis para os profissionais e podem ser utilizados em diversos contextos. Acelerômetros são sensores ou transdutores que medem aceleração, e são usados para captar as variações nos eixos x, y e z, dependendo se são uni, bi ou tri axiais. Deste modo, produzem informações a respeito de direção, velocidade, frequência, intensidade e duração dos movimentos dos seguimentos de referência (OLIVEIRA; MAIA, 2001). São constituídos por um componente móvel suspenso por uma estrutura estática. O mecanismo de funcionamento tem o mesmo princípio de um transdutor massa-mola (FIGURA 9). Segundo Figueiredo et al. (2007) “a força exercida pela massa é equilibrada pela mola e, como o deslocamento permitido pela mola é proporcional à força aplicada, a aceleração do corpo é proporcional ao deslocamento da massa”.

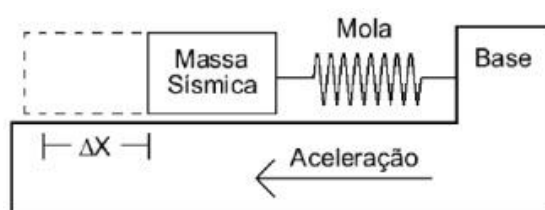


Figura 9 – Funcionamento do acelerômetro
Fonte: Bruxel (2010)

A aplicação na área biomecânica baseia-se no registro das mudanças de posição de um membro ou seguimento corporal. Os sensores captam a aceleração resultante do movimento da atividade realizada, assim como a direção, e, a aceleração gravitacional. De acordo com Figueiredo et al. (2007) esses sensores podem ser utilizados para: determinar o risco de queda idosos, avaliar a capacidade de um idoso realizar transferências e mensurar a mobilidade. Os mesmos apontam esta avaliação como ferramenta para se estabelecer programas de reabilitação e medidas terapêuticas adequadas.

Andrade e Muniz realizaram revisão e encontraram 11 artigos com relato da utilização de acelerômetros para análise da marcha e as diferenças de posição dos seguimentos em cada momento do ciclo. Um dos trabalhos apresentados utilizou sensores com acelerômetros posicionados na perna de 17 indivíduos com distúrbios de marcha e de 7 sujeitos sem nenhuma alteração. A partir do gráfico gerado observaram a curva e sinalizaram os momentos de apoio e balanço, do ciclo de marcha (FIGURA 10).

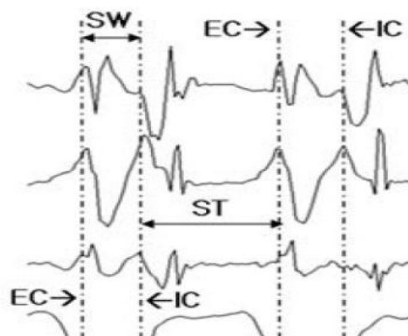


Figura 10 – Sinais obtidos pelos acelerômetros nos três eixos de uma marcha. Fase de balanço (SW), apoio (ST), contato inicial (IC) e contato final (EC)

Fonte: Andrade e Muniz

2.2 TECNOLOGIA ASSISTIVA

A Tecnologia Assistiva é a ciência que objetiva a pesquisa, o planejamento, a criação e o emprego de equipamentos/dispositivos, que maximizem a autonomia da pessoa com deficiência (MELLO et al., 2004; ROCHA e CASTIGLIONI, 2005, p. 98). O conceito do Comitê Brasileiro de Tecnologia Assistiva sobre o termo é mais abrangente:

“Tecnologia Assistiva é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social.”

(CBTA - Comitê Brasileiro de Tecnologia Assistiva, 2009).

Pensando especificamente na tecnologia assistiva enquanto produto, são inúmeros equipamentos e dispositivos existentes para facilitar e permitir a execução de diferentes tarefas no âmbito produtivo, educacional, e nas atividades de autocuidado dos indivíduos (RODRIGUES, 2008). Desde engrossadores de caneta, bengalas, até as próteses, cadeiras de rodas motorizadas e carros adaptados, todos são considerados tecnologias de assistência ou assistiva. O foco deste trabalho são os “andadores” – dispositivos auxiliares de marcha.

Nos países mais desenvolvidos a utilização destes dispositivos é amplamente difundida e bem estabelecida (GITLIN; LEVINE, 1992). Nos Estados Unidos os dispositivos são vendidos por preços acessíveis e o governo disponibiliza para cada

estado uma verba específica para financiar projetos de Tecnologia Assistiva, bem como uma política que rege as pesquisas e ações nesta área (NDCCD, 2009)

No Brasil, até o ano de 2006, havia uma limitada utilização da Tecnologia Assistiva, devido ao alto custo de grande parte dos equipamentos, e da lista insuficiente de produtos cedidos pelo Sistema Único de Saúde (MELLO, 2006). Outro fator era o desconhecimento dos profissionais sobre as indicações destes dispositivos, e dos próprios possíveis usuários sobre as possibilidades de melhora em sua independência com um recurso tecnológico (MELLO, 2006).

A utilização e conhecimento destes recursos estão crescendo nos últimos anos, com a criação do Plano Nacional dos Direitos das Pessoas com Deficiência, em 2011. Algumas ações já foram implementadas na questão do acesso à informação e aos próprios produtos (BRASIL, 2011). Para facilitar a divulgação e acesso as informações referentes a esta temática a Secretaria de Ciência e Tecnologia para a Inclusão Social (SECIS), do Ministério de Ciência, Tecnologia e Inovação (MCTI), em parceria com o Instituto de Tecnologia Social (ITS Brasil) criou em 2009 o Portal Nacional de Tecnologia Assistiva. Neste portal é possível encontrar informações sobre pesquisas, leis e locais em que estas tecnologias têm sido utilizadas (PNTA, 2012).

Outra ferramenta importante de divulgação é o Catálogo Nacional de Tecnologia Assistiva, existente desde 2008, com a finalidade de apresentar os fabricantes e importadores de Tecnologia Assistiva no Brasil. O Catálogo é acessado pela internet e apresenta os 1305 produtos cadastrados em duas classificações, sendo uma pelas deficiências apresentadas – Auditiva, Intelectual, Visual, Física, Múltipla e Idosos – e outra pela ISO 9999:2007 com descrição das características do produto - Produto de apoio para tratamento clínico individual; Produtos de apoio para treino de competências; Órteses e próteses; Produtos de apoio para cuidados pessoais e proteção; Produtos de apoio para a mobilidade pessoal; Produtos de apoio para atividades domésticas; Mobiliário e adaptações para habitação e outros edifícios; Produtos de apoio para comunicação e informação; Produtos de apoio para manuseamento de objetos e dispositivos; Produtos de apoio para melhoria do ambiente, máquinas e ferramentas; Produtos de apoio para atividades recreativas (PNTA, 2012).

No item do Catálogo Nacional “produtos de apoio para a mobilidade pessoal”, encontram-se os andadores, objeto deste estudo. Lá estão cadastrados 122

produtos correspondentes com estes descritores, mas também são considerados produtos para mobilidade pessoal, os carros adaptados, os produtos de transferência, cadeira de rodas, entre outros. Especificamente, o número de andadores registrados é 14. Destes, 3 são andadores comuns sem roda (FIGURA 11 a), 7 são andadores iguais aos comuns mas com roda (FIGURA 11b), 3 apresentam assento (FIGURA 12a) e apenas 1 é considerado um andador especial (FIGURA 12b), por apresentar um colete para sustentação do usuário e um sistema elétrico para regulação da altura do mesmo. O custo dos andadores varia de acordo com sua complexidade. Os andadores comuns e com roda custam em média R\$130,00 e o andador especial cadastrado no catálogo custa R\$ 5.280,00 – valor informado pelo fabricante.



Figura 11 - (a) andador comum ; (b) andador comum com roda
Fonte: PNTA (2012)

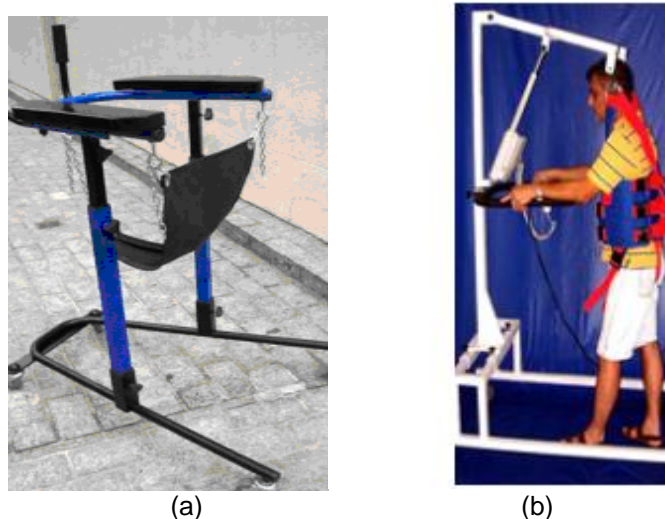


Figura 12 - (a) andador com assento; (b) andador especial
Fonte: PNTA (2012)

Outra solução desenvolvida para a inclusão da Tecnologia Assistiva na vida a pessoa com deficiência e idoso é a utilização de materiais alternativos e de baixo

custo (TEIXEIRA; ARIGA; YASSUKO, 2003). Estes dispositivos têm sido construídos de forma artesanal pelos profissionais de reabilitação de forma que muitas soluções foram criadas com este conceito. Toyoda (2008) faz um breve panorama da utilização destes recursos alternativos por terapeutas ocupacionais brasileiros. A autora relata que de 1970 a 1980 as adaptações eram confeccionadas de maneira artesanal e com alumínio, couro, madeira, velcro, porém não eram esteticamente aceitáveis, além de pesadas e não funcionais, culminando na recusa ou abandono dos dispositivos pelo usuário. A partir de 1990 houve melhoria tecnológica na área de Tecnologia Assistiva, com a inserção de novos materiais, entretanto estes eram de alto custo. As terapeutas ocupacionais que trabalhavam em serviços públicos utilizavam materiais alternativos e de baixo custo como garrafa PET e placas de PVC.

Ainda atualmente o PVC é amplamente utilizado na confecção de equipamentos de tecnologia assistiva de baixo custo. Como será visto adiante, esse foi o material selecionado para o desenvolvimento do andador, pois apresenta alta resistência mecânica, baixo custo, facilidade para ser encontrado e manejado, necessitando de ferramentas de uso geral e nenhum treinamento específico (GASPARINI, 2007).

2.2.1 Análise dos andadores comerciais

Muitos modelos de andadores são encontrados no mercado, sendo alguns de quatro pontas, outros de três pontas, mas todos visam o aumento da base como forma de favorecer a estabilidade. Para o desenvolvimento do protótipo foram pesquisados os andadores encontrados no mercado nacional seja por fabricação no país ou importação. A importância deste comparativo está no fato de a proposta da pesquisa ser a viabilização de um andador de baixo custo, entretanto com a equiparação em termos de segurança e resistência mecânica com os disponíveis no mercado.

Os andadores comerciais para adultos e idosos têm seus preços variando entre R\$ 80,00 e R\$ 20.000,00 dependendo dos opcionais fornecidos e da matéria prima utilizada na sua fabricação. Os modelos padrão, ou andadores comuns, suportam indivíduos cujo peso não ultrapasse 130 quilos e preço entre R\$ 80,00 e

R\$ 130,00. Os andadores utilizados para a efetiva análise de similares são aqueles considerados “andadores especiais” pela ISO 9999:2007 (PNTA, 2012), por terem algum sistema de sustentação do indivíduo. No Catalogo Nacional, apenas um produto corresponde a esta descrição. O preço deste equipamento é de R\$ 5.280,00. Não há informações sobre medidas ou peso suportado (FIGURA 12b). Os demais similares foram encontrados através de pesquisa na internet, com os descritores “andador com suporte de tronco”.

O “andador para adultos *Dynâmico*” (FIGURA 13), fabricado na Espanha pode ser encontrado em dois tamanhos. O exemplar maior tem sua largura total de 77 cm, e altura de 106 cm. A circunferência máxima do suporte de tronco é de 120 cm e o peso máximo recomendado para o usuário é de 115 kg. O preço do andador “Dinamycó” é de 830 Euros, aproximadamente R\$ 2.141,40.



Figura 13 - "Dinâmico"
Fonte: Ortosoluciones (2013)

Outro modelo similar é o “NF Walker” (FIGURA 14) fabricado na Noruega, mas exportado para o Brasil pelo valor de R\$ 20.000,00. Suas medidas variam entre 70 e 150 cm no modelo menor e 130 à 180 cm no modelo maior. O maior peso suportado é de 80 kg.



Figura 14 - NF Walker
Fonte: Mais (2013)

A empresa fabricante do NF Walker (FIGURA 14) expõe que a utilização do mesmo aumenta a movimentação articular e muscular e conseqüentemente o favorece a circulação sanguínea. Relata também melhora na consciência corporal e estabilidade.

2.3 REVISÃO DE LITERATURA SOBRE ANDADORES

A partir de pesquisa com os descritores “Walker for elderly” na base de dados do Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos - *IEEE xplore digital library*-, foram encontrados 53 artigos. Dos 53 artigos encontrados, 40 descreviam a avaliação de um equipamento desenvolvido pelos próprios pesquisadores. Seis destes projetos foram publicados em dois ou mais eventos diferentes, porém referindo-se a mesma tecnologia ou sistema, apresentando somente uma nova etapa de avaliação. Portanto o número de artigos não reflete o número de pesquisas. Os artigos foram analisados com o objetivo de responder quais os dispositivos auxiliares de marcha estão sendo desenvolvidos para a população idosa e principalmente quais métodos de avaliação estão sendo empregados com o usuário para a comprovação de eficácia dos mesmos. Os principais temas abordados nos artigos foram a utilização de “andadores inteligentes” ou “*smart walkers*”, sendo este termo encontrado como palavra-chave em onze artigos, “robótica” com a palavra-chave “*robotic*” encontrada em trinta e quatro artigos, a

utilização de tecnologia “sonar” em quatro artigos, e sistemas “3D” em treze artigos. A seguir estudos selecionados são apresentados de forma detalhada.

Dois artigos apresentaram tecnologias que podem ser utilizadas em conjunto com dispositivos auxiliares de marcha para monitoramento das condições físicas do idoso e suas mudanças posturais. Um sugeriu sensores cinemáticos e outro a análise de imagens 3D (NAJAFI et al., 2000; MAINGREAUD et al., 2004).

Benoy et al. (2012) apresentam o projeto de um andador motorizado para idosos ou pessoas com deficiência. O artigo explica as características do projeto a ser desenvolvido, sendo a principal qualidade o controle da velocidade conforme a capacidade física do usuário.

Outros dois artigos mostraram estudos sobre exoesqueletos como dispositivos auxiliares de marcha. Um deles faz uma revisão bibliográfica sobre o tema e propõe um protótipo (YIN, 2006) enquanto o outro relata a avaliação experimental com o idoso, utilizando a Eletromiografia (CONG; JEON, 2005). Os resultados demonstraram que o equipamento facilitou as transferências de posição sentada para em pé e no caminhar.

O artigo de Komura e Kayama (2006) apresentou um sistema integrado de informações aos pedestres sobre possíveis obstáculos, inclusive móveis, através de monitoramento de diversas câmeras instaladas em determinada região, juntamente com sensores de movimento, promovendo maior autonomia dos idosos e pessoas com deficiência (KOMURA; KAYAMA, 2006). Os trabalhos de Pathangay et al. e Nejatbakhsh e Kosuge (2006) tratam do uso de tecnologias de leitura e transmissão de dados, com a utilização de sondas para o mapeamento de obstáculos e posterior desvio dos mesmos, para pessoas com deficiência visual, incluindo idosos.

A análise qualitativa foi empregada em uma das pesquisas que buscou analisar a opinião e as necessidades dos possíveis usuários do protótipo e de especialistas que realizaram sugestões e críticas a respeito do design e funcionalidade. As sugestões e opiniões seriam utilizadas para nortear as mudanças necessárias no andador desenvolvido (LEE et al., 2012).

Hu et al. criaram um andador inteligente com a capacidade de fornecer dados de navegação e auxiliar na estabilidade dos usuários. Teste com 3 pessoas, com características do estado de saúde não informadas. Os três andaram para frente e para trás em uma esteira GAITRite®. Simultaneamente eram capturadas imagens com câmeras. Os dados gerados pela esteira são de comprimento do passo e da

posição dos membros inferiores durante a marcha. O sistema 3D apresentou adequadamente o posicionamento dos membros inferiores durante a marcha, gerando dados que podem ser usados clinicamente. Os pesquisadores afirmam que há necessidades de maiores ajustes para que os valores sejam fidedignos. Relatam que há vantagem com relação aos sistemas de movimento com acelerômetros, visto que não há necessidade de cabos no sujeito. Entretanto, atualmente já existem sistemas com acelerômetro sem a necessidade da utilização de cabos para a transmissão de dados (FIGUEIREDO et al., 2007).

A criação e avaliação de um andador cujo objetivo é auxiliar os idosos com demências foi apresentada por Glover et al. (2004). O andador foi programado para percorrer o caminho correto a partir de rotas definidas pelo usuário. Foram realizadas uma série de experimentos ao longo de um período de quatro dias com um sujeito saudável, para avaliar a capacidade de o sistema aprender modelos preditivos. Segundo a pesquisa, o sistema preditivo foi eficaz na identificação do caminho pré-definido.

Hirata et al. (2004) propuseram um andador com controle de movimento que altera a sua dinâmica e adapta-se às dificuldades de utilizador. Projetado para mover-se baseado na informação do ambiente. Testes experimentais com membros da equipe. Simularam diferentes ângulos e observaram o comportamento do andador. O equipamento foi capaz de realizar mudanças de velocidade conforme diferentes ângulos. Os pesquisadores pretendem realizar testes com idosos e avaliar a opinião de médicos a respeito do equipamento. Outro grupo de pesquisadores desenvolveu um andador com sistema semelhante chamado JAIST. Após testes experimentais com adultos jovens saudáveis, alcançaram resultados positivos nas mudanças e reposicionamento do andador, porém concluem que em um estudo futuro, algoritmos de controle mais sofisticado serão necessários para lidar com a dinâmica e mudanças imprevisíveis nos parâmetros de marcha do idoso (OHNUMA et al., 2011).

O trabalho de Yuk et al. (2012) apresenta o andador *Smart Mobile Walker* (FIGURA 15). Através de sistema de impedância o andador é capaz de se modificar para passar por solos irregulares ou inclinados, mantendo o usuário seguro para a realização da marcha.



Figura 15 - Smart Mobile Walker
Fonte: Yuk et al. (2012)

Realizaram-se testes experimentais com membros da equipe, em ambiente interno com uma rampa e após em um ambiente externo subindo em uma rua com inclinação de 15°. O andador mostrou estabilidade nas diferentes angulações.

Duas diferentes equipes de pesquisadores desenvolveram um andador com dupla função, sendo uma de estabilizador na posição ortostática, com sistema que auxilia na transferência da postura sentada para em pé e de andador propriamente dito (CHUGO et al., 2008; JUN et al., 2011).

Trinta e cinco artigos relataram avaliações do andador de forma experimental. Destas, seis foram realizadas com o indivíduo idoso e os demais foram avaliados com membros das equipes, ou voluntários sem dificuldades de marcha. O artigo de Kong e Jeon (2005) já apresentado, que relata o uso da eletromiografia como método de avaliação do exoesqueleto projetado é um dos seis artigos mencionados.

Tamura et al., (2001) comparam três tipos de andadores sendo um de modelo comum, outro de modelo com cesta e um último chamado de “*power-assisted walker*”, desenvolvido pelos dos autores. O objetivo da pesquisa seria apontar um meio objetivo de indicação de andadores segundo a necessidade do usuário. O método utilizado para avaliação do comportamento da marcha dos idosos com a utilização dos diferentes andadores foi a eletromiografia no músculo gastrocnêmio. Também foram utilizados acelerômetros com o objetivo de mensurar a velocidade e aceleração da marcha. Os 6 sujeitos da pesquisa caminhavam 10 metros ida e volta, sendo descartados os dois metros iniciais e finais de cada percurso, portanto eram analisados os 12 metros centrais. Os resultados apontaram que o andador comum foi melhor em todos os aspectos mensurados, porém o autor salientou que 4 sujeitos tinham a função motora “relativamente boa”, sendo que os outros dois idosos que necessitavam também da cadeira de rodas beneficiaram-se do “*power-assisted*

walker". Os autores concluíram que o estudo foi inconclusivo para nortear os critérios para indicação de determinado andador por ter uma amostra pequena e com diferentes graus de dificuldade motora (TAMURA et al., 2001).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, são descritos os métodos de pesquisa utilizados. O projeto e os testes, realizados no andador desenvolvido, são expostos. Por fim, são apresentados os métodos de avaliação do equilíbrio estático e de marcha quando da utilização do equipamento, realizados em uma clínica para idosos e com voluntários previamente selecionados.

3.1 DESENVOLVIMENTO DO ANDADOR

A partir da análise dos equipamentos comerciais já existentes, foram definidos inicialmente os principais requisitos de projeto: o equipamento deveria ser construído utilizando-se matéria prima facilmente encontrada no mercado, de baixo custo e a sua confecção deveria envolver baixa mecanização². Tais requisitos são justificados, tendo em vista o interesse maior em se ter o andador como uma tecnologia assistiva. Desta forma, em um primeiro momento, buscou-se pela definição da matéria prima a ser utilizada: além do seu baixo custo, também deveria possuir uma boa resistência mecânica e permitir uma fácil assepsia. O PVC 50mm, utilizado na confecção da redes hidráulicas residenciais, foi o material escolhido. PVC é a sigla para *Polyvinyl chloride* (Cloro de Polivinila) e trata-se de um termoplástico com inúmeras aplicações, inclusive na área médica, devido a suas propriedades (VINHAS, 2005). Este material apresenta outras características importantes para um dispositivo de Tecnologia Assistiva como o baixo custo, a leveza, e facilidades para higienização. Além disso, é facilmente encontrado no mercado e a padronização de suas conexões permite uma montagem rápida e simplificada.

A estrutura do andador (FIGURA16a) é composta basicamente por uma parte superior, projetada para receber o colete de sustentação, parte anterior, para entrada do usuário no equipamento, parte posterior, projetada para permitir o acesso do andador ao vaso sanitário e cadeira, parte lateral, com abertura livre para possibilitar o acesso do usuário a diferentes mobiliários tais como mesas, armários ou estantes e travessa móvel, que além de permitir a condução do equipamento,

² Define-se baixa mecanização, quando a confecção do equipamento não envolve a utilização de máquinas e ferramentas especiais.

melhorava sobremaneira a estrutura mecânica do mesmo. A figura 16b, permite a identificação do protótipo desenvolvido composto também por uma estrutura em aço³ acoplada na sua parte superior. Nesta fase do projeto, optou-se pela colocação dessa estrutura já que ainda não se conhecia a capacidade de sustentação de carga do equipamento.

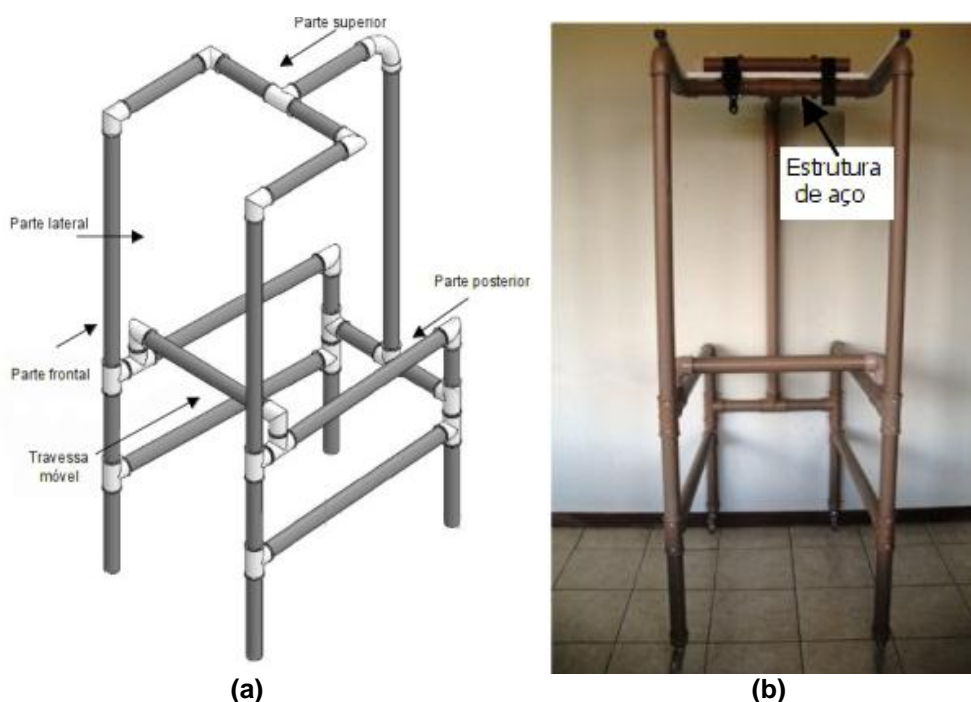


Figura 16 - (a) Estruturas do andador; (b) Andador desenvolvido e estrutura de aço

Em relação à colocação de rodízios, foram implementados rodízios conhecidos comercialmente como rodízios de gel⁴, com 10cm de altura. Esses rodízios possuem baixo coeficiente de atrito, o que permite ao andador um fácil deslocamento. . A fixação dos mesmos se deu por parafusamento no próprio tampo para tubo 50mm (FIGURA 17).Foram acoplados 4 rodízios no equipamento sendo que os 2 fixados na parte posterior, possuem sistema de bloqueio

³ A estrutura em aço foi confeccionada utilizando-se de uma barra tubular 20mmx30mm, conhecida como metalon, e facilmente encontrada em serralherias.

⁴ Rodízio de poliuretano termoplástico transparente e núcleo de acrílico – Fabricante Schioppa.

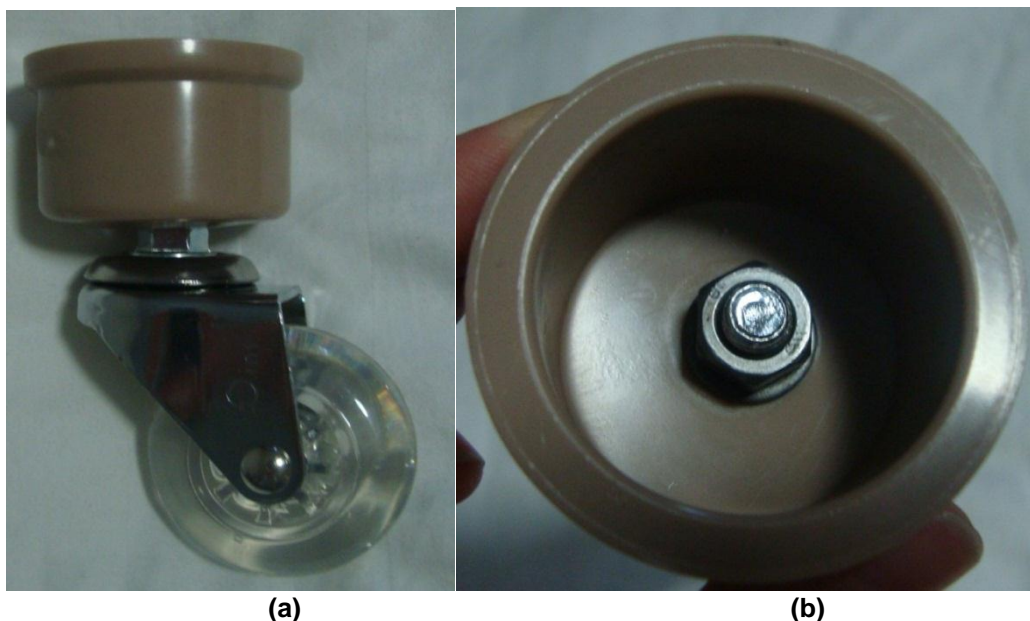


Figura 17 - Fixação dos rodízios. (a) rodízio utilizado (b) sistema de fixação

3.1.1 Dimensionamento

Nesta fase de projeto, e tomando por base que o andador poderá ser utilizado no interior de residências, cujas portas são projetadas com 70cm de largura e 210cm de altura, ficou estabelecido que as medidas laterais e de altura do equipamento não deveriam extrapolar essas medidas de referência.

Assim, para a definição da altura máxima do andador, foram adotados os dados antropométricos apresentados pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2008) cujos valores, em relação à altura máxima de indivíduos brasileiros com idade compreendida entre 20 e 75 anos, estão entre 152,8 cm a 173 cm. E ainda, considerando que a altura dos rodízios utilizados no projeto é de 10cm, definiu-se 180cm a altura máxima da estrutura de PVC, ficando assim o equipamento com uma altura final de 190 cm (Figura 18). Para a definição de seu comprimento, o andador deveria permitir a realização de uma passada que, segundo a revisão teórica, tem variação de 70 a 82 cm. Assim, adotou-se 70 cm como valor de passada e acrescentou-se a esse valor mais 30cm, como margem adicional, quando da utilização do equipamento junto ao vaso sanitário ou a uma cadeira. Desta forma, seu comprimento final ficou em 100cm. Por fim, para a definição da largura, ficou estabelecida como dimensão máxima da parte anterior 68 cm e parte

posterior 60cm. Optou-se por um estreitamento da parte posterior para que o equipamento se ajustasse o mais próximo possível da largura de um vaso sanitário.

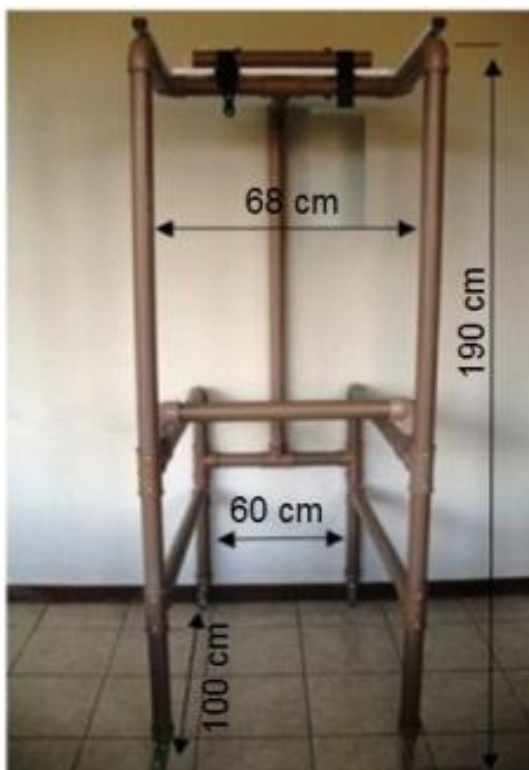


Figura 18 - Dimensões do andador

3.1.2 Sistema de sustentação

O sistema de sustentação, no qual o colete permanece conectado, foi construído utilizando-se de 2 cintos de segurança retráteis com trava de segurança. A finalidade deste sistema é proporcionar ao usuário, quando da utilização do vaso sanitário ou de uma cadeira, uma movimentação lenta e progressiva e, em caso de alguma movimentação brusca, similar a uma queda, garantir sua segurança. Esse sistema foi acoplado ao andador através de parafusamento (FIGURA 19) e ao colete através de fivelas. Tanto os cintos quanto as fivelas são os mesmos componentes utilizados pela indústria automotiva, nos cintos de segurança.

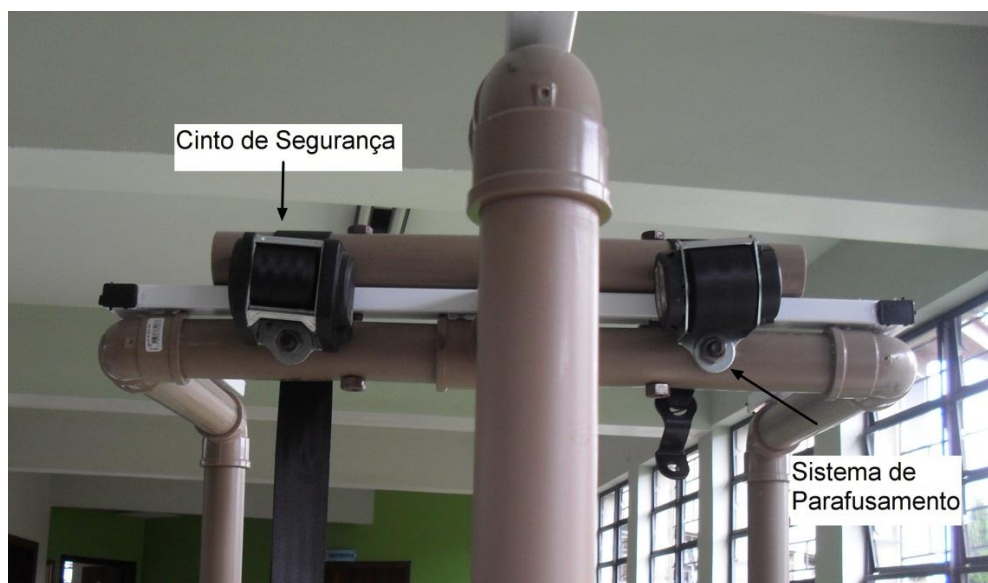


Figura 19 - Sistema de sustentação.

3.1.3 Colete

Para concepção do colete, estudos foram desenvolvidos na busca de materiais e modelos existentes no mercado. As soluções comerciais empregadas no desenvolvimento de coletes assemelham-se com os equipamentos de escalada (FIGURA 20a) e segurança em altura (FIGURA 20b), utilizados por alpinistas, onde os materiais utilizados para sua confecção são o nylon, espuma e metais resistentes para os encaixes.



Figura 20 – Coletes comerciais (a)Cadeirinha para escalada (b) cinto para segurança em altura
Fonte: Casa (2013)

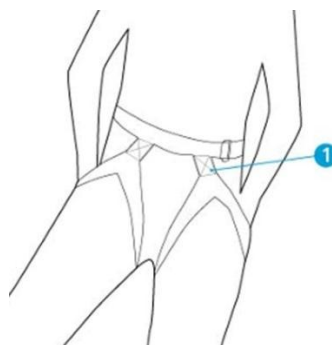
Além disso, como o colete precisaria ser confeccionado com o objetivo de sustentação do corpo na ocorrência de quedas e permaneceria vestido no usuário, a órtese⁵ de tronco flexível também foi utilizada como referência para o

⁵ Órteses são dispositivos externos utilizados em algum seguimento corporal e ou articulações com o objetivo de restringir ou facilitar um movimento, prevenir deformidades e corrigi-las (EDELSTEIN, 2010; RODRIGUES, 2008).

desenvolvimento do mesmo, já que ela se molda plenamente na região torácica, abdominal e pélvica sem pontos acentuados de pressão.

Associadas às características construtivas acima mencionadas, os materiais utilizados na confecção do colete também foram selecionados com a premissa do baixo custo e facilidade de acesso comercial, mas sem comprometer a segurança proporcionada ao usuário.

Para a concepção do primeiro modelo, foram utilizados tecidos de borracha sintética Neoprene®, fitas e fivelas próprias para cinto de segurança automotivos, travas para cadeira de segurança em altura e faixas para transporte de cargas. Todos estes materiais foram escolhidos devido à garantia de alta resistência mecânica assegurada pelos seus fabricantes. Outro aspecto construtivo importante definido previamente, baseado nas cadeiras de segurança em altura, foi a costura em “x” demonstrada na figura 21.



**Figura 21 - Costura em “x” utilizada nos equipamentos de segurança em altura.
Fonte: ABIT (2011)**

Após a confecção dessa primeira versão, foi constatado que as costuras realizadas no Neoprene® se rompiam facilmente (FIGURA 22)



Figura 22 – Fragilidade apresentada na costura realizada no neoprene®

Assim, uma nova versão foi confeccionada utilizando-se da poliamida⁶, mesmo material empregado nas cadeiras de segurança em altura. As fitas para os cintos e passadeiras, por sua vez, foram confeccionadas com cadarços de poliéster - material utilizado para confecção de cintos de segurança.

A figura 23 apresenta o colete desmontado com cada uma de suas três partes: frontal, inferior e traseira e figura 24 o produto final.



Figura 23 - Colete desmontado; à esquerda a parte posterior, ao meio a parte inferior e à direita a parte frontal



Figura 24 - Produto final: (a) vista anterior, (b) vista posterior

⁶ Poliamida, também conhecida como nylon, é um tecido sintético de alta durabilidade, confortável, boa resistência a tração ou rasgo (ABIT, 2011), sendo bastante empregada em situações em que se exige alta resistência à ruptura, como em materiais para segurança em altura.

3.2 AVALIAÇÕES

Ao todo, 5 avaliações foram realizadas. Em um primeiro momento, o PVC utilizado na confecção da estrutura do andador, o próprio andador e seu sistema de sustentação foram submetidos a diferentes ensaios em laboratório, objetivando a comprovação da resistência e funcionalidade mecânica do conjunto. Em seguida, o equipamento foi submetido a avaliações de sua aplicabilidade em relação a estabilidade postural e realização da marcha, com possíveis usuários, em uma clínica de idosos.

3.2.1 Avaliação da resistência e funcionalidade mecânica do conjunto

As avaliações relacionadas a resistência estrutural do PVC e do equipamento foram realizadas nos Laboratórios de Ensaio Mecânicos e Laboratório de Pneumática, respectivamente. Já a avaliação do comportamento dinâmico do sistema de sustentação, foi realizada no Laboratório de Tecnologia Assistiva. Todos esses ambientes pertencem a UTFPR.

3.2.1.1 Avaliação da resistência do PVC

Para a definição de quais ensaios mecânicos o PVC deveria ser submetido foram consideradas duas situações críticas: a possibilidade de rompimento da estrutura superior quando da aplicação das diferentes cargas, representadas pelos usuários e a possibilidade de quebra dos tubos de PVC em caso de impacto do equipamento contra outros anteparos. Nesse sentido, foram desenvolvidos nos laboratórios do Departamento Acadêmico de Mecânica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, dois ensaios: ensaio de flexão⁷ e ensaio de impacto⁸.

Ensaio de Flexão: O objetivo principal desse ensaio era avaliar qual nível de força seria necessário aplicar no PVC 50mm a fim de provocar sua ruptura. Neste ensaio, 3 tubos de PVC de diâmetro 50mm e comprimento 280mm foram utilizados.

⁷ Ensaio de flexão: simula possíveis esforços a serem recebidos pelo corpo de prova e visa avaliar a capacidade que o material tem de se flexionar sem romper (SENAI, 2012).

⁸ Ensaio de impacto: avalia a capacidade do material de resistir a uma carga de impacto sem se romper.

A máquina utilizada para aplicação de força foi uma máquina de ensaios universal EMIC, modelo DL 10.000, e os dados relacionados a carga submetida aos corpos de prova foram medidos por uma célula de carga Trd 28 e armazenados em um computador através do programa Tesc versão 3.04. No entanto, para a realização do teste foi necessário, inicialmente, a confecção de um suporte para alojar os tubos de PVC. A figura 25 apresenta o conjunto montado.

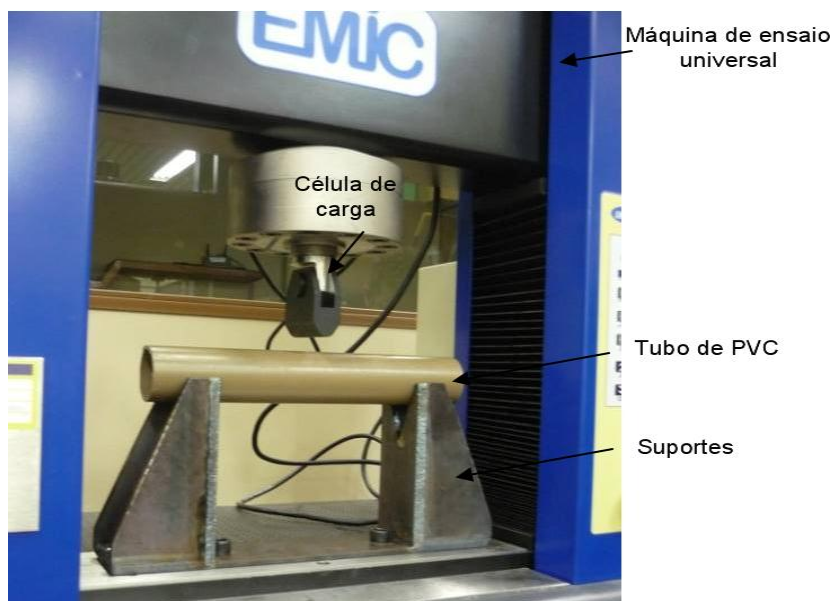


Figura 25 - Ensaio de flexão: indicar no desenho: máquina de ensaio universal, suportes, célula de carga e tubo.

Ensaio de impacto: para a realização desse ensaio, foi utilizado um Mecanismo Pendular para Ensaio de Resistência de Impacto modelo PS30. Este mecanismo é formado por um pêndulo cuja massa é de 18,75 kg e que pode ser liberado de diferentes ângulos. A ideia central nesse ensaio era observar em qual ângulo a aplicação de uma carga de 18,75 promoveria o estilhaçamento do PVC. E ainda, em função das limitações de máquina, foram utilizados 2 tubos de PVC de diâmetro 25 mm e comprimento de 60mm (FIGURA 26). Para a execução dos ensaios, o pêndulo foi liberado do repouso em 2 alturas diferentes, correspondentes aos ângulos de 30° e 45°.

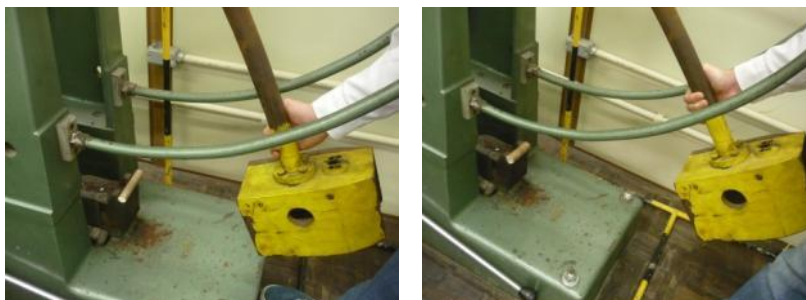


Figura 26 - Posições de liberação do martelo no ensaio de impacto.

3.2.1.2 Avaliação da capacidade de sustentação de carga do andador

Para a análise do equipamento e de suas características estruturais, utilizou-se como referência a Norma Técnica Internacional ISO 11199-1 intitulada “*Walking AIDS manipulated by both arms – Requirements and test methods*”. A norma refere-se aos andadores comuns ou com mesa, pois não há norma específica para andadores com sistemas de suporte de tronco. Assim, por intermédio dessa norma, foi realizada a avaliação da resistência mecânica do equipamento quando submetido a diferentes cargas: nos andadores comuns, segundo a norma, deve-se aplicar uma força de carga superior a $525 \text{ N} \pm 2\%$ (FIGURA 27). Esta deve ser aplicada gradualmente ao longo de um período mínimo de 2 s até a força máxima. Aplicar esta força máxima para um mínimo de 5 s. Após a aplicação da força máxima devem-se examinar todas as rachaduras e assinalar a sua presença, localização e perigo potencial.

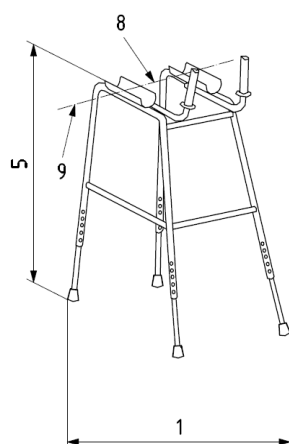


Figura 27 - ponto 8 - local no qual a carga deve ser aplicada
Fonte: ISO 11199

No caso do andador, inicialmente foi determinado que para a simulação de carga seria utilizado um atuador pneumático linear, posicionado na parte central do equipamento, conforme determinação da norma. Para a fixação desse atuador na base do andador, uma estrutura de aço foi desenvolvida. Na parte superior, o cilindro foi fixado se utilizando de cadarço de *nylon* (FIGURA 28).



Figura 28 – sistema de ensaio para avaliação da resistência mecânica do equipamento.

As cargas foram simuladas variando-se os valores de pressão aplicados no cilindro. Assim, foram simuladas a aplicação de 5 cargas sendo estas de : 1 kgf/cm², 2 kgf/cm², 3 kgf/cm², 4 kgf/cm² e 5 kgf/cm².

3.2.1.3 Avaliação do sistema de sustentação

Nesta fase, optou-se por avaliar o sistema de sustentação utilizando um voluntário, adulto jovem e sem nenhuma restrição motora e um voluntário com restrições motoras. No primeiro caso, foi possível observar o comportamento do sistema em uma caminhada em diferentes direções (FIGURA 29).



Figura 29 - Testes iniciais com adulto jovem sem deficiência. Observação da marcha em diferentes direções.

Para o voluntário adulto jovem, com dificuldade para manter a posição ortostática e realizar a marcha, devido à doença neurodegenerativa, procurou-se observar o comportamento do sistema de sustentação na transferência do mesmo da posição ereta para sentada (FIGURA 30).



Figura 30 - Adulto jovem com doença degenerativa, transferência para posição sentada

3.2.2 Avaliações da influência do uso do andador na estabilidade postural e realização da marcha do idoso

Para avaliação funcional com o usuário idoso este projeto foi submetido ao comitê de ética em pesquisa com seres humanos da UTFPR, sendo devidamente aprovado sob o número do parecer 243.208 (ANEXO A). As avaliações foram realizadas com autorização da Instituição de Longa Permanência para Idosos com o nome Lar Adelaide Weiss Scarpa - Pinhais/PR, na qual residem 40 idosos. Destes, 28 participaram voluntariamente da pesquisa. Todos os sujeitos assinaram o Termo

de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A), com a descrição de todas as implicações e possíveis riscos inerentes, bem como de seus direitos e procedimentos de segurança pré-definidos e acordados com a instituição parceira.

Como medida de assegurar a integridade física dos moradores do lar, foram excluídos da pesquisa, os idosos que sofreram traumas ou quedas nos últimos três meses, ou que estavam acamados.

Foram incluídos todos os demais idosos, independentemente da condição cognitiva. Nestes casos, os responsáveis legais assinaram o TCLE. Na tabela 1 estão demonstradas as médias de idade, massa corporal e altura dos idosos participantes da pesquisa.

Tabela 1 – Médias das idades, massas e alturas dos participantes

N° participantes	Valores médios de idade (anos)	Desvio padrão idade (anos)	Valores médios de massa corporal (kg)	Desvio padrão massa corporal (kg)	Valores médios de altura (m)	Desvio padrão altura (m)
28	85,259	6,466	59,04	12,956	1,57	0,108

Foram empregados três instrumentos de análise, sendo um qualitativo, utilizado para a divisão dos idosos em subgrupos de acordo com sua independência, e dois quantitativos, com o objetivo de compreender a interferência do andador projetado na estabilidade postural e marcha do idoso. Participaram 20 mulheres e 8 homens, mas para efeito de análise, o gênero dos participantes não foi considerado.

Este estudo não propõe um método de treino locomotor, apenas avalia o andador desenvolvido como uma ferramenta para que o idoso com instabilidade postural ou alterações de marcha, realize a marcha funcional e segura, sem a ocorrência de quedas. Segue os conceitos das abordagens compensatórias que visam promover um auxílio externo para facilitar ou substituir uma função prejudicada por determinado déficit (RODRIGUES, 2008).

3.2.2.1 Avaliação qualitativa – Medida da Independência Funcional (MIF)

A avaliação qualitativa utilizada foi a Medida da Independência Funcional (MIF), especificamente no item Locomoção. Este instrumento define escores de 1 a 7, considerando o nível de auxílio necessário para a realização de determinada

tarefa, conforme apresentado no quadro 1 do capítulo 2. O escore de cada idoso foi atribuído a partir de observação, informações da Terapeuta Ocupacional e cuidadoras da instituição.

A partir das pontuações da MIF os idosos foram divididos em três grupos, condizentes com seu grau de independência. A divisão realizada com este instrumento qualitativo definiu critérios de inclusão e exclusão e também se o idoso participaria ou não da avaliação com o andador desenvolvido.

Ficaram definidos os grupos da seguinte forma:

Grupo 1 - MIF de 7 a 5 – idosos independentes para a realização de marcha funcional. Os idosos classificados nesse grupo foram submetidos a avaliação da estabilometria e análise de marcha, sem a utilização do andador desenvolvido. Foram utilizados como referência de normalidade, juntamente com dados da literatura;

Grupo 2 – MIF de 4 a 2: idosos com diferentes graus de dependência na realização da marcha. Foram selecionados para os testes com o andador desenvolvido, sendo submetidos as análises com e sem o uso do mesmo.

Grupo 3 – MIF 1: idosos totalmente dependentes. Estes foram excluídos das avaliações devido ao nível de comprometimento.

3.2.2.2 Avaliações quantitativas – Estabilometria e Análise de marcha

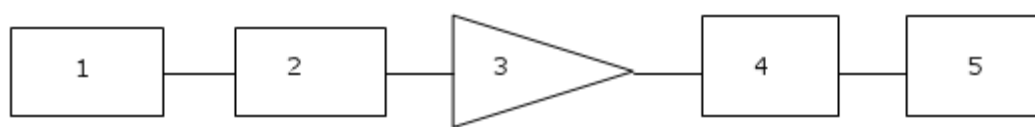
Os instrumentos quantitativos utilizados foram a plataforma de força Footwork® o sistema de monitoramento de movimento, chamado de Biofeed®. O primeiro instrumento realizou a estabilometria, ou seja, mensurou o equilíbrio através do cálculo da oscilação corporal em cm². O segundo equipamento foi empregado para a análise dinâmica do comportamento da marcha do idoso com o andador desenvolvido. O Biofeed® utiliza sensores acelerômetros e é capaz de fazer a leitura e registro dos movimentos. O objetivo foi avaliar a amplitude de movimento das articulações do quadril direito e esquerdo e o tempo necessário para completar 12 metros. Essa distância foi definida em função do espaço útil existente na clínica para a realização das avaliações de marcha.

3.2.2.3 Estabilometria - Protocolo de avaliação

A estabilometria é o exame quantitativo realizado para mensurar a oscilação corporal a partir da definição do ponto de centro de pressão e suas mudanças ao longo de um período. É empregada no estudo do equilíbrio dos indivíduos, pois trata-se da medida de estabilidade.

O centro de pressão é resultante das forças vetoriais verticais do sistema de controle postural somado à força da gravidade, sobre o solo. Deste modo, para a realização da estabilometria utiliza-se uma plataforma de força com transdutores de pressão que transformam a deformação mecânica em sinais elétricos. Estes sinais são enviados para um sistema de leitura e posterior registro e apresentação dos dados (OLIVEIRA, 1993).

A figura 31 mostra um sistema básico de equipamento de estabilometria através de diagrama em blocos.



**Figura 31 - Diagrama em blocos de um sistema básico de Estabilometria; 1- Plataforma de força vertical (3 células de carga de 100kgf); 2- Filtro passa baixa de 40 Hz; 3- Amplificador de três canais; 4- Conversor Analógico/Digital de 12 bits; 5- Computador compatível.
Fonte: Oliveira (1993)**

A Plataforma de Força Footwork® (FIGURA 32) utilizada na avaliação dos idosos apresentam número maior de células de carga e um complexo sistema de aquisição e registro dos dados.



**Figura 32 - Plataforma de força para aquisição de dados estabilométricos – Footwork®
Fonte: Pisada (2013)**

As características técnicas da plataforma de força da marca Footwork®, utilizada na aquisição de dados, podem ser observadas no quadro 2.

Componentes	Características eletrônicas
Captadores	2704 capacitivos calibrados
Conexão PC	USB 2 compatível 1.1
Frequência	150Hz
Conversão analógica/digital	16 bits
Medida do captador	7.62 x 7.62 mm
Pressão máxima por captador	100N/cm ²
Alimentação	Auto alimentado pela USB
Vida útil dos captadores	Em média 1.200.000,00 exames

Quadro 2- Características técnicas da plataforma de força utilizada
Fonte: Manual (2013)

A interface do *software* mostra os gráficos resultantes da oscilação lateral e da movimentação antero-posterior. Também exibe o registro gráfico dos pontos do percorridos pelo centro de pressão (FIGURA 33).

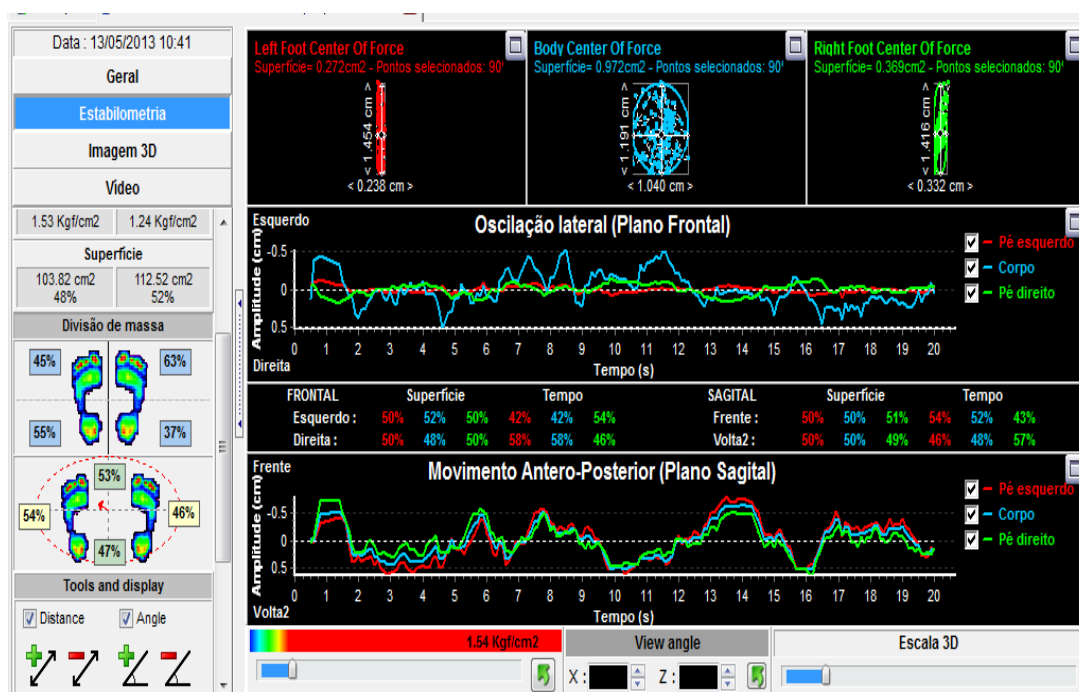


Figura 33 - Interface do software Footwork®
Fonte: Software Footwork®

A área formada pela variação do centro de pressão é calculada pelo *software* e apresentada em cm². Este valor refere-se à área elíptica formada pelos pontos de oscilação, no eixo x, relativos aos movimentos laterais; e eixo y, referentes aos movimentos anteroposteriores, a partir do centro de gravidade. São utilizados 90% dos pontos detectados pelas células de carga da plataforma (FIGURA 34).

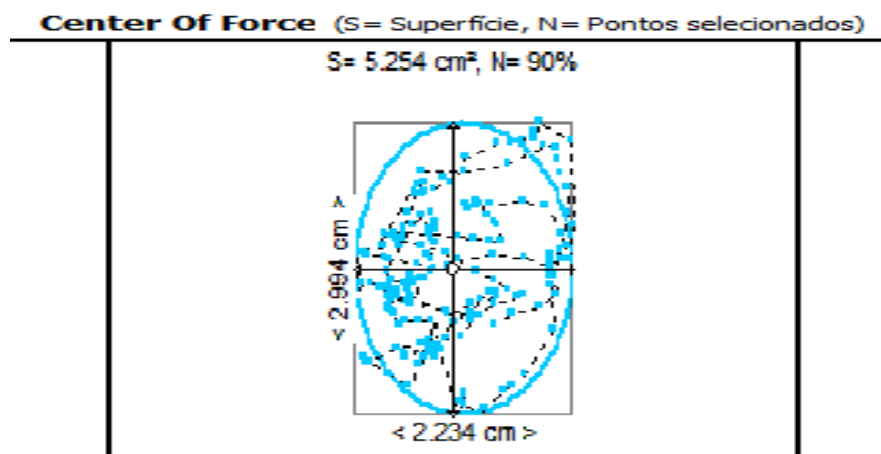


Figura 34 – Representação gráfica da variação de posição do centro de pressão
Fonte: Software Footwork®

Na pesquisa, para a avaliação da estabilometria foram utilizados: a Plataforma IST *Footwork®* (575x450x25 mm), o *Software Footwork 3.6.3.0* e *Notebook LG N460* com sistema operacional *Windows 7*.

Inicialmente buscou-se um local adequado na instituição para a realização das avaliações. Como se trata de um equipamento eletrônico, alguns cuidados são necessários para a eliminação de possíveis interferências na avaliação. O local deveria ter piso plano e sem a passagem de correntes elétricas abaixo da plataforma. Após a averiguação das condições o local foi definido e todos os idosos foram avaliados no mesmo local. A figura 35 apresenta o arranjo para a avaliação da estabilometria.



Figura 35 – Arranjo para Estabilometria

O manual do instrumento utilizado sugere tempo de aquisição entre 15s e 25s. Para esta pesquisa convencionou-se 20 segundos, na postura ortostática, para a leitura da estabilometria, como ilustrado na figura 36. Para cada um dos dois

grupos selecionados com a MIF foram estabelecidos critérios para a forma de aquisição de dados.

Grupo 1 - MIF 5 a 7: Os idosos deveriam permanecer durante os 20 segundos sem auxílio ou apoio, olhando para frente, com os braços alinhados ao corpo, em postura ortostática, tentando permanecer de forma estática (FIGURA 36a). Grupo de referência avaliado para conhecimento da oscilação corporal dos idosos independentes na realização da marcha e manutenção da postura ortostática.

Grupo 2 - MIF 4 a 2: podiam utilizar um andador comum para apoio durante os 20s de aquisição se houvesse medo de queda, olhando para frente, com os braços alinhados ao corpo ou apoiados no andador, em postura ortostática, tentando permanecer de forma estática (FIGURA 36b). Avaliados com e sem o andador para comparativo e compreensão da influência do andador desenvolvido no equilíbrio estático dos mesmos.

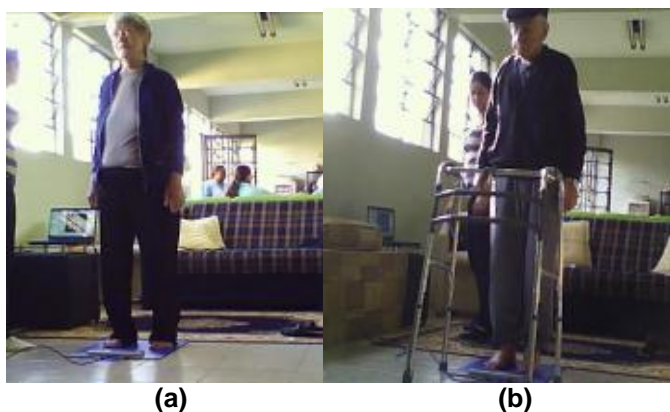


Figura 36 - avaliação do usuário com plataforma de força (a) Idosa do grupo 1; (b) Idoso do grupo 2

Para a avaliação do grupo 2 com o andador desenvolvido (FIGURA 37) foram estabelecidos os mesmos critérios quanto a duração do tempo de aquisição. Utilizando o equipamento, os idosos permaneceram 20 segundos sobre a plataforma de força.

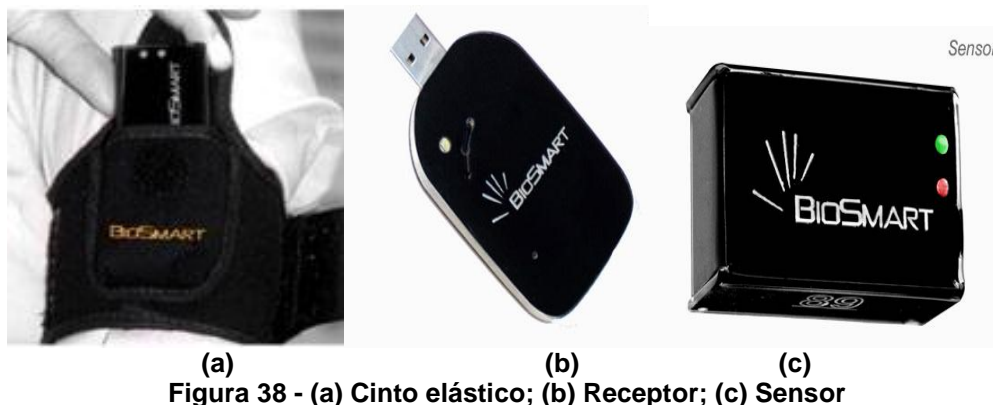


Figura 37 - avaliação do usuário com plataforma de força com andador desenvolvido com idosa do grupo 2

3.2.2.4 Análise de marcha com utilização de sensores acelerômetros

Para analisar a influência do andador na marcha do idoso utilizou-se de sensores acelerômetros. O instrumento utilizado é conhecido comercialmente de BioFeed® e, segundo o fabricante, realiza a leitura de movimentos dos seguimento corporais através de sensores sem fio, fixados com um cinto elástico no corpo do individuo avaliado e os dados são transmitidos para um receptor, via rádio-frequência para um *software*. Os sensores são acelerômetros tri-axiais programados com algoritmo que reduz a interferência da aceleração pelo movimento e mantém a influência da gravidade.

Antes da utilização dos sensores cada um foi calibrado em seis diferentes posições, para referenciar aos mesmos a localização do solo. A figuras 38c mostra o sensor e a figura 38a exhibe o mesmo na cinta elástica na qual o sensor é colocado para permanecer fixado ao membro. Na figura 38b está o receptor que é conectado ao computador e recebe as informações dos sensores.



Este sistema tem múltiplas utilizações e é usado em contexto clínico devido ao seu preço acessível e facilidade na interface do *software*.

A figura 39 exhibe a interface do *software*. O mesmo apresenta os gráficos de amplitude da articulação do membro que está sendo monitorado durante a realização do movimento. Após o tempo de leitura o *software* gera gráficos do momento avaliado com informações da amplitude e tempo de realização do movimento ou exercício (FIGURA 39).

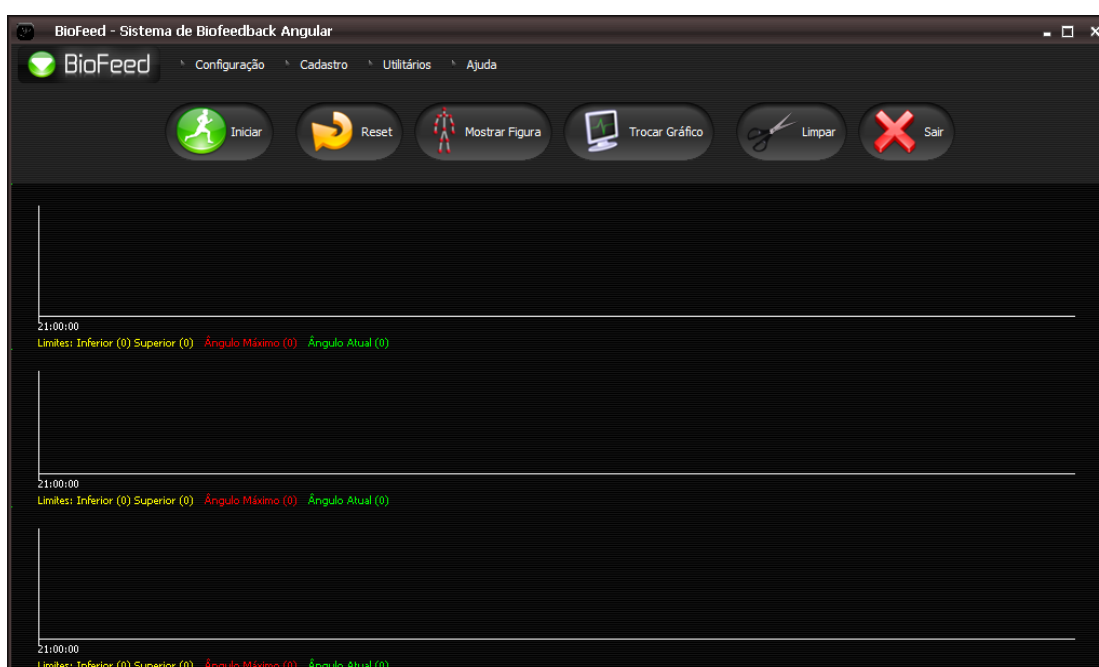


Figura 39 - Interface *Software* Biofeed
Fonte: *Software* Biofeed®

O gráfico gerado apresenta dados dos ângulos máximos e mínimos de extensão ou flexão da articulação envolvida e suas respectivas médias, o tempo de realização da atividade analisada (FIGURA 40). A partir destes dados, outros podem ser calculados.

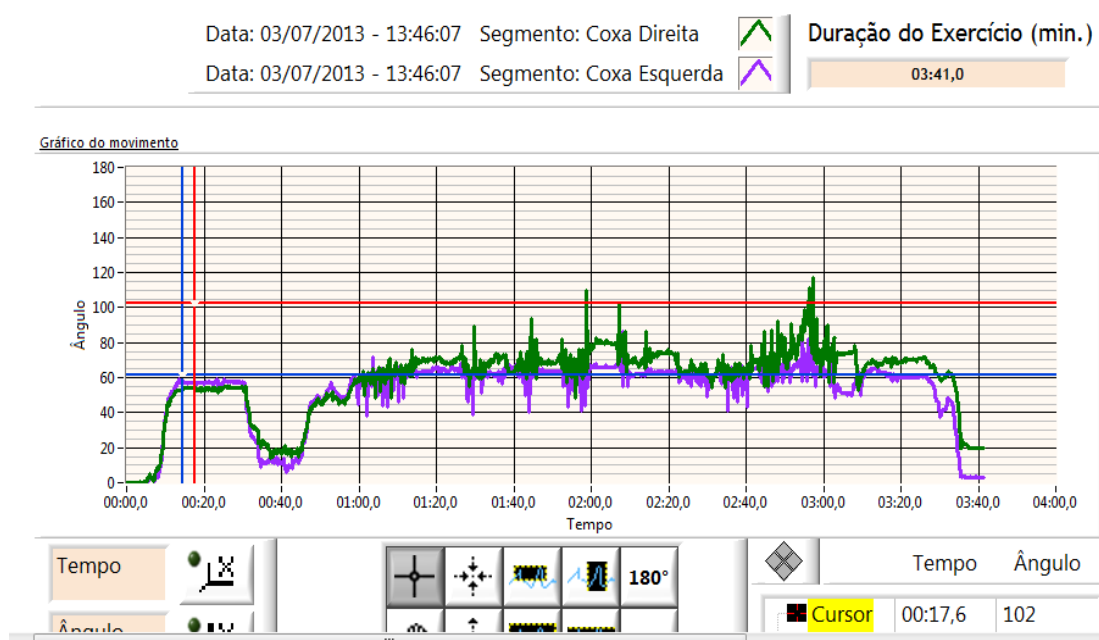


Figura 40 - Gráfico do movimento gerado no Biofeed®

Fonte: **Software Biofeed®**

Para a realização da avaliação com o Biofeed foram utilizados: dois sensores acelerômetros, o *Software Biosmart Biofeed Versão f4.6* e *Notebook LG N460* com sistema operacional *Windows 7*.

Os testes com esse instrumento foram realizados no mesmo local com todos os sujeitos. O marco inicial era o idoso sentado e no final dos seis metros havia uma fita assinalando o local do retorno. Após um giro de 360° o idoso deveria caminhar mais 6 metros e voltar para a posição inicial sentada. O ponto inicial de aquisição de dados era a posição sentada, na qual os sensores eram “zerados”, obtendo o referencial do solo. Os dois sensores foram fixados um em cada coxa, logo acima do joelho.

Todos os idosos que participaram da avaliação com a estabilometria foram convidados a participar desta segunda etapa. Entretanto esta fase foi realizada em um período de chuvas e frio na região em que a instituição está localizada. Este fator dificultou a participação de grande parte da amostra, visto que muitos estavam doentes ou não saiam dos quartos devido ao tempo. Não havendo tempo hábil para outros momentos de coleta de dados esta pesquisa foi realizada com os idosos disponíveis. A avaliação consistiu na análise da amplitude da articulação do quadril direito e esquerdo, em um percurso de 12 metros. Os idosos dos dois grupos caminharam 6 metros e ao final voltavam pelo mesmo caminho contabilizando os 12 metros para análise.

- Grupo 1: MIF 5 a 7, idosos sem alterações de marcha ou instabilidade postural foram avaliados para a compreensão da marcha do idoso;

- Grupo 2: MIF 4 a 2, participaram sem e com a utilização do andador desenvolvido para compreensão da influência do equipamento na marcha.

Os elementos da marcha avaliados ou deduzidos a partir do Biofeed estão relacionados no Quadro 3, juntamente com o método utilizado para extração do mesmo.

Variáveis avaliadas
Amplitude de Movimento Flexão - Quadril Direito (graus)
Amplitude de Movimento Flexão – Quadril Esquerdo (graus)
Amplitude de Movimento Extensão - Quadril Direito (graus)
Amplitude de Movimento Extensão - Quadril Esquerdo (graus)
Tempo para percorrer 12m em segundos

Quadro 3 - Variáveis Biofeed

A figura 41 mostra a localização dos sensores e o trajeto percorrido, com e sem o andador desenvolvido.



Figura 41-Avaliação Biofeed® com o andador desenvolvido

Para exemplificar os dados retirados com o Biofeed, na figura 42, são apresentados os valores mensurados na análise de um idoso com marcha funcional. Os cursores horizontais mostram a amplitude articular, sendo o eixo x referente aos ângulos. O instrumento calculou uma amplitude média de flexão de quadril, aproximadamente em 22°. Os cursores verticais referem-se ao tempo necessário para realizar o percurso de 12 metros e neste caso foi de 25 segundos.

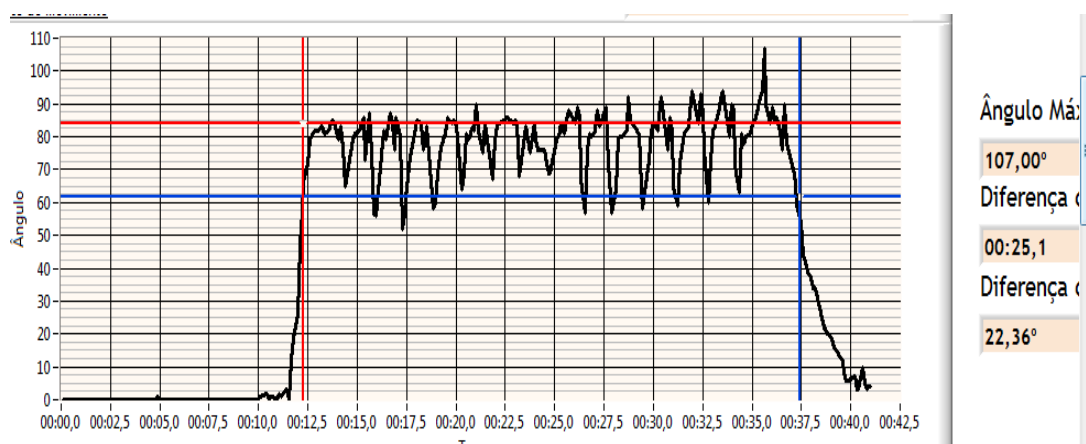


Figura 42 – Análise da amplitude de movimento de flexão e tempo realizado com os sensores

Na figura 43, entre os cursores horizontais estão os valores correspondentes a extensão, neste caso o valor aproximado foi de 6°.

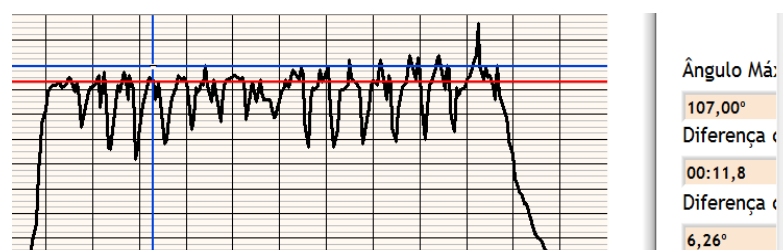


Figura 43 - Extensão do Quadril

Da mesma forma como exemplificado, foram feitas as análises de todos os idosos.

3.2.2.5 Etapas das avaliações com o usuário

O quadro 4 sintetiza todas as etapas de avaliação com o usuário para facilitar a compreensão da sequência, juntamente com o instrumento utilizado e qual objetivo com cada grupo.

Etapas	Instrumento	Grupo	Objetivo
1°	Medida da Independência Funcional (MIF)- Item Locomoção.	Avaliação de todos os participantes com relação a MIF.	Identificar o nível de independência funcional para subdivisão dos grupos. Exclusão dos idosos com MIF 1
2°	Estabilometria	Grupo 1- Idosos com escore acima de 5 na MIF.	Mensurar o equilíbrio estático. Referência de normalidade.
		Grupo 2 - Idosos com escore abaixo de 4 na MIF	Mensurar o equilíbrio estático.
3°	Estabilometria: Com o uso do andador desenvolvido	Grupo 2 - Idosos com escore de 4 -2 na MIF	Mensurar o equilíbrio estático com a utilização do andador desenvolvido.
4°	Análise de marcha	Grupo 1- Idosos com escore acima de 5 na MIF	Avaliar a marcha com as variáveis apresentadas no quadro 4, como referencial.
		Grupo 2 - Idosos com escore entre 4 e 2 na MIF	Avaliar a marcha com as variáveis apresentadas no quadro 4, para comparativo.
5°	Análise de marcha Com o uso do andador desenvolvido	Grupo 2 - Idosos com escore 4 entre e 2 na MIF	Avaliar a marcha com as variáveis apresentadas no quadro 4, para compreender a influência do andador na marcha.

Quadro 4 - Etapas da avaliação com o usuário.

3.2.2.6 Apresentação dos dados das avaliações com o usuário

É importante ressaltar que o grupo número 1, composto por idosos com marcha independente, foi avaliado para fundamentar a discussão com relação a normalidade da média de oscilação corporal e dos aspectos da marcha analisados em idosos saudáveis, mas com a mesma média de idade do grupo 2.

Para a apresentação dos dados utilizou-se de ferramentas estatísticas de posição e dispersão. As médias dos valores da estabilometria, das amplitudes de movimento de flexão e extensão do quadril e do tempo de realização do percurso são apresentadas. A média, segundo Pocinho e Figueiredo (2008), representa o ponto de equilíbrio dos dados. É calculada através da somatória de todos os valores de determinada análise e divisão pelo número de sujeitos da amostra.

Como forma de analisar a posição dos dados obtidos em torno da média, são apresentados o desvio padrão e o coeficiente de variação. Estas informações são necessárias para a completa compreensão da distribuição dos valores obtidos e permitem a determinação da homogeneidade da amostra (POCINHO; FIGUEIREDO, 2008). O número reduzido da amostra, principalmente na segunda avaliação, diminui

a significância estatística dos resultados, entretanto acredita-se que o trabalho traz contribuições interessantes para a aplicabilidade do andador desenvolvido.

4 RESULTADOS

Os resultados de cada método de análise e avaliação são apresentados. São expostos os dados dos testes com o PVC e o andador desenvolvido. Por fim, são apresentados os dados da estabilometria e análise de marcha seguindo o método proposto.

4.1 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA E FUNCIONALIDADE MECÂNICA DO CONJUNTO

Na sequência, são descritos os resultados obtidos quando da realização dos ensaios mecânicos tanto no PVC quanto no equipamento e dos testes de funcionalidade do sistema de sustentação.

4.1.1 Resistência do PVC

No ensaio de flexão, o objetivo principal era verificar a resistência a ruptura do PVC 50mm. Nos 3 ensaios realizados, foram obtidos os seguintes valores de força aplicados: (1) 299,88 kg, (2) 280,28 kg, (3) 279,27 kg (esses valores foram obtidos respeitando-se o curso máximo de deslocamento da máquina). No entanto, em nenhum caso houve a ruptura da amostra. Na figura 44, observa-se uma das amostras submetidas ao ensaio de flexão e a deformação ocorrida em função das diferentes forças aplicadas.



Figura 44 - Deformação ocorrida no PVC após o ensaio de flexão

Os resultados do ensaio de impacto podem ser observados na figura 45. Nos ensaios com o martelo liberado nas alturas de 30° e 45° foi constatada uma deformação pontual e permanente no ponto de aplicação da força.

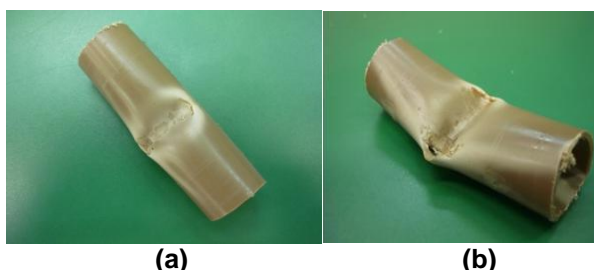


Figura 45 - (a)Corpos de Prova para lançamento a 30°. (b) Corpos de Prova para lançamento a 45°.

4.1.2 Avaliação da capacidade de sustentação de carga do andador

Os resultados dos testes realizados com o cilindro pneumático, acoplado ao andador com a finalidade de simular diferentes cargas aplicadas em sua base de sustentação, comprovou que o andador suporta carga equivalente a 226,66 kg (TABELA 2). Para se conhecer os diferentes valores de força aplicados no equipamento, utilizou-se a equação 1:

$$F = P \cdot A \quad (1)$$

Onde: “F” é a força total aplicada ao andador (mensurada em kgf), “P” a pressão em kgf/cm² e “A” a área de seção transversal do cilindro pneumático (em cm²). Para a obtenção dessa área de seção transversal deve-se calcular as diferenças entre as áreas de êmbolo e área de haste do cilindro (equação 2), ou seja:

$$A = (\pi \cdot (D^2/4)) - (\pi \cdot (d^2/4)) \quad (2)$$

Onde: “D” representa o diâmetro do embolo (8cm) e “d” o diâmetro da haste (2,5cm). Efetuando o cálculo, tem-se: $A = 45,33 \text{ cm}^2$.

Assim, obtém-se a equação 3:

$$F = P \cdot 45,33 \quad (3)$$

Onde: “F” é o valor da força (em kgf), 45,33 é a área de seção transversal do cilindro pneumático (em cm²) e “P” o valor da pressão aplicada no cilindro (em kgf/cm²).

A partir dos valores dessa equação foram calculados, para cada diferencial de pressão, a carga máxima aplicada no andador.

Tabela 2 - Carga máxima promovida pelo cilindro pneumático e suportado pelo andador

Pressão (kgf/cm ²)	Força resultante (kgf)
1	45,33375
2	90,6675
3	136,0013
4	181,335
5	226,6688

A figura 46 mostra o arranjo para este ensaio e a pressão máxima aplicada (5 kgf/cm²).

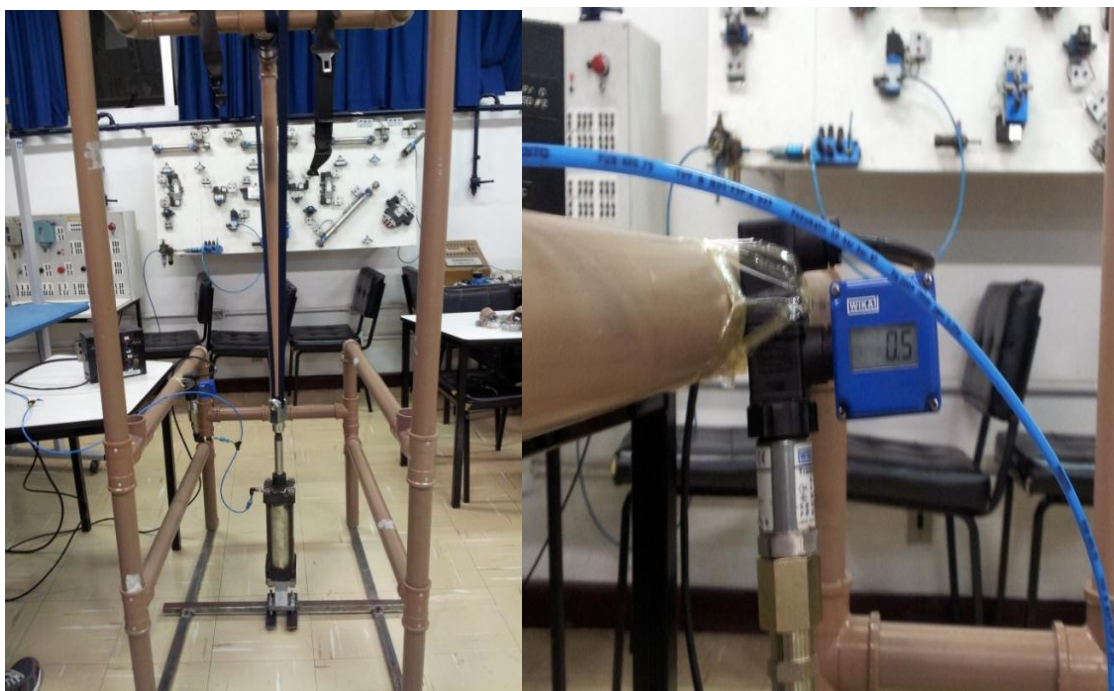


Figura 46 – Simulação de aplicação de carga no andador: (a) posicionamento do cilindro), (b) registro da pressão máxima aplicada

Verificou-se que, para a pressão de 5 kgf/cm², ocorreu uma deformação elástica (FIGURA 47) na parte superior do andador pois, após a retirada da carga, essa estrutura voltou a sua configuração inicial.

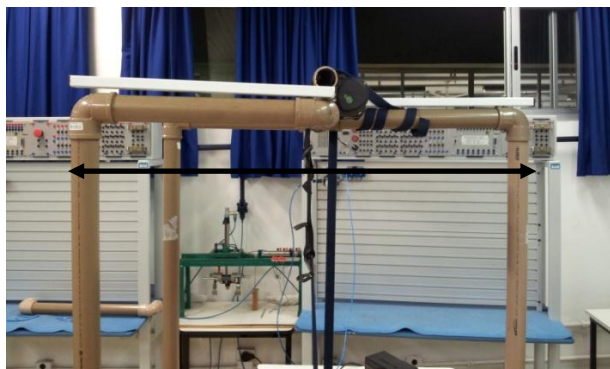


Figura 47 - Deformação elástica do andador desenvolvido

4.1.3 Avaliação do sistema de sustentação

A partir da observação da marcha do voluntário adulto jovem sem deficiência, observou-se que o sistema desenvolvido com o cinto de segurança automotivo, não travava quando da simulação de uma queda lenta ou gradual. O sistema de segurança do cinto só funcionava quando da realização de movimentos bruscos. Como a intenção era testar todo o conjunto com pessoas idosas e considerando da possibilidade de ocorrer em algum voluntário uma queda gradual, surgiu, nesse momento, a necessidade de se melhorar esse sistema de sustentação. Deste modo, para aumentar a segurança na utilização do equipamento, foi acoplada uma fita de poliéster⁹ no conjunto de sustentação (FIGURA 48).



Figura 48 - Fita de poliéster

A fita permanece fixa durante a marcha e é desconectada para que o usuário possa realizar a transferência da posição sentada para a posição em pé e vice versa (FIGURA 49).

⁹ A fita de poliéster utilizada é do mesmo material utilizado no transporte de cargas e, segundo informações do fabricante, suporta até 800 kgf de peso.



Figura 49 - Sistema de sustentação com a inserção de fita para aumento da segurança do usuário.

A segunda avaliação, com voluntário com deficiência, demonstrou a necessidade da utilização dos dois sistemas de sustentação. Como o voluntário apresentava dificuldades para manter a posição ortostática e realizar a marcha com segurança, a fita de poliéster garantia a sustentação de seu corpo. No entanto, quando da necessidade de transferi-lo para uma cadeira, o sistema do cinto de segurança auxiliava para a realização desse movimento. (FIGURA 50).



Figura 50 – Sistema de sustentação: (a) voluntário na posição ortostática com a fita de sustentação e (b) se utilizando do cinto de segurança.

4.2 AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO USO DO ANDADOR NA ESTABILIDADE POSTURAL E REALIZAÇÃO DA MARCHA

Neste item, inicialmente são apresentados os dados da Medida da Independência Funcional (MIF) juntamente com dados dos voluntários em relação a peso, altura e idade, obtidos de seus prontuários.

Na sequência, os resultados obtidos quando das avaliações quantitativas são apresentados juntamente com as correlações entre as avaliações utilizadas com o usuário idoso.

4.2.1 Avaliação qualitativa - Medida da Independência Funcional no Item Locomoção

Dos vinte e oito voluntários, quinze apresentam-se independentes na realização da locomoção ou necessitam somente de supervisão e enquadraram-se no grupo 1 ou de referência. Nove idosos necessitam de assistência para a realização da locomoção e foram enquadrados no grupo 2, sendo estes os voluntários mais indicados para a avaliação com o uso do andador. O grupo 3 refere-se aos idosos com total dependência, sendo composto por 4 idosos e foram excluídos por apresentarem contraturas musculares e somente utilizarem a cadeira de rodas como método de locomoção.

O número de idosos e seus escores na MIF podem ser observados na tabela 3.

Tabela 3 - N° de sujeitos em cada grupo

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
MIF	7 à 5	4 à 2	1
N° sujeitos	15	9	4

Com relação à média de idades e escores de nível de independência dos idosos, obteve-se os seguintes resultados (TABELA 4)

Tabela 4 - Média de idades por escores MIF

MIF	1	2	3	4	5	6	7
IDADE	84,833	86	81,5	87,5	83	86	86,333
N° sujeitos	4	4	3	2	3	6	6

Um dos critérios utilizados para categorizar o idoso nos diferentes escores da MIF foi a utilização de dispositivos auxiliares de marcha ou locomoção. Os dispositivos utilizados pelos idosos da amostra são as bengalas, os andadores comuns, a cadeira de rodas. Outros idosos somente realizam a marcha com o auxílio de cuidadores, apoiando-os para a troca de passos. O gráfico 1 mostra o uso do dispositivo auxiliar e a necessidade de auxílio de cuidadores na amostra pesquisada.

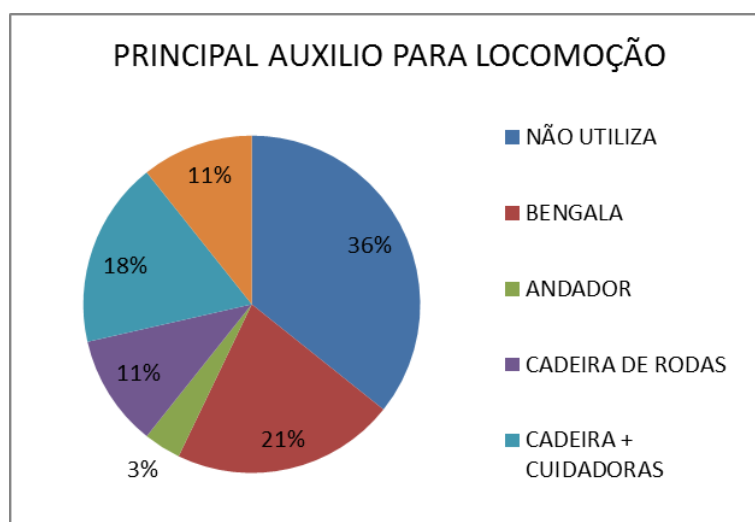


Gráfico 1 - Dispositivo auxiliar de locomoção

4.2.2 Avaliações quantitativas – estabilometria e análise da marcha

Os resultados das avaliações quantitativas são mostrados a seguir. A estabilometria, ou oscilação corporal e as amplitudes de movimento articular do quadril e tempo para a realização dos 12 metros são apresentados. O grupo 1 foi avaliado sem a utilização do andador desenvolvido, apenas para a compreensão dos aspectos avaliados em idosos saudáveis da mesma média de idade e o grupo 2 foi avaliado com e sem o andador desenvolvido para compreender a influência do equipamento no equilíbrio e marcha do idoso com instabilidade postural.

4.2.2.1 Valores da estabilometria

O valor médio da oscilação corporal ou estabilometria, dos idosos do grupo 1 com escore na MIF acima de 5 ficou em 2,977 cm², já os idosos do grupo 2 com MIF

entre 2 e 4, apresentaram valor médio de 10,297 cm² sem a utilização do andador projetado (TABELA 5).

Tabela 5 - Estabilometria x MIF e idade – sem a utilização do andador

MIF	Grupo 1 (7 À 5)	Grupo 2 (4 À 2)
estabilometria	2,977 cm ²	10,297cm ²
Nº de sujeitos	15	9
Média idade (anos)	85,462	87

A avaliação com o andador foi realizada somente com o grupo 2. Com a utilização do andador desenvolvido, todos os idosos deste grupo apresentaram diminuição na oscilação corporal, tanto lateral como anteroposterior. O resultado de uma das avaliações será demonstrado através da representação gráfica da área elíptica, formada com 90 % dos pontos percorridos pelo centro de pressão durante os 20 segundos na postura em pé. A figura 51 refere-se à avaliação do indivíduo, sem a utilização do andador desenvolvido.

Body Center Of Force
Superfície= 5.254cm² - Pontos selecionados: 90%

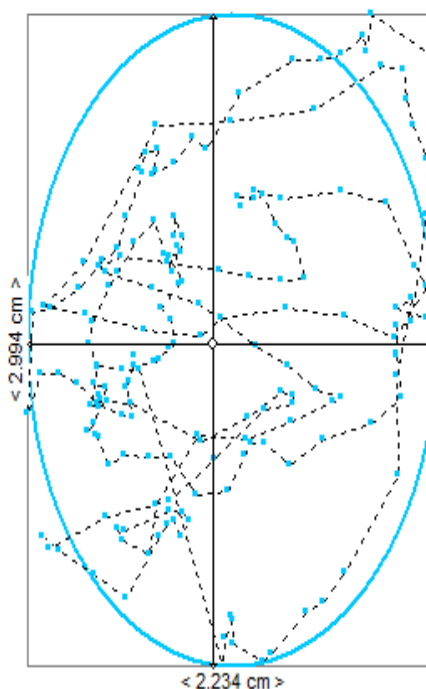


Figura 51 – Representação gráfica da estabilometria, sem a utilização do andador desenvolvido.

Na figura 51 observa-se que a oscilação anteroposterior, referente ao eixo y, foi de 2,994 cm, enquanto lateral, referente ao eixo x, foi de 2,234 cm. O cálculo da área resultante da variação do centro de pressão foi de 5,254 cm².

Com a utilização do andador desenvolvido houve a diminuição da oscilação corporal nos dois eixos. Entretanto, neste caso, lateralmente ocorreu maior redução da oscilação corporal, caindo para 0,789 cm. E a área total passou para 1,770 cm² (FIGURA 52).

Body Center Of Force
Superfície= 1.770cm² - Pontos selecionados: 90%

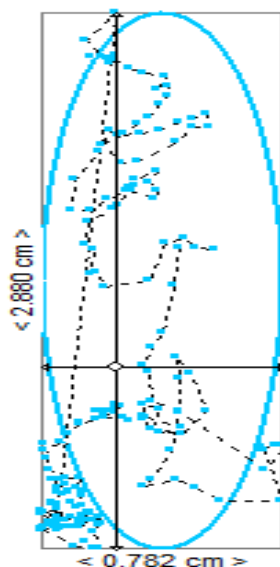


Figura 52 –Representação gráfica da estabilimetria, com a utilização do andador desenvolvido.

O valor médio da oscilação corporal dos nove idosos sem a utilização do andador desenvolvido, juntamente com o desvio padrão e coeficiente de variação estão mostrados na tabela 6. O valor médio da área elíptica, formada pela oscilação anteroposterior e lateral, foi de 10,297 cm². O desvio padrão foi de 6,334 e o coeficiente de variação de 62%. Através do coeficiente de variação foi possível determinar que o conjunto de dados é bastante heterogêneo, ou seja, mesmo com o nível de dependência semelhante os idosos apresentaram diferentes padrões de oscilação corporal. Entretanto os valores médios foram superiores aos idosos independentes.

Tabela 6 - Estabilimetria sem a utilização do andador

Média	Desvio padrão	Coef. de variação
10,297 cm ²	6,334 cm ²	62%

Na tabela 7 estão relacionados os valores referentes à oscilação corporal com a utilização do andador desenvolvido. O valor médio da área resultante foi de 3,264 cm², apresentando uma diminuição de aproximadamente 70%. O desvio padrão foi

de 2, 435 cm², e o coeficiente de variação de 75% confirma a heterogeneidade do grupo 2.

Tabela 7 - Estabilometria com a utilização do andador desenvolvido

Média	Desvio padrão	Coef de variação
3,264 cm ²	2,435 cm ²	75%

A variação da oscilação do grupo 2, com e sem a utilização do andador apresentou-se conforme o gráfico 2. A Série 1 representa a avaliação sem o andador desenvolvido e a série 2 com a utilização do mesmo. Todos os sujeitos apresentam diminuição da oscilação corporal. O eixo “y” refere-se ao valor da oscilação corporal em cm² e o cada ponto do eixo “x” representa um sujeito da amostra.

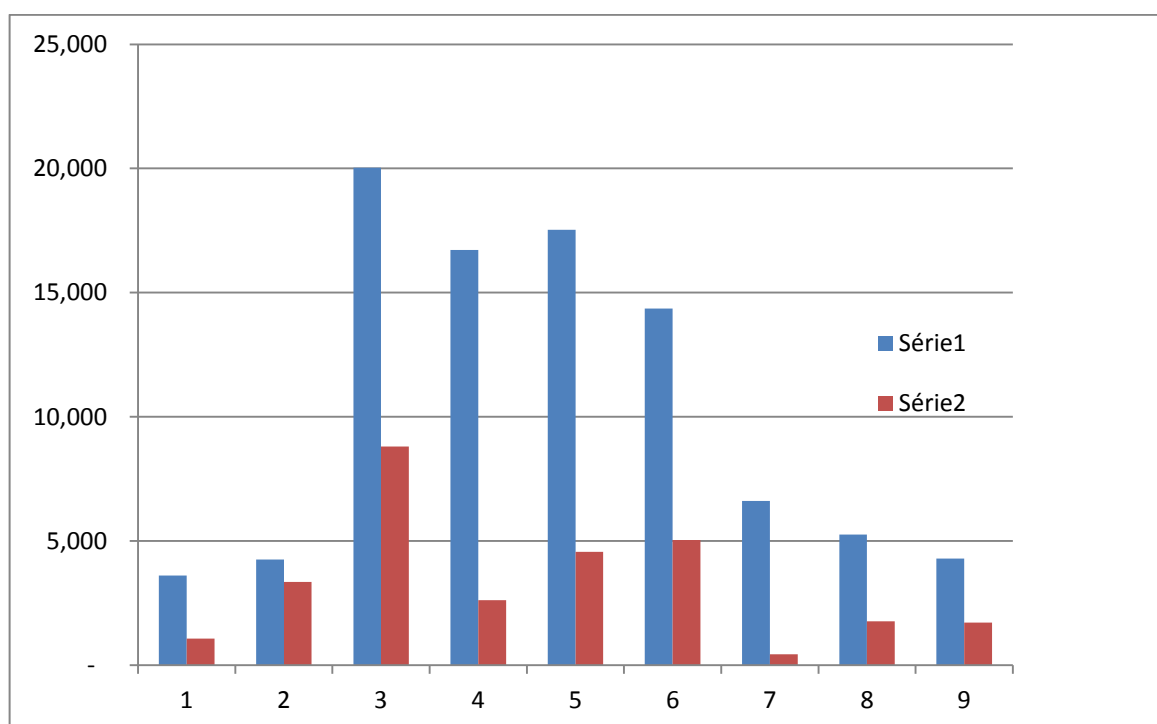


Gráfico 2 – Diferença entre as avaliações da estabilometria; Série 1, sem o andador e série 2, com o andador desenvolvido. Eixo “x” representa o numero de sujeitos e o eixo “y” o valor de oscilação corporal em cm².

A tabela 8 mostra as médias de oscilação corporal do grupo 1 para referência de normalidade e do grupo 2 sem o andador desenvolvido e com a utilização do mesmo.

Tabela 8 - Média da estabilometria do grupo 1 e 2 sem o andador (S/A) e do grupo 2 com o andador (C/A)

MIF	Grupo 1 (S/A)	Grupo 2 (S/A)	Grupo 2 (C/A)
estabilometria	2,977 cm ²	10,297cm ²	3,264 cm ²

4.2.2.2 Análise de marcha

Na tabela 9 estão apresentados os valores médios na análise realizada com três idosos do grupo dois, que apresentam instabilidade postural, sem a utilização do andador desenvolvido. A avaliação foi realizada com os sensores acelerômetros, em marcha com velocidade livre para o percurso de 12 metros. Com relação à amplitude da flexão do quadril durante a realização da marcha, no percurso de 12 metros, sem a utilização do andador, a média dos valores foi de 15,33° no quadril direito e 17° no quadril esquerdo. A extensão média da mesma articulação de referência foi de 10° no membro direito e 11,33° no esquerdo. O tempo médio para percorre os 12 metros foi de 37 segundos. As ferramentas estatísticas de dispersão demonstram a homogeneidade dos dados.

Tabela 9 - Valores da ADM de flexão e extensão e tempo para percorrer 12 metros - avaliação durante a marcha, sem a utilização do andador

	Média	Desvio padrão	Coef. de variação
ADM Flexão - Q D (graus)	15,33	3,399346	22%
ADM Flexão - Q E (graus)	17,00	3,741657	22%
ADM extensão - Q D (graus)	10,00	4,082483	41%
ADM extensão - Q E (graus)	11,33	3,681787	32%
tempo p/12m (s)	37,00	3,559026	10%

Os mesmos três idosos do grupo 2 foram avaliados com a utilização do andador desenvolvido e houve uma redistribuição da amplitude articular, com a diminuição da extensão e aumento da flexão. A média de flexão da articulação do quadril direito foi 20,67° e o esquerdo, bastante semelhante 20,33°. O alto valor de desvio padrão neste caso deve-se a diferença entre o valor máximo de 30° e o mínimo de aproximadamente 16°. Os valores de extensão do quadril direito e esquerdo foram, respectivamente 7,33° e 7,67°. O valor elevado do coeficiente de variação da extensão do quadril esquerdo também se deve a amplitude do valor máximo e mínimo de 13° e 3°, respectivamente. O tempo médio necessário para

percorrer os 12 metros foi de 43 segundos. Esses dados podem ser vistos na tabela 10.

Tabela 10 - Valores da ADM de flexão e extensão e tempo para percorrer 12 metros, com a utilização do andador desenvolvido

	Média	Desvio padrão	Coef. de variação
ADM Flexão - Q D (graus)	20,67	6,650	32%
ADM Flexão - Q E (graus)	20,33	5,312	26%
ADM extensão - Q D (graus)	7,33	1,700	23%
ADM extensão - Q E (graus)	7,67	4,110	54%
tempo p/12m (s)	43,00	1,414	3%

A utilização do andador promoveu um aumento da flexão, porém uma diminuição da extensão do quadril. Mas quando somadas as médias de flexão e extensão nas duas situações é possível afirmar que não houve aumento significativo na amplitude total, ou amplitude do passo, pois esta permaneceu em torno de 25° a 29°. O tempo médio necessário para percorrer os 12 metros aumentou em 6 segundos com a utilização do andador.

Da mesma forma que na avaliação da estabilometria, os idosos do grupo 1 foram avaliados com relação as amplitudes articulares do quadril e tempo para realização de percurso de 12 metros, sem a utilização do andador, para referenciar a discussão dos dados. A tabela 11 mostra as médias do grupo 1, e do grupo 2 sem e com o andador desenvolvido .

Tabela 11 - Médias dos três grupos dos valores da ADM de flexão e extensão e tempo para percorrer 12 metros; Grupo 1 (MIF 7-5); Grupo 2 (MIF 4-2) – S/A – sem o andador; C/A – com o andador.

	Grupo 1	Grupo 2 (S/A)	Grupo 2 (C/A)
	médias	médias	médias
ADM Flexão - Q D (graus)	21,75	15,33	20,67
ADM Flexão - Q E (graus)	19,75	17	20,33
ADM extensão - Q D (graus)	4,5	10	7,33
ADM extensão - Q E (graus)	5,25	11,33	7,67
tempo p/12m (s)	24,50	37	43

Com a utilização do andador desenvolvido os valores de amplitude da articulação do grupo 2 aproximaram-se do grupo 1. Já o tempo necessário para o grupo 2 completar os 12 metros foi maior nos dois casos, com e sem o andador. Porém com o andador o tempo foi ainda maior.

5 DISCUSSÃO

5.1 METODOLOGIA DE AVALIAÇÃO E EFICIÊNCIA DO PROTÓTIPO

Os métodos utilizados para avaliação dos andadores, encontrados no levantamento bibliográfico, procuravam avaliar a tecnologia utilizada e, de um total de 53 trabalhos de pesquisa encontrados, somente 6 analisaram o comportamento dos equipamentos diretamente com o usuário idoso. Na presente proposta de trabalho, foi possível realizar tanto a avaliação do andador em termos de resistência mecânica como também com a população para o qual foi projetado: o idoso. Nesse sentido, em relação às avaliações realizadas com voluntários idosos, é importante ressaltar as dificuldades encontradas na disponibilidade dos mesmos para a realização dos testes. Embora tenha havido antecipadamente todo um planejamento junto à clínica, assim como a obtenção do consentimento dos voluntários, foram necessários 4 meses para a realização das avaliações apresentadas no capítulo 4. Devido a alguns fatores como idade avançada, fragilidade física predominante, dependência e até variação climática, que fazia com que a maioria dos idosos não saísse de seus quartos, não foi possível uma maior participação nas avaliações. Pode ser que esses fatores também expliquem o pequeno número de avaliações encontradas diretamente com os idosos quando do levantamento bibliográfico.

Em relação à matéria prima utilizada na confecção do andador, pôde-se comprovar, tanto pelo ensaio de flexão como o de impacto, que o PVC é um material extremamente dúctil¹⁰. Mesmo com a aplicação de uma carga média de 286,47 kg no ensaio de flexão, carga essa limitada pelo curso de máquina, não ocorreu seu rompimento. O mesmo comportamento ocorreu em relação ao ensaio de impacto. Não houve a “quebra” do tubo. Assim, se a estrutura vier a se chocar contra paredes ou outros anteparos que possam existir no ambiente onde estiver sendo utilizado, é mínima a possibilidade de ocorrer sua quebra.

Embora não se caracterizassem como ensaios mecânicos, algumas exigências da norma ISO 11199-1 também foram observadas em relação à utilização do PVC na construção do andador. Segundo a norma, em relação ao

¹⁰ A ductibilidade de um material, segundo Ching et al. (2009), é a propriedade de deformação plástica dos materiais sem a ocorrência de ruptura.

material empregado na construção de andadores, este não deve conter pontas ou quinas pontiagudas, que possam ferir o usuário, além disso, o material não deve soltar tinta ou desgastar-se com facilidade e deve apresentar adequado acabamento (ISO, 2005). E todas essas características de acabamento são próprias do PVC. Outra importante característica, segunda a norma, é da dimensão da empunhadura cuja largura de preensão manual não deve ser menor que 20mm e não superior a 50mm (ISO, 2005) e o PVC utilizado possui empunhadura de 50mm correspondente ao seu diâmetro externo.

Em relação ao ensaio com o uso de um cilindro pneumático para simulação de cargas, constatou-se que a estrutura de sustentação sofreu uma flexão elástica somente quando a carga aplicada foi 226,66 kg. Desta forma, considerando que o peso médio dos idosos analisados é de 59,04 kg, pôde-se determinar que a estrutura projetada é capaz de garantir a sustentação de idosos em caso de quedas.

Os ensaios para avaliação do colete e sistema de sustentação por cintos, por sua vez, demonstraram que tanto o cinto de segurança com dispositivo de trava quanto a fita de poliéster se mostraram eficazes. A combinação em sua utilização permite, com segurança, a completa sustentação do usuário caso o mesmo não consiga ficar na posição ortostática ou sua mudança de posição, caso queira permanecer sentado.

Além disso, esse sistema, ao possuir diferentes regulagens, passou a atender também a norma ISO, no tocante a questões de ajustes, pois segundo a mesma, o equipamento deve ter possibilidades de ajustes mínimos e máximos de maneira que diferentes pessoas possam utilizá-lo sem implicações na ergonomia do projeto (ISO, 2005).

A estrutura de aço acoplada garantiu maior resistência mecânica ao andador, pois se trata de um tubo de aço carbono comum. A mesma apresenta baixo custo e mesmo os tubos de aço que apresentam baixa quantidade de carbono têm resistência para ruptura de 33 kg/mm² e de escoamento 20 kg/mm².

A utilização da estabilometria mostrou-se uma ferramenta objetiva para a mensuração do equilíbrio estático, apontado na literatura como importante indicador de independência funcional. Na revisão de literatura não foram encontrados trabalhos que utilizassem este recurso para avaliação de andadores, mas este foi eficaz em comprovar a diminuição da oscilação corporal com a utilização do equipamento desenvolvido. O resultado representa um ganho compensatório na

estabilidade do idoso com o uso do andador desenvolvido. Os valores da estabilometria do grupo 2 com o uso do andador desenvolvido aproximaram-se do grupo 1 de idosos sem alterações na marcha.

Os sensores acelerômetros, mencionados na revisão de literatura como instrumento de análise de aspectos da marcha para avaliação de andadores, também se mostrou adequado para esta finalidade. Entretanto a diminuição da amostra comprometeu a análise dos resultados e principalmente sua generalização. Da mesma forma que a avaliação realizada por Tamura et al. (2001), o tamanho reduzido da amostra interfere na qualidade dos resultados e impede qualquer inferência estatística, sendo esta a principal limitação do presente estudo. No artigo citado, a utilização do sensor acelerômetro para analisar o impacto dinâmico da utilização de um andador foi adequada, pois foi possível mensurar os aspectos biomecânicos da articulação analisada. Na presente pesquisa o instrumento selecionado permitiu a mensuração da amplitude de movimento de forma dinâmica, ou seja, durante a realização da marcha. Outro aspecto importante foi a questão dos sensores não necessitarem de cabos para a transmissão de dados. Isto permitiu a avaliação com o andador desenvolvido, sem qualquer limitação.

Com relação aos resultados das avaliações, os achados parecem demonstrar que com o uso do equipamento, há aumento de estabilidade, porém como se trata de uma proposta compensatória não há como avaliar melhoras nos aspectos motores, pois estes só poderiam ser avaliados em um estudo ao longo do tempo. Na estabilidade, ou equilíbrio, os dados obtidos foram consistentes no sentido de demonstrarem uma melhora com a utilização do andador desenvolvido. A diminuição da oscilação corporal foi observada em todos os idosos avaliados (GRÁFICO 2).

Como a instabilidade postural é o principal motivador da necessidade de utilização de um dispositivo auxiliar de marcha, o aumento comprovado da estabilidade torna-se um ganho relevante. O andador desenvolvido atuou como um estabilizador na posição em pé. A manutenção da postura ortostática de forma segura é tão complexa quanto à realização do próprio movimento (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003). Isto reforça o potencial compensatório do equipamento desenvolvido para favorecer o equilíbrio, tendo em vista que não houve treinamentos prévios para a utilização do mesmo.

A utilização do colete é um dos fatores que auxiliam o aumento da estabilidade, visto que este favorece a propriocepção e a sensação de segurança na

posição ortostática. Segundo Pavan et al. (2010) o uso de órtese de tronco ou bandagens geram estímulos proprioceptivos que influenciam no alinhamento postural. Comparativamente com andadores comuns, os idosos que utilizaram este e também o andador desenvolvido, apresentaram diminuição da oscilação, tanto anteroposterior, quanto lateral.

Na comparação entre a amplitude total com e sem o andador desenvolvido, os valores médios obtidos são semelhantes aos do estudo de Cristopoliski et al. (2007) de $31,0^\circ \pm 5,3$ antes da realização dos exercícios e de $29,7^\circ \pm 5,4$ após. Os valores médios na presente pesquisa para a amplitude total sem a utilização do andador desenvolvido foi de $25,33^\circ$ no quadril direito e $28,33^\circ$ no esquerdo. Com a utilização do mesmo a média foi para 28° , no lado direito e esquerdo.

Esta redistribuição da amplitude total, com aumento da flexão e diminuição da extensão observada com a utilização do andador remete ao estudo no qual os idosos com instabilidade postural e histórico de quedas apresentavam aumento da flexão no início do passo e menor extensão na fase de pré-oscilação. Os autores definem esta diferença como uma estratégia para aumento de estabilidade (KIRWOOD et al., 2006). É importante ressaltar o ganho da amplitude articular no movimento de flexão de forma dinâmica com a utilização do andador desenvolvido. Pois a redução desta amplitude está relacionada diretamente com episódios de queda (KIRKWOOD et al., 2006).

Os estudos das particularidades biomecânicas da marcha do idoso indicam a diminuição da velocidade da marcha (MASHIMO; CAROMANO, 2002). Na avaliação realizada, os idosos apresentaram maior tempo com a utilização do andador desenvolvido, ou seja, uma velocidade menor. Ainda segundo os estudos da marcha nos adultos jovens saudáveis, a velocidade da marcha tem relação com a amplitude da passada e esta depende da amplitude articular do quadril. Entretanto, em idosos, a velocidade também tem relação com o tempo de apoio, sendo que este tende a aumentar com o envelhecimento. Portanto a diminuição da velocidade mesmo com a amplitude total semelhante, pode estar relacionada a maior tempo de apoio durante o ciclo da marcha. Todavia o andador desenvolvido reforçou o caminhar lento, já experimentado pelos idosos. Este foi um aspecto negativo pois a maior velocidade é um indicador de maior independência, entretanto é possível que o aumento da estabilidade tenha promovido um andar mais controlado e seguro.

Tanto na estabilometria quanto na análise da amplitude articular com o uso do andador desenvolvido, houve uma aproximação dos valores do grupo 2 com o grupo 1 considerado como referência de idoso sem alterações na marcha.

5.2 ANÁLISES DE CUSTOS

Um dos aspectos importantes no desenvolvimento do equipamento era a criação de um andador com suporte de tronco, semelhante aos comerciais em suas propriedades e resistência, porém com um custo acessível.

No quadro 5 estão apresentados os valores de cada material utilizado e o preço final do andador. A confecção do colete não foi contabilizada, uma vez que foi feita por um voluntário, sem custo.

MATERIAL	QUANTIDADE	PREÇO
Tecido - Nylon	2 metros lineares (1,40 de largura)	R\$ 24,00
Fita de poliéster (usada em cintos de segurança)	10 metros lineares	R\$ 8,90
Espuma em manta	1 metros (1cm de espessura e 1,90 de largura)	R\$ 18,00
Fivela duralumínio	3 unidades	R\$ 7,50
Fivelas plásticas	1 unidade	R\$ 0,50
Tubos e conexões de PVC	14 conexões e 10 m de tubo 50mm	R\$ 150,00
Total		R\$ 208,90

Quadro 5 - Custos do colete

Comparativamente aos produtos comerciais semelhantes o valor pode ser considerado baixo sendo aproximadamente 90% menos do que o similar com menor preço encontrado.

5.3 APLICABILIDADE DO PROTÓTIPO

Os andadores comerciais descrevem aumento da movimentação articular e maior estabilidade. O andador desenvolvido é semelhante pois permite a marcha com adequada movimentação articular e também favorece a segurança, com diminuição da oscilação corporal.

O andador desenvolvido pode ser utilizado para auxiliar na marcha independente de idosos e pessoas com mobilidade reduzida, por auxiliar nos aspectos já mencionados e por não permitir a ocorrência de quedas.

Além disso, em função da padronização das conexões e pela simplicidade do projeto, o mesmo pode ser facilmente reproduzido por pessoas leigas. Dependendo do peso do usuário, até mesmo o suporte em aço, projetado para reforçar a estrutura de sustentação, pode ser retirada.

No entanto, para ser utilizado em residências o protótipo desenvolvido ainda se apresenta limitado, principalmente no tocante ao acesso ao banheiro já que as portas normalmente são de 60 cm de largura.

6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho possibilitou a validação de uma nova proposta de tecnologia assistiva, em apoio ao desenvolvimento da marcha. O andador desenvolvido na UTFPR, mostrou-se adequado para cumprir as mesmas funções que os andadores comerciais. Os ensaios mecânicos realizados no equipamento, garantiram uma maior confiabilidade na sua utilização por pessoas que possuem algum comprometimento postural ou dificuldades na realização da marcha. Além disso, os materiais selecionados para sua confecção e a baixa mecanização empregada conferiram ao andador, além do baixo custo, a possibilidade de sua montagem por pessoas leigas.

O uso da estabilometria como método de avaliação, permitiu demonstrar que o equipamento desenvolvido favorece o controle da postura ortostática ao ponto de fazer com que a oscilação corporal dos idosos avaliados se aproximasse aos valores de oscilação daqueles que realizam a marcha de forma independente. Só esse fator contribui sobremaneira na segurança e qualidade da marcha, o que valida o equipamento para ser utilizado como um estabilizador. O andador avaliado possibilita um caminhar seguro evitando a imobilização total do idoso com instabilidade postural ou o uso exclusivo da cadeira de rodas como meio de locomoção.

Embora os aspectos biomecânicos da análise da marcha com e sem o uso do andador avaliado tenham sido inconclusivos, devido ao número reduzido da amostra, foi possível observar o aumento da flexão, sem a realização de qualquer treino ou exercício com esta finalidade. Entretanto as diferenças observadas foram de diminuição da velocidade e uma redistribuição da amplitude articular do quadril. Houve aumento da flexão e diminuição da extensão, porém na amplitude total, não houve diferença. Nessa avaliação da amplitude articular as mudanças mensuradas também aproximaram o comportamento do grupo 2 com o grupo de referência, com exceção na questão do tempo necessário para percorrer o percurso instituído. Salienta-se que durante a avaliação com o andador, os idosos demonstravam maior segurança e um caminhar mais estável e sem o mesmo observou-se pressa para finalizar o percurso. Entretanto estes componentes subjetivos não foram avaliados. Seguindo o exemplo de Lee et al. (2012), sugere-se para futuros estudos do andador desenvolvido a inclusão de avaliação subjetiva dos usuários sobre a

estabilidade e segurança durante a realização da marcha. O aumento da amostra para obtenção de dados mais consistentes é desejável nas avaliações utilizadas.

Uma possibilidade de aplicação em pesquisas futuras é a utilização do andador para a reabilitação da marcha em treino locomotor. Avaliações do gasto energético e frequência cardíaca são indicadores da qualidade da marcha (NORKIN, 2010) e também podem auxiliar na compreensão do uso do andador com suporte de tronco. A diminuição de ocorrência de quedas com o uso contínuo do andador desenvolvido também pode ser avaliada com estudo ao longo do tempo.

O dimensionamento do andador desenvolvido impede a utilização do mesmo em domicílios com portas de 60 cm, sendo uma das sugestões uma melhor adequação a fim de permitir sua utilização em banheiros residenciais. Entretanto, é importante salientar que os ambientes também devem buscar adaptações que promovam a acessibilidade, como a utilização de portas de 80cm.

REFERÊNCIAS

ABIT. Cartilha de Costurabilidade, Uso E Conservação De Tecidos Para Decoração **Comitê De Tecidos Para Decoração Da Abit**, Associação Brasileira Da Indústria Têxtil e de confecção – 2ª ed., 2011.

BALDONI, A.O.; PEREIRA, L.R.L. O Impacto do Envelhecimento Populacional Brasileiro para o Sistema de Saúde sob a óptica da Farmacoepidemiologia: Uma Revisão Narrativa. **Revista Ciência Farmacêutica Básica e Aplicada**, v. 32, n.3, p.313-321, 2011.

BALTES P.B.; SMITH J. New Frontiers In The Future Of Aging: From Successful Aging Of The Young Old To The Dilemmas Of The Fourth Age. **Gerontology**, v.49, p.123-135, 2003.

BARBOSA, M. Como Avaliar Quedas Em Idosos? **Revista da Associação Médica Brasileira**. V.47, n.2, p.85-109, 2001.

BARELA A.M.F., DUARTE M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, v. 6, p.56-61, 2011.

BENOY, et al. A motorized Power Glider. **Bioengineering Conference (NEBEC)**, 2012 38th Annual Northeast, p.384,385, v. 16, mar. 2012.

BEZERRA, S. M. G. Prevalência de úlceras por pressão em pacientes acamados e cuidados dispensados em domicílio. **Universidade Federal do Piauí (Dissertação) Mestrado**, Teresina-PI, 2010.

BRASIL. **Plano Nacional Dos Direitos Das Pessoas Com Deficiência**. Disponível Em <<http://www.Brasil.Gov.Br/Noticias/Arquivos/2011/11/17/Plano-Beneficia-45-6-Milhoes-Com-Deficiencia>>. 2011. Acesso Em Setembro 2012.

BRASIL. Portaria Interministerial Nº 31, De 6 De Fevereiro De 2012. <Ftp://Ftp.Saude.Sp.Gov.Br/Ftpsessp/Bibliote/Informe_Eletronico/2012/Iels.Fev.12/Iels26/U_Pt-Interm-Mf-Mcti-31_060212.Pdf> Acesso em: jul. 2012.

BRUXEL, Y. Sistema para análise de impacto na marcha humana. Dissertação. Porto Alegre. **UFRGS**. 2012

BUKSMAN, S. et al. Quedas em Idosos: Prevenção. Brasil: **Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia**,out.2008.

CANÇADO, F.A.X.; HORTA,M.L. Envelhecimento Cerebral. In: FREITAS, E.V. et al.**Tratado de geriatria e gerontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. cap.13, p.112-127.

CARDOSO, A.S., et al. Fatores influentes na desistência de idosos em um programa de exercício físico. **Movimento**, Porto Alegre, v.14, n.1, p. 225-39, 2008.

CASA. Cadeira para escalada e segurança em altura. <http://www.casadepedra.com.br/categoria/1/65/cadeirinhas.aspx?gclid=cj-n1tyq_bycfcl4aodxvcaka>. Acesso em: dez. 2012.

CIOSAK, et al. Senelidade e Senescência: Novo Paradigma na Atenção Básica de Saúde. **Revista Escola de Enfermagem da USP**, v.45, n.2,p.1763-8, 2011.

CRISTOPOLISKI, F. et al. Efeito transiente de exercícios de flexibilidade na articulação do quadril sobre a marcha de idosas. **Revista Brasileira Medicina do Esporte**, v.14, n.2, p. 139-144. 2008.

CHAIMOVICZ, et al. **Saúde do idoso**. Belo Horizonte, Nescon/UFMG,Coopmed, 2009

CHUGO, D.; et al. The wheel control of a robotic walker for standing and walking assistance with stability, Robot and Human Interactive Communication, 2008. **ROMAN 2008. The 17th IEEE International Symposium**, n.1, v.3, p. 297,302, ago. 2008.

ERA,P, et al. Postural Balance And Self-Reportd Functional Ability In 75-Yaer-Old Men And Woman: A Cross-National Comparative Study. **The American Geatric Society**, v.45, p. 21-29, 1997.

FABRÍCIO, S. et al. Causas e conseqüências de quedas de idosos atendidos em hospital público Junior. **Ver. Saúde Pública**. 2004;38(1):93-99

FALOPPA, F., ALBERTONI, W.M. **Ortopedia e Traumatologia**. 1º edição. Editora: Manole. Barueri, São Paulo, 2008; p.575-579..

FARINATTI; LOPES. Amplitude e cadência do passo e componentes da aptidão muscular em idosos: um estudo correlacional multivariado. **Revista Brasileira Medicina do Esporte**. v. 10, n. 5, Set/Out, 2004.

FIGLIOLINO, J. A. M. et al. Análise Da Influência Do Exercício Físico Em Idosos Com Relação A Equilíbrio, Marcha E Atividade De Vida Diária. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**. Rio De Janeiro, v. 12, n. 2, 2009.

FIGUEIREDO, K.M.O.B. et al. Instrumentos de avaliação do equilíbrio corporal em idosos. **Revista Brasileira Cineantropometria & Desempenho humano**. Rio Grande do Norte, vol.9, n-4, p.408-413, 2007.

GASPARINI, G. C. Mobiliário adaptado para pacientes com disfunção neuromotora confeccionados em PVC – tubos e conexões. In: Congresso Brasileiro e Terapia Ocupacional, 10. 2007. **Anais**. Goiânia, 2007

GITLIN; LEVINE. Prescribing Adaptive Devices To The Elderly: Principles To Treatment In The Home. **International Journal of Technology & Aging**, v.5, n.1, p.107-20, 1992.

GLOVER, J, et al. Learning user models of mobility-related activities through instrumented walking aids, Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA '04. 2004, **IEEE International Conference**, vol.4, p..3306-3312, 2004.

GUYATT G.H., et al. How should we measure function in patients with chronic heart and lung disease? **Journal of Chronic Diseases**, v.38, p.517-24, 1985.

HAMILL, J. KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. 2ª ed, São Paulo, Manole,2008.

HIRATA, Y., et al. Passive-type intelligent walking support system RT Walker, Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004). Proceedings. 2004 **IEEE/RSJ International Conference**, v.4, p.3871-3876, 2004.

IBGE. Primeiros Resultados Definitivos Do Censo 2010. **IBGE**.<http://Saladeimprensa.Ibge.Gov.Br/Noticias?View=Noticia&Id=1&Busca=1&Id_noticia=1866.> 2011. Acesso em: nov. 2012.

IBGE. Projeção Da População Do Brasil População Brasileira Envelhece Em Ritmo Acelerado.**IBGE**,<http://www.Ibge.Gov.Br/Home/Presidencia/Noticias/Noticia_Impres_sao.Php?Id_Noticia=1272.> Acesso em: jan. 2013.

IBGE. Perfil Dos Idosos Responsáveis Pelos Domicílios. **IBGE**. <<http://www.Ibge.Gov.Br/Home/Estististica/Populacao/Perfilidoso/Default.Shtm>.> Acesso em: nov. 2012.

INMAN, et al. **Human Walking**. Batimore. Williams e Wilkins, 1981.

IPEA. Infraestrutura social e urbana no Brasil subsídios para uma agenda de pesquisa e formulação de políticas públicas condições de funcionamento e infraestrutura das instituições de longa permanência para idosos no Brasil. **Eixos do Desenvolvimento Brasileiro**, n. 93, 2011.

ISHIDA, R. Nomenclatura em Análise de Marcha, In: Saad, M.; Batistella, L. R, Análise de **Marcha**, São Paulo: Lemos Editorial, 1997.

JEON. Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients. **Mechatronics, IEEE/ASME Transactions**, v.11, n.4, p.428,432, ago. 2006.

JUN, et al. Walking and sit-to-stand support system for elderly and disabled, Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011. **IEEE International Conference**, v.1, n.5, 2011.

KIRKWOOD, R.N, et al. Biomecânica da marcha em idosos caídores e não caídores: uma revisão da literatura. **Revista brasileira Ciência e Movimento**, v.14, n.4, 103-110, 2006.

LEE, et al. Essential feedback on first prototypes of smart mobile walker and upper extremity assistive robot. **Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI)**, 2012 9th International Conference n. 65, v.66, p. 26-28, nov. 2012.

LEHMKUHL, L. D.; SMITH, L. K. Postura ereta e marcha. **Cinesiologia Clínica de Brunstrom**. 4. ed. SãoPaulo, Manole, 1989

LEHMANN, et al. Análise Da Marcha: Diagnóstico E Tratamento. In: Kottke, Frederic J.; Lehmann, Justus F. **Tratado de medicina física e reabilitação de krusen**. 4. Ed. São Paulo, Manole, p.107-123,1994.

LOJUDICE, D.C. et al . Equilíbrio E Marcha De Idosos Residentes Em Instituições Asilares Do Município De Catanduva/Sp. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, Rio De Janeiro, v. 11, n. 2, 2008.

LOW, K. H.; YUEHONG YIN. Providing assistance to knee in the design of a portable active orthotic device. Automation Science and Engineering. **IEEE International Conference**, v.8., p.188,193, out. 2006.

MAIS. **Andador NF walker**.<<http://madeformovement.com/products/nf-walker>> Acesso em: jul. 2012

MASHIMO, A.M.; CAROMANO, F.A. A marcha em idosos saudáveis. **Arquivo Ciência e Saúde**, Unipar. São Paulo, 2002.

MELLO, M. A. F.; CAPANEMA, V. M.; LUZO, M. P. Recursos Tecnológicos em Terapia Ocupacional – Órtese e Tecnologia Assistiva. In: DE CARLO, M. P.; LUZO, M. C. M. **Terapia Ocupacional - Reabilitação Física e Contextos Hospitalares**. São Paulo: ROCA, 2004, p. 99 -125.

MELLO, M. A. F. Tecnologia Assistiva no Brasil. **Anais**. Fórum de Tecnologia assistiva. 2006.

MINAS GERAIS. Secretaria de Estado de Saúde. Atenção a saúde do idoso. **Saúde do idoso - Atenção**. Belo Horizonte, SAS/MG 2006. 186 p.1

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A.C. Aspectos Biomecânicos da Postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. **Revista Portuguesa de Ciência do desporto**, v.3, n.3, p. 77-83, 2003.

MUNIZ; ANDRADE. Análise biomecânica das fases da marcha por acelerômetros. **Universidade do Estado de Santa Catarina** (Dissertação), Curso de Educação Física, 2011.

NORKIN, Análise de Marcha. In: O'Sullivan, Susan B.; Schmitz, Thomas J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**, 5 ed., Manole, 2010.

OHNUMA, T, et al. Particle filter based feedback control of JAIST Active Robotic Walker. **RO-MAN, 2011 IEEE** , p.264,269, 2011.

OLIVEIRA; MAIA. Avaliação da actividade física em contextos epidemiológicos. uma revisão da validade e fiabilidade do acelerómetro tritrac-r3d, do pedómetro yamax digi-walker e do questionário de baecke. Faculdade de ciências do desporto e de educação física. **Universidade do porto**. Portugal, 2001.

OLIVEIRA, L. F. Estudo de revisão sobre a utilização da estabilometria como método de diagnóstico clínico. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**,v. 9, n. 1, 1993.

ORTOSOLUCIONES. **Andador Dinamico**. <<http://www.ortosoluciones.com/andador-estabilizador-exterior-dinamico.html>>. Acesso em: jul. 2012.

PATHANGAY, V. Detecting deviations in visual path following for indoor environments. TENCON 2008 – 2008. **IEEE Region 10 Conference**, p.19-21 Nov. 2008.

PATLA, A. B. Adaptative human locomotion: influence of neural, biological and mechanical factors on control mechanisms. In: Bronstein, A. M., Brandt, T., Woollacott, M. H., Nutt, J., **Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait**. 2^a ed., Arnold Publishers, cap. 2, New York, USA, 2004.

PAVAN, K. et al. Efeito da órtese anti-rotacional de tronco em pacientes hemiplégicos: estudo preliminar. **Medicina de reabilitação**, v.29, n.1, jan.-abr. 2010.

PERRY, J. **Análise de marcha**. São Paulo: Manole, 2005.

PRINCE, F. et al., Gait In The Elderly. **Gait And Posture**, v. 5, p.128-135, 1997.

POCINHO, M.; FIGUEIREDO, J. P. **Estatística e Bioestatística**. 2008. Disponível em: <<http://biocistron.blogspot.com/search/label/Bioestat%C3%ADstica>>. Acesso em: out. 2008.

RIBEIRO; NERI. Exercícios físicos, força muscular e atividades de vida diária em mulheres idosas. **Ciênc. saúde coletiva**, v.17, n.8, p. 2169-2180, 2012.

RIBEIRO, et al. A influência das quedas na qualidade de vida de idosos. **Ciência & Saúde Coletiva**. 13(4):1265-1273, 2008.

RICCI, N. Fatores Associados ao Histórico de Quedas de Idosos Assistidos pelo Programa de Saúde da Família. **Saúde Sociedade**. São Paulo, v.19, n.4, p.898-909, 2010.

ROCHA, E. F. ; CASTIGLIONI, M. C. . Reflexões sobre recursos tecnológicos: ajudas técnicas, tecnologia assistiva, tecnologia de assistência e tecnologia de

apoio. **Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo**, v. 16, p. 90-97, 2005.

RODRIGUES. Reabilitação: Tecnologia Assistiva. **Reabilitação – Práticas Inclusivas e Estratégias Para a Ação**. São Paulo: 2008. p.39-72

ROSE, J., GAMBLE, JG. **Marcha Humana**. 2º ed. Premier, São Paulo, 1998.

SAAD, M. et al.. Técnicas de Análise de Marcha. Revisão. **Acta Fisiátrica**, v. 3, n.2, p.23-26, 1996.

SANGLARD, R.C.F., et al. Instabilidade postural e queda em idosos. **Fitness & Performance Journal**, v.3, n.3, p.149-56, 2004.

SÁNCHEZ-LACUESTA, J. Biomecánica De La Marcha Humana Normal. In: **Biomecánica De La Marcha Humana Normal Y Patológica**, cap. 2, Valencia, Genealitat Valenciana, 1993.

SCHMITZ, T.J. Treino Locomotor. In: O'Sullivan, Susan B.; Schmitz, Thomas J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**, 5 ed., Manole, 2010.

SIMONEAU, G.G. Cinesiologia da marcha. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**. Rio De Janeiro, Elsevier, p. 627 – 640, 2011.

SIQUEIRA, F. V. et al. Prevalência de quedas em idosos e fatores associados. **Revista Saúde Pública**, v.41, n. 5, p. 749-56, 2007.

SUÁREZ, A. Rol y evaluación de la función vestibular en el adulto mayor. **Carta Geriátrico Gerontológica**, v.4, n.1, p.1–36, 2011.

TAMURA, et al. Evaluation Of Walkers For Elderly. **Engineering In Medicine And Biology Society**, 2001. Proceedings Of The 23rd Annual International Conference Of The IEEE, v.2, p.1391 – 1392, 2001.

TEIXEIRA, E.; ARIGA, M. Y.; YASSUCO, R. Adaptações. In: TEIXEIRA, E.; et al. **Terapia Ocupacional na Reabilitação Física**. São Paulo: ROCA, 2003. p. 129-174.

TOYODA, C. Y. Formação em Tecnologia Assistiva. In: Encontro de tecnologia assistiva da faculdade de medicina de Ribeirão Preto – USP, 2. 2008. **Anais**. Ribeirão Preto, 2008.

TEIXEIRA, I. N. D. O. Percepções de profissionais de saúde sobre duas definições de fragilidade no idoso. **Ciência & Saúde Coletiva**, v.13, n.4, p.1181-1188, 2008.

VAUGHAN, C. L. Theories of bipedal walking: an odyssey. **Journal of Biomechanics**, v.36, p.513-523, 2003.

VILELA, et al. Grandes síndromes geriátricas In: Borges APA, Coimbra AMC, organizadores. **Envelhecimento e Saúde da Pessoa Idosa**. Rio de Janeiro, p.193-268, 2008.

VINHAS G. M. et al . Estudo de Propriedades de PVC Modificado com Grupos Alquila e Benzila. *Polímeros: Ciência e Tecnologia*, vol. 15, nº 3, p. 207-211, 2005.

WHITTLE. Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science*. V. 15, n.3, jun., p. 369-387, 1996.

WINTER, D. A.,. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**, 2 Ed, Waterloo, University Of Waterloo Press,1991.

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Projeto de Pesquisa: Avaliação dinâmica da funcionalidade de um andador com sustentação de tronco, confeccionado com material alternativo, para idosos: uma proposta de baixo custo e baixa mecanização.

Pesquisador Responsável: Paloma Hohmann Poier, mestranda do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (PPGEB-UTFPR). Av. 7 de setembro, 3165, Centro, Curitiba-PR, 80230-901. Telefones: (041) 3310-4692, (041) 3310-4625. Cel.: (041) 9677-8726.

Pesquisadores Associados: Prof. Dr. Francisco Godke, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB) da UTFPR; Prof. Dr. Pedro Miguel Gewehr, PPGEB da UTFPR.

Local de Pesquisa: Lar de Idosos Adelaide Weiss Scarpa, localizada na Av. Airton Senna, 2766, Centro – Pinhais PR – CEP 83.320-070 (contato: (41) 3667.4872)

Justificativa e Objetivos da Pesquisa: Você está sendo convidado a participar como voluntário em um projeto de pesquisa que tem como objetivo avaliar a funcionalidade de um andador com sustentação de tronco, confeccionado com material alternativo, para idosos. Pretende-se verificar com este andador se há aumento da segurança e qualidade da marcha com a sua utilização quando usado em idosos que apresentam alguma dificuldade para andar. A pesquisa gerará dados para avaliar o andar independente e a independência do idoso em suas atividades cotidianas.

Para participar da pesquisa você será submetido a uma avaliação inicial para verificar as suas condições de marcha normal sem a utilização de qualquer equipamento. Posteriormente, caso você concorde, será solicitado que você ande com a ajuda do andador para se efetuar uma comparação com a sua marcha inicial. O andador foi construído com o uso de material alternativo mais leve, porém o mesmo possui características de resistência superiores aos de mercado, suportando pesos superiores a 300kg. Ainda, o andador foi desenvolvido com um colete de sustentação que aumenta a sua segurança. Dessa forma, os riscos de uso são minimizados. Com a utilização do andador você deverá ter maior facilidade para andar. Caso você apresente qualquer desconforto ou indisposição, poderá pedir ao pesquisador que pare imediatamente.

Durante os testes você terá o acompanhamento da pesquisadora mestranda Paloma Hohman Poier, a qual o orientará em todos os procedimentos e poderá

responder qualquer dúvida. Você tem garantia de acesso aos seus dados e informações antes, durante e depois da pesquisa, tendo liberdade para fazer qualquer pergunta. Cabe lembrar que a sua participação nesta pesquisa é voluntária, ou seja, você tem liberdade de recusar a participar da mesma, ou, se aceitar participar, pode se retirar do estudo a qualquer momento.

As informações relacionadas à pesquisa serão analisadas pela pesquisadora e poderão ser inspecionadas por autoridades legais. No entanto, em qualquer relato do estudo, sua identidade será mantida em total sigilo. Você não terá qualquer despesa referente aos trabalhos realizados pela pesquisadora e também não receberá qualquer benefício financeiro por participar da pesquisa.

Além disso, todo o suporte fornecido pelo Lar continuará à sua disposição, inclusive os serviços de emergência médica disponível pelo mesmo. Os pesquisadores ainda se colocam à disposição e assumem a responsabilidade na eventualidade de ocorrer algum acidente pelo uso do equipamento. Neste caso, a pesquisadora responsável tomará as medidas para o pronto atendimento.

Declaração de Consentimento

Eu li o texto acima e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual fui convidado a participar. Concordo voluntariamente a participar deste estudo. Entendi que sou livre para interromper minha participação no estudo a qualquer momento sem justificar ou alegar qualquer motivo. Eu tive a oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas. Eu recebo uma cópia assinada e datada deste documento de consentimento livre e esclarecido.

Nome do voluntário, Assinatura, data

Nome do responsável legal (se incapaz), assinatura, data

Nome do pesquisador, assinatura, data

Pinhais, ____ de _____ de 2012.

ANEXO A**PARECER DE APROVAÇÃO COMITE DE ÉTICA DA UTFPR**

UNIVERSIDADE
TECNOLÓGICA FEDERAL DO

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Avaliação dinâmica da funcionalidade de um andador com sustentação de tronco para idosos, confeccionado com material alternativo: uma proposta de baixo custo e baixa mecanização.

Pesquisador: Paloma Hohmann

Área Temática:

Versão: 4

CAAE: 05697312.9.0000.5547

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ ((UTFPR))

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 243.208

Data da Relatoria: 11/04/2013

Apresentação do Projeto:

O projeto de pesquisa intitulado "Avaliação dinâmica da funcionalidade de um andador com sustentação de tronco para idosos, confeccionado com material alternativo: uma proposta de baixo custo e baixa mecanização" sob a responsabilidade da pesquisadora Paloma Hohmann, mestranda do Programa de Pós-Graduação Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, pertencente a grande área 4 em Ciências da Saúde e Grande Área 3 Engenharia, cujo Propósito Principal do Estudo (OMS) é clínico, pretende investigar, conforme diz a autora, o desenvolvimento de um andador funcional com sustentação de tronco para idosos de baixa mecanização - dispositivo, não fixo ao corpo, desenvolvido para ajudar pessoas idosas que possuem inabilidade músculo-esquelético, desenvolvido em material em PVC com colete base confeccionado como referência para o andador de idosos a ser desenvolvido. Tal pesquisa integra a Tecnologia Assistiva que objetiva o planejamento, a criação e o emprego de equipamentos/dispositivos, que maximizem a autonomia da pessoa com deficiência. Os andadores são produtos de Tecnologia Assistiva que favorecem a deambulação de pessoas que apresentam instabilidade para realizar a marcha. Como os andadores com sustentação de tronco possuem preço elevado, a intenção desta pesquisa é conceber um equipamento semelhante aos existentes no mercado, porém com custo acessível, de baixa usinagem e com eficácia comprovada. Para o desenvolvimento do mesmo, será realizada pesquisa bibliográfica sobre os

andadores existentes no mercado a fim de se conhecer os modelos e suas características. Em seguida, haverá a confecção de um protótipo que deve atender as exigências da norma ISO 11199, que rege os parâmetros internacionais para andadores. Por fim, após sua construção e testes pertinentes, pretende-se avaliar a eficácia do equipamento em campo com idosos que apresentem instabilidade postural que possam ocasionar quedas, através de avaliação qualitativa e quantitativa do equilíbrio e amplitude de movimento durante a passada. As avaliações têm como finalidade comparar a deambulação do idoso sem a utilização do equipamento e com o mesmo para mensurar seu impacto na marcha do sujeito. Afirma a pesquisadora que, pelos estudos realizados até o presente momento, o PVC é um importante material a ser explorado na construção de novas Tecnologias Assistivas, por apresentar características fundamentais como baixo custo, alta resistência mecânica e facilidades construtivas já que, neste aspecto, a mecanização envolvida é extremamente baixa.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo primário da pesquisa é avaliar se há aumento na segurança e qualidade da marcha com a utilização de um andador com sustentação parcial de peso para idosos com instabilidade postural e os objetivos secundário são desenvolver o andador e um equipamento de sustentação de tronco; avaliar a melhora no equilíbrio dinâmico; e mensurar seu impacto na independência do idoso.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O risco previsto pela pesquisadora é a queda, visto que os sujeitos da pesquisa são idosos com instabilidade postural, porém o sistema desenvolvido pretende impedir que esta ocorra. Afirma a pesquisadora que os testes serão realizados em local seguro, com supervisão direta do pesquisador e de cuidadores. Em casos de o indivíduo demonstrar indisposição ou qualquer dificuldade ou impedimento para a participação no dia estipulado, o mesmo será convidado a participar em um segundo momento. Quanto aos benefícios, a pesquisa poderá proporcionar estímulo a independência do indivíduo em suas atividades cotidianas.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Com base nos aspectos relatados, apresentaremos as seguintes considerações:

Pertinência e valor científico do estudo proposto - a pesquisa apresenta pertinência e poderá contribuir para a independência de pessoas idosas com dificuldades de locomoção.

Adequação da metodologia aos objetivos perseguidos - quanto à metodologia a pesquisa apresenta Grau de vulnerabilidade dos sujeitos e medidas protetoras propostas - como os sujeitos investigados são pessoas idosas com dificuldades de locomoção as medidas protetoras são

necessárias e são explicitadas no TCLE com as devidas garantias em caso de acidentes.

Avaliação do binômio riscos/benefícios - em relação aos riscos e benefícios podemos observar que os benefícios oferecidos aos sujeitos investigados são relevantes e superiores aos riscos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Observamos, ainda, que quanto aos requisitos da Resolução do CNS a respeito da pesquisa com seres humanos, em especial: instrução completa e adequada do processo; presença dos compromissos exigidos do pesquisador, patrocinador e instituição responsável; identificação dos responsáveis pelo atendimento, acompanhamento e recebimento dos sujeitos encaminhados, este projeto de pesquisa atende em ao que é exigido.

Recomendações:

A pesquisadora deve se comprometer a cumprir ao que foi exposto no projeto e no TCLE

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Atendidas as solicitações deste Comitê, acreditamos que a pesquisa poderá ser realizada.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 196/96, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-UTFPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

Endereço: SETE DE SETEMBRO 3165

Bairro: CENTRO

UF: PR

Telefone: (41)3310-4943

Município: CURITIBA

CEP: 80.230-901

E-mail: coep@utfpr.edu.br