TESE DEFENDIDA POR MARTA REGIANE
CORROCHER GAINO E APROVADA
PELA COMISSÃO JULGADORA EM 05/02/2009
Helder Aníbal Hermini
ORIENTADOR

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Projeto e Desenvolvimento de um Dispositivo de Avaliação do Rolamento do Pé de Idosos Durante a Marcha

Autor: Marta Regiane Corrocher Gaino
Orientador: Prof. Dr. Helder Aníbal Hermini
Co-orientador: Profa. Dra. Cecília A. de C. Zavaglia

17/2009

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO

Projeto e Desenvolvimento de um Dispositivo de Avaliação do Rolamento do Pé de Idosos Durante a Marcha

Autor: Marta Regiane Corrocher Gaino
Orientador: Prof. Dr. Helder Aníbal Hermini
Co-orientador: Profa. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia

Curso: Engenharia Mecânica
Área de Concentração: Projeto Mecânico

Dissertação de Mestrado apresentada à comissão de Pós Graduação da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Campinas, 2009
S.P . – Brasil

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

Gaino, Marta Regiane Corrocher
G128p Projeto e desenvolvimento de um dispositivo para avaliação do rolamento do pé de idosos durante a marcha / Marta Regiane Corrocher Gaino. --Campinas, SP: [s.n.], 2009.

Orientadores: Helder Aníbal Hermini, Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia.
Dissertação de Mestrado - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Envelhecimento. 2. Corpo - Peso. 3. Pés. I. Hermini, Helder Aníbal. II. Zavaglia, Cecília Amélia de Carvalho. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. IV. Título.

Título em Inglês: Projecting and developing a device to feet roll-over gait evaluation in aged people
Palavras-chave em Inglês: Aging, Plantar weight distribution, Gait
Área de concentração: Projetos Mecânicos
Titulação: Mestre em Engenharia Mecânica
Banca examinadora: Maria Clara Filippini Ierardi, Rinaldo R. de Jesus Guirro
Data da defesa: 05/02/2009
Programa de Pós Graduação: Engenharia Mecânica

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADÊMICO

Projeto e Desenvolvimento de um Dispositivo de Avaliação do Rolamento do Pé de Idosos Durante a Marcha

Autor: Marta Regiane Corrocher Gaino
Orientador: Prof. Dr. Helder Aníbal Hermini
Co-orientador: Profa. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia

A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou esta Dissertação:

Profa. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia, Presidente
DEMA/ FEM/ Universidade Estadual de Campinas

Profa Maria Clara F. Ierardi
DEMA/ FEM/ Universidade Estadual de Campinas

Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro
FMRP/ USP Ribeirão Preto

Campinas, 05 de fevereiro de 2009

Dedicatória:

A todos os idosos aos quais este trabalho possa trazer uma melhoria da qualidade de vida e a todos os profissionais que se dispõem a deixar o ego de lado e trabalhar em equipe para fazer crescer a tecnologia e a humanidade

Agradecimentos

Meus sinceros agradecimentos às pessoas que me ajudaram e incentivaram, sem as quais este trabalho não poderia existir:

A Deus, que abriu as portas, amenizou os caminhos, acompanhou os passos e permitiu a jornada.

Aos Professores Dr. Helder Aníbal Hermini e Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia, meus orientadores, pela dedicação, orientação e apoio necessários. E pela demonstração de que é possível subsistir conhecimento e humildade, alta graduação e ética e, acima de tudo, mão estendida às pessoas que estão galgando os degraus mais baixos.

Aos Drs. Rinaldo R. de J. Guirro e Maria Clara F. Ierardi, pela disponibilidade e carinho ao participarem da banca.

A meus pais, pela presença incentivadora e constante, pela educação guerreira e pelo exemplo inspirado no amor de Deus.

A meu marido, companheiro amado, metade complementar sabiamente colocada por Deus em minha vida, pela presença constante e forte.

A meus filhos, pois embora ainda não compreendam a extensão dos esforços, são a motivação para sua realização.

A meu irmão e minha cunhada, pela oração, torcida... e pelas tardes de passeio.

A meus cunhados, cunhadas e sobrinhos, pela companhia na necessidade.

A Rosânia, minha sócia-amiga, pela compreensão e apoio.

A Constantinos, companheiro novo e inesperado, pelo pleno desenvolvimento de coleguismo, ética e dedicação.

Aos líderes e aos jovens do JUBLA, pelo suporte em oração.

A Sarah, Luana, Fernando, Jayr e todos os amigos voluntários que se mobilizaram para me ajudar neste projeto.

“Bem aventurado o homem que acha sabedoria, e o homem que adquire conhecimento, porque é melhor a sua mercadoria que a mercadoria de prata, e a sua renda do que o ouro mais fino.”

Provérbios 3: 13-14

"Não podemos fazer quase nada para tornar nossa vida mais longa, mas podemos fazer muito para aumentar sua profundidade e largura.”

Evan Esar

Resumo

GAINO, Marta Regiane Corrocher, Projeto e desenvolvimento de um dispositivo para avaliação do rolamento do pé de idosos durante a marcha. Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2008. 148 p. Dissertação (Mestrado).

O rolamento dos pés é fundamental para uma marcha humana eficiente, mas o envelhecimento traz alterações em todos os sistemas corporais, causando também modificação no rolamento dos pés durante a deambulação e uma diminuição na eficiência da marcha. Este trabalho se propôs a criar um dispositivo para, simultaneamente, captar e registrar a sequência da distribuição de cargas na região plantar dos pés durante a marcha e fornecer estímulos sonoros que auxiliem o indivíduo na compreensão da seqüência correta de rolamento dos pés. O dispositivo foi idealizado e desenvolvido por uma equipe multidisciplinar, sendo testado inicialmente nos pés da equipe e em seguida em três sujeitos acima de 60 anos de idade, para realização de ajustes. Os dados colhidos pelo protótipo foram colocados em uma planilha Excel para análise. Em vista dos resultados, são sugeridas melhorias e formas de utilização do dispositivo, que pode ser uma alternativa para uso clínico, tanto para verificação das condições de rolamento do pé na marcha, quanto para o treinamento do mesmo através do "biofeedback" sonoro. Foi encontrada uma vantagem adicional no uso dos sensores de película sensíveis ao toque, uma vez que os mesmos forneceram também um estímulo para a sensibilidade plantar. Em conclusão sugerem-se possibilidades de aprimoramento e propõem-se novos testes.

Palavras Chave

Envelhecimento, distribuição carga plantar, marcha.

Abstract

GAINO, Marta Regiane Corrocher, Projecting and developing a device to feet roll-over gait evaluation in aged people. Campinas: Mechanical Engineering Faculty, Campinas Stadual Univesity, 2008. 148 p. Dissertation (Master Degree).)

Feet roll-over is fundamental to assure an efficient human gait but aging brings body system's alterations that cause modifications in gait's feet roll-over and diminishes gait's efficiency. This work's proposal was to elaborate and develop a device in order to simultaneously acquire e record plantar load distribution during gait and to give sound stimuli that help aged people to understand the correct feet roll-over mechanism. The device has been idealized and developed by a multidisciplinary team. In order to verify the device efficiency or problems, it has been tried on by the researchers and in three persons above 60 years old, aiming to make adjustments. The collected data have been gathered in Excel spreadsheet in order to be analyzed. Improvements and use possibilities are suggested based in the results. The device can be an alternative to clinical procedures, both to feet roll-over verification or training with sound biofeedback. An additional advantage has been found since the touch pellicle sensors showed to be a good source of sensitive stimuli to the feet's plantar region. In conclusion, improvements and tests of usage possibilities have been suggested.

Key Words

Aging, plantar weight distribution, gait

Índice

Lista de Figuras xi

Lista de Tabelas xiv

Nomenclatura xv

Capítulo 1. 1

1.1 Introdução 1

1.2 Justificativa 2

1.3 Objetivos 3

1.4 Hipóteses 4

Capítulo 2. Revisão de Literatura 5

2.1 Postura Bípede no Ser Humano 5

2.2 A Marcha Humana 9

2.3 O Papel do Pé na Marcha Humana 14

2.4 Estudo Biomecânico da Marcha Humana 21

2.5 Sensores de Captação da Pressão Plantar na Marcha Humana: Estado da Arte 30

2.6 Envelhecimento 42

2.6.1 Envelhecimento Demográfico e Definições de Envelhecimento 42

2.6.2 Envelhecimento e Controle Postural 44

2.6.3 Envelhecimento x Marcha 48

2.7 Aprendizagem Motora e Biofeedback 53

2.7.1 Controle e Aprendizado Motor 53

2.7.2 “Biofeedback” 55

Capítulo 3. Metodologia 68

Capítulo 4. Resultados e Discussão 72

4.1 Primeira Parte: Confecção da Palmilha e Testes com a Equipe 72

4.1 Segunda Parte: Teste com Sujeitos 86

Capítulo 5. Conclusões Finais e Trabalhos Futuros 113

Referência Bibliográficas 115

Anexo 1. Termo de Consentimento 132

Lista de Figuras

Figura 1. As duas fases do ciclo da marcha 10

Figura 2. Ciclo da marcha, suas fases e subfases 11

Figura 3. A progressão sobre o pé de apoio durante três rolamentos funcionais 13

Figura 4. Os quatro rolamentos observados durante a progressão do passo 14

Figura 5. Sustentação do peso no calcanhar e antepé durante o contato plano do pé 15

Figura 6. Sustentação do peso no antepé 16

Figura 7. Áreas de suporte do pé durante a fase de apoio 17

Figura 8. Sequência de pressão de sustentação na planta do pé nas fases de apoio 19

Figura 9. Áreas para complexa análise biomecânica do movimento humano 23

Figura 10. Diagrama de blocos do processamento de sinais da plataforma de força 25

Figura 11. Representação de sistemas sensores para captação de cargas plantares 27

Figura 12. Leitura de sensores dos pés 29

Figura 13. Padrão vertical da força de reação do solo 30

Figura 14. F-Scan System, da empresa Tekscan 32

Figura 15. Sistema Pedar 33

Figura 16. Localização de oito pontos anatômicos na pegada 34

Figura 17. Tempo médio dos eventos de seqüência de distribuição de carga 35

Figura 18. Localização dos sensores nos testes de Petrofsky e Bweir 36

Figura 19. Palmilha de Petrofsky e Bweir 37

Figura 20. O “cybershoe” e seu uso 38

Figura 21. Protótipo de Morris e Paradis 39

Figura 22. Vista superior e inferior da palmilha com sensores de Musselman 41

Figura 23. Alterações do equilíbrio em idosos 48

Figura 24. Palmilhas com dispositivos vibratórios 61

Figura 25. Dispositivo para medir a força aplicada ao pé 63

Figura 26. Alarme de carga sobre o pé 63

Figura 27. Dispositivo terapêutico com mecanismo sensor para pé e tornozelo 64

Figura 28. SmartStep 65

Figura 29. AccuTread 66

Figura 30. Pedalert 66

Figura 31. Palmilhas utilizadas no experimento 73

Figura 32. Sensores de toque sendo colocados sobre a palmilha 74

Figura 33. Palmilha inferior com os eletrodos, posicionada dentro da papete 75

Figura 34. Introdução da palmilha superior protetora 76

Figura 35. Sistema eletrônico do dispositivo desenvolvido 78

Figura 36. Botões presentes no sistema eletrônico 79

Figura 37. Detalhe do botão liga/desliga e entrada da fonte 80

Figura 38. Nomenclatura dos sensores para registro dos dados 81

Figura 39. Exemplo de possibilidade de gráfico obtido dos resultados simulados 87

Figura 40. Gráfico do percentual de passos corretos no teste do sujeito 1 91

Figura 41. Universo de falhas do sujeito 1 92

Figura 42. Gráfico do percentual de passos corretos no teste do sujeito 2 98

Figura 43. Universo de falhas do sujeito 2 99

Figura 44. Universo de falhas do sujeito 3 106

Figura 45. Tipo de deformidade dos pés do sujeito 4 108

Lista de Tabelas

Tabela 1. Resultados de um dos testes da equipe:adaptação 82

Tabela 2. Exemplo de análise possíveis utilizando o Excel e os dados coletados 85

Tabela 3. Dados colhidos no teste do sujeito 1 88

Tabela 4. Resumo geral da análise dos dados colhidos para o sujeito 1 90

Tabela 5. Uso da área do V metatarso do pé direito no teste do sujeito 1 93

Tabela 6. Uso da área do hálux do pé esquerdo no teste do sujeito 1 94

Tabela 7. Dados colhidos no teste do sujeito 2 95

Tabela 8. Resumo geral da análise dos dados colhidos para o sujeito 2 97

Tabela 9. Dados colhidos no teste do sujeito 3 103

Tabela 10. Resumo geral da análise dos dados colhidos para o sujeito 3 105

Tabela 11. Dados colhidos no teste do sujeito 4 108

Tabela 12. Resumo geral da análise dos dados colhidos para o sujeito 4 110

Nomenclatura

AVDs – Atividades da vida diária

AVC – Acidente Vascular Cerebral

SNC – Sistema Nervoso Central

MMII - Membros Inferiores

ONU – Organização Mundial da Saúde

EMG – Eletromiografia

PC – Personal Computer

p1 – Posição 1

p2 – Posição 2

p3 – Posição 3

Capítulo 1

1.1 Introdução

O envelhecimento demográfico causou aumento da investigação junto ao processo de envelhecimento, numa busca para se compreender melhor os múltiplos fatores intrínsecos a essa fase do desenvolvimento humano. Têm-se buscado, também, disponibilizar aparatos técnico-científicos para a melhoria das condições de vida na senescência (ARAÚJO e CARVALHO, 2004).

GUIDI (1996) afirma que não é suficiente viver mais, o importante é viver melhor, pois não interessa à humanidade apenas acrescentar anos à vida, mas, principalmente, vida aos anos. Não se pode ter na velhice o conceito de saúde como ausência de qualquer doença, já que existem modificações significativas no organismo. Devido à importância do movimento para o ser humano, deve-se ter em mente conceitos como autonomia e independência, já que noções como vida e movimento se confundem.

Para o movimento, é importante o sentido somestésico, ou propriocepção, que é a capacidade de receber informações sobre o estado físico do corpo, desde o comprimento dos músculos, posição e angulação das articulações, até a pressão profunda dos pés. Tais informações são captadas por receptores (proprioceptores) localizados nos músculos, tendões, ligamentos, fáscias e cápsulas articulares, originando impulsos proprioceptivos, conscientes ou não, que, ao atingirem o córtex cerebral, permitem a consciência da sensação da posição do corpo e da atividade muscular (DIONÍSIO e PINI, 1996). A consciência corporal diminuída do idoso pode ser um fator limitante durante a reabilitação do movimento ou da marcha.

Através da biomecânica e de suas áreas correlatas pode-se analisar causas e fenômenos relacionados ao movimento. A proposta desse trabalho é desenvolver um dispositivo para avaliar uma das características biomecânicas da marcha, que é o rolamento da superfície plantar do pé, usando também um estímulo sonoro que permita ao próprio paciente acompanhar esta seqüência.

Para tanto, esse trabalho teve por objetivo a elaboração e desenvolvimento de um dispositivo que pudesse ser utilizado para verificar a seqüência temporal de distribuição da carga plantar durante a marcha em idosos. Tal dispositivo deverá ter a capacidade de colher dados e registrar informações sobre a forma de distribuição da carga na região plantar dos pés do indivíduo, durante a fase de apoio da marcha. Os dados colhidos poderão ser utilizados tanto para avaliação pelo profissional, quanto para gerar um "biofeedback" que permita ao sujeito perceber possíveis distorções na distribuição da carga e, então, criar estratégias motoras de correção, melhorando as falhas detectadas. Isto auxiliaria no processo de treino de marcha em casos onde a dinâmica da fase de apoio estiver alterada.

1.2. Justificativa

Envelhecer é um fenômeno complexo e próprio a todos os seres vivos. Siqueira, Botelho e Coelho (2002) concluem que existe um impasse acerca de qual seria a perspectiva mais apropriada para se analisar esse fenômeno, já que, quando se prioriza determinado aspecto da velhice, seja ele biológico/comportamentalista, econômico ou sociocultural, existe maior probabilidade de se distanciar da complexidade dos fatos que cercam o processo de envelhecimento. Por outro lado, trabalhos que adotam uma perspectiva transdisciplinar, embora apontem para possibilidades de maior aproximação com a realidade, em função da variedade de fatores considerados, esbarram em questões teórico-metodológicas.

Embora se esteja longe de entender todos os processos envolvidos no fenômeno de envelhecimento, o que resulta em hipóteses teóricas e estudos nos mais diferentes enfoques, a realidade tem causado e deve causar uma busca constante de soluções práticas para a melhora da qualidade de vida, da função, da autonomia destes indivíduos. Esta é a verdade vivenciada pelo fisioterapeuta ao trabalhar na área de geriatria e gerontologia.

Movimento, postura e marcha fazem parte do campo de batalha da fisioterapia geriátrica e gerontológica. Pesquisar formas de incentivar, melhorar, aperfeiçoar essas habilidades, incluir a tecnologia como apoio para recuperação de funções comprometidas pelo processo de senescência, ou ainda pela senilidade, também é missão do fisioterapeuta.

A elaboração deste projeto levou em consideração uma série de argumentações, exploradas durante a revisão bibliográfica. Foram consideradas as seguintes premissas:

- A propriocepção é de grande importância, assim como a sensibilidade do pé, para a atuação adequada da distribuição de carga sobre as plantas dos pés durante a marcha.
- A distribuição de cargas na região plantar, por sua vez, depende de uma atuação ótima dos pés para ocorrer de forma biomecanicamente adequada e com mínimo gasto energético.
- O envelhecimento fisiológico ou patológico traz alterações sobre as funções de estática (equilíbrio postural) e dinâmica (marcha), bem como sobre as funções do pé durante a deambulação.
- As formas de avaliação da marcha, cada vez mais evoluídas, permitem diferentes maneiras de monitoração da distribuição das cargas plantares.
- Usar um estímulo sensorial como retorno para verificação da eficiência de um movimento tem sido demonstrado como uma forma de auxílio à aprendizagem e à reeducação motora, atuando como incentivador e como instrumento de conscientização para tal aprendizado.

Destas premissas, associadas a uma experiência clínica que descortinou as dificuldades do treinamento dos rolamentos necessários para uma marcha biomecanicamente normal em idosos, independente das causas de tais dificuldades, surgiu a idéia de um dispositivo utilizado na região plantar para não apenas monitorar as pressões plantares, mas utilizar essa monitoração para prover informações ao próprio paciente, em tempo real, sobre a distribuição das mesmas. Isto teria por objetivo facilitar o aprendizado da seqüência correta dos apoios plantares.

1.3 Objetivos

Este trabalho teve por objetivos:

- Rever o mecanismo de controle motor da marcha humana e as alterações provocadas sobre tal mecanismo pelo envelhecimento e utilizar estas informações para projetar um dispositivo que auxilie o treino do rolamento do pé durante a marcha;
- elaborar um dispositivo de baixo custo, prático para utilização clínica e de fácil compreensão para o usuário, para utilização antes e durante o treino de marcha,
- desenvolver o dispositivo para que seja capaz de monitorar a seqüência de distribuição das pressões plantares, inicialmente para indivíduos idosos, podendo ser utilizado posteriormente em outras populações;
- colocar os dados colhidos pelo dispositivo num gráfico que torne visível ao terapeuta a existência ou não de alterações;
- transformar esses dados em informações auditivas para o paciente, de forma a conscientizá-lo sobre como a seqüência de apoio da marcha está acontecendo para que, com auxílio do fisioterapeuta, seja possível utilizar estas informações para modificar o padrão e trazê-lo o mais próximo possível da normalidade.

1.3. Hipóteses

- Seria possível desenvolver um sistema de sensorização para captar a seqüência de distribuição da carga plantar durante a marcha em idosos;
- a melhor forma de distribuir estes sensores seria numa palmilha;
- as informações captadas por tal sistema de sensorização poderiam ser apresentadas graficamente para facilitar sua interpretação;
- seria possível incluir no dispositivo um sistema sonoro para identificar o local de aplicação das cargas plantares,
- o conjunto deveria ser testado nos integrantes da equipe de desenvolvimento e em alguns indivíduos leigos para verificar sua eficácia de funcionamento, nível de desconforto e sugerir possíveis melhorias.

Capítulo 2

Revisão da Literatura

2.1 Postura bípede no ser humano

O equilíbrio é uma habilidade fundamental para iniciar qualquer movimento (SILVA, 2003).

A posição ereta, configurada como a posição de repouso ou equilíbrio e favorecida pela perfeita sinergia muscular, que mantém o corpo em um estado de silêncio dinâmico, tem uma distribuição da carga aproximadamente simétrica entre as duas extremidades, sendo que, em ambas as superfícies plantares, a distribuição das cargas é de 40% na parte anterior e 60% no calcâneo (PAVIA et al, 2002).

A estabilidade postural é definida como a capacidade de manter o controle de massa projetado dentro dos limites da base de apoio, denominados limites da estabilidade. Durante a postura vertical imóvel, os limites de estabilidade são definidos como a área envolvida pelas bordas externas dos pés em contato com o chão. Estes são os limiares nos quais o corpo pode manter sua posição, sem alterar a base de apoio. Os limites da estabilidade não são fixos e mudam de acordo com a tarefa, a biomecânica individual e os diversos aspectos do ambiente (SHUMWAY e WOOLLACOTT, 2003).

Um indivíduo produz forças musculares continuamente para controlar a posição do centro de massa. A projeção vertical dessas forças musculares que orientam o movimento do centro de

massa é o centro de pressão. Durante a postura vertical imóvel, existe um ponto de centro de pressão sob cada um dos pés. O centro de pressão total fica entre os pés e depende do peso que cada membro suporta. A fim de manter uma posição estável, é possível reposicionar o controle de massa por meio do movimento de diferentes segmentos corporais, ou ajustar o tamanho da base de apoio, por exemplo, dando um passo (DAVINI e NUNES, 2003).

O mecanismo acima descrito é chamado de controle postural e trata-se do controle dos arranjos dos segmentos corporais, baseado em informações sensoriais de diferentes fontes. Estas informações permitem formar uma representação interna do mundo externo, relatando e reconhecendo a posição e o movimento de cada parte do corpo. O controle postural usa informações dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial (MOCHIZUKI e AMADIO, 2003).

Um bom equilíbrio durante as atividades da vida diária (AVDs) necessita da ativação muscular coordenada. Esse processo depende da coordenação do sistema nervoso central (SNC) entre mecanismos aferentes (sistemas visual, vestibular e proprioceptivo) e mecanismos eferentes (ativação muscular e flexibilidade articular) (WEERDT, SPAEDEN, 2001, PAIXÃO JUNIOR e HECKMAN, 2002, SPIRDUSO, 2005).

Diversos autores explicam que o processo de controle postural representa uma relação complexa entre sistemas sensoriais e motores e envolve percepção dos estímulos ambientais, resposta a alterações da orientação corporal dentro do ambiente e manutenção do centro de gravidade do corpo dentro das bases de sustentação. E, embora as informações sensoriais sobre o estado do corpo dentro do ambiente venham primariamente dos sistemas proprioceptivo, cutâneo, visual e vestibular, pesquisadores têm concluído que os indivíduos utilizam primeiramente estímulos proprioceptivos e cutâneos para manter a estabilidade ortostática e cumprir satisfatoriamente a maior parte das AVDs, embora integrem informações de múltiplos sistemas sensoriais à medida que a complexidade da tarefa ou o desafio da estabilidade postural aumentam (SHAFFER e HARRISON, 2007).

Considerando que o corpo é mantido em bipedestação pelo equilíbrio estático e este é constituído por uma sucessão de desequilíbrios controlados pela musculatura, pode-se então dividir o corpo em três blocos segmentares: a base estável (membros inferiores), o bloco oscilante (tronco) e o bloco de adaptação (cabeça). A base é responsável principalmente pela estabilidade, sendo o pé seu órgão determinante. Sem bons apoios dos pés no chão não há boa estática. Apesar de redundante, pode-se dizer que estes apoios dependem primordialmente dos pés, depois dos joelhos e também do quadril, fechando assim a base sólida ou estável (BIENFAIT, 1995). Pode-se perceber que cada segmento equilibra-se sobre o inferior, em um processo ascendente cujo objetivo é a posição correta do centro de gravidade (TOKARS, MOTTER, MORO E GOMES, 2003). A posição do quadril não é influenciada pela forma de contato com o solo, mas determina o ângulo entre o pé e o solo (SAAD e BATISTELLA,1997). É evidente que a superfície plantar tem um papel primordial no que se refere a eventual variação na distribuição do peso corporal (PAVIA et al, 2002).

Segundo Davies (1996b), o controle necessário para posicionar as partes do corpo na posição bípede é dependente das informações fornecidas pelo próprio sistema proprioceptivo. A postura normal de pé será prejudicada se houver um retorno sensorial inadequado. A autora cita como exemplo o fato que pacientes portadores de hemiplegia, com percepção tátil-cinestésica perturbada, têm necessidade de mais informações da sua vizinhança (como usar, por exemplo, objetos sólidos reais como forma de ajudar a orientação da posição do corpo no espaço).

Dados sensoriais dos MMII (membros inferiores) são reconhecidamente importantes como fonte de informação para o controle do equilíbrio em pé. Muitos tipos de receptores fornecem "feedback" relativo à estática e ao movimento. A informação proprioceptiva dos fusos musculares dos músculos dos joelhos e tornozelos pode codificar as mudanças dos ângulos dessas articulações em relação ao tronco. Os órgãos tendinosos de Golgi são responsáveis por um "feedback" de força sobre a descarga de peso do corpo. Receptores cutâneos da região plantar dos pés são sensíveis às pressões de contato e às mudanças na distribuição dessa pressão. A integração de todas estas entradas sensoriais parece fornecer importante informação sobre a posição corporal em relação à superfície de apoio (KENNEDY E INGLIS, 2002).

Os mecanoceptores cutâneos não são tipicamente considerados como proprioceptores, mas dão informações suplementares sobre posição articular e movimento, e sobre o ambiente. Por exemplo, os receptores cutâneos plantares do pé informam sobre a região e a força da sustentação de carga (KENNEDY, INGLIS, 2002; PERRY, 2006), além de influenciarem a atividade muscular dos MMII, o que parece implicar que existe uma comunicação entre receptores cutâneos, o sistema eferente gama dos fusos musculares e a atividade dos motoneurônios alfa (BURKE at al,1989).

Muitas evidências têm sugerido um papel dos receptores cutâneos da região plantar dos pés no controle do equilíbrio ortostático. A estimulação mecânica da pele da região plantar durante a posição ortostática evoca oscilações posturais altamente correspondentes à estimulação cutânea e a redução da informação cutânea através do resfriamento é associada a um aumento da oscilação postural (MAURER et al (2001), ORMA (1957) e ASAI el al (1992) apud KENNEDY e INGLIS, 2002). Perry (2000) diz que as reações de passo em resposta a perturbações posturais são afetadas pela redução da informação plantar sobre o suporte de carga. Do et al (1990) concluem que os receptores cutâneos podem ser capazes não apenas de detectar o movimento do centro de gravidade para fora dos limites da base de suporte, mas também de iniciar reflexos posturais para promover uma posição ortostática mais estável.

Kavounoudia, Roll e Roll (1999) investigaram o papel da informação cutânea plantar no controle do equilíbrio humano e encontraram variação do centro de pressão dos sujeitos e desvios espaciais do corpo cuja direção dependia das áreas plantares estimuladas, sendo o desvio corporal sempre opostos à região estimulada com vibração e pressão. Essas respostas denotam uma função reguladora postural para as informações sensitivas advindas da região plantar. Maurer et al (2001) sugerem ser importante lembrar que existem dois tipos de entrada de informação plantar: receptores cutâneos plantares, que estão envolvidos em funções exteroceptivas como a avaliação da estrutura de suporte ou da movimentação relativa pé-solo, e receptores profundos, com funções proprioceptivas como o controle das mudanças do centro de pressão dentro dos limites do pé que serve de base de suporte.

Kennedy e Inglis (2002) afirmam que os receptores cutâneos da região plantar dos pés têm um gatilho elevado, provavelmente devido à espessura da pele. As áreas de recepção por unidade sensora são três vezes maiores que as da mão e os receptores são aleatoriamente distribuídos pela superfície plantar, provavelmente porque, embora as informações cutâneas da pele plantar também tenham sua importância, as ações do pé são primariamente envolvidas com suporte de peso e contato do pé com a superfície do solo, e não necessitam uma acuidade de informações tão grande quanto as da mão. Para Perry (2000), a grande dispersão dos receptores pela sola dos pés assegura sua capacidade de codificar as pressões de contato e a posição do pé no solo. Existe uma menor quantidade de unidades na região do arco longitudinal e uma maior concentração de receptores na região anterior, na borda lateral e na região calcânea, que correspondem a regiões críticas na sustentação de carga em situações de descarga de peso.

2.2 A marcha humana

Steinder (apud TEIXEIRA, 2006), em 1955, definiu a marcha humana como um jogo constante entre a busca e a perda do equilíbrio. A capacidade de locomover-se é um processo que envolve uma série de mecanismos reguladores e efetores, dependentes principalmente do funcionamento íntegro dos sistemas neurológico, musculoesquelético e cardiovascular (MACIEL e GUERRA, 2005). Trata-se de um ato voluntário em resposta a estímulos internos e externos do corpo, como do meio ambiente, durante o qual se efetua a transferência da carga sobre uma e outra extremidade alternadamente. Em condições ótimas, o peso corporal se reparte de forma mais ou menos eqüitativa entre os dois hemicorpos (PAVIA et al, 2002).

A deambulação é o produto da interação harmônica entre os seus vários sistemas controladores – neurológico, vestibular, somatossensorial e músculo-esquelético. Uma combinação entre equilíbrio, flexibilidade e força muscular fornece os ajustes necessários para uma marcha eficiente. Da mesma forma, doenças, lesões ou quaisquer alterações nestes sistemas fisiológicos podem trazer modificações características na marcha. (PEREIRA, BASQUES e MARRA, 1999).

A marcha é atingida através de movimentos coordenados dos segmentos corporais, numa interação dinâmica das forças internas (musculares e articulares) e externas (inercial, gravitacional, friccional, etc). Dentre estas últimas destaca-se a força de reação do solo, que pode ser mensurada e costuma ter um comportamento repetitivo, independente das condições do solo, da idade do indivíduo ou da velocidade da marcha, sendo alterada, entretanto, na presença de algumas condições, como por exemplo, a presença de uma patologia (LOBO DA COSTA e AMADIO, 1995 apud AMADIO e BARBANTI, 2000).

O domínio da posição bípede é uma combinação de instinto e aprendizado, que requer grande controle neural, mas é o mais comum dos movimentos humanos. A marcha é individual, característica de cada pessoa, (WINTER, 1991 apud AMADIO e BARBANTI, 2000), mas existe um padrão básico que garante sua eficiência, identificado com o nome ciclo da marcha ou passada, que foi dividido basicamente em dois períodos - um de apoio e outro de balanço, conforme ilustrado na figura 1. Durante o apoio, o pé do membro estudado está em contato com o solo, e no balanço, o membro inferior observado está avançando no espaço e, portanto, o pé não está em contato com o solo (PERRY, 1992).

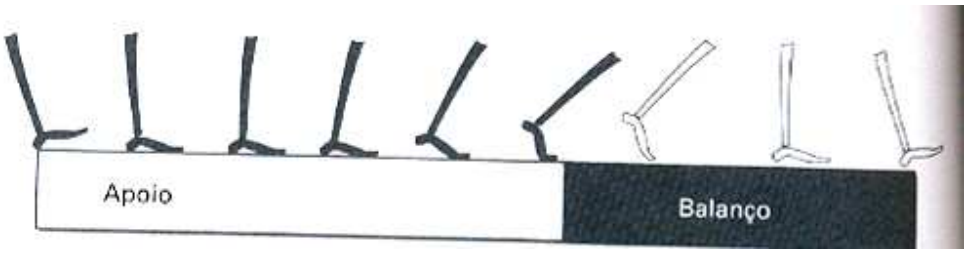


Figura 1. – As duas fases do ciclo da marcha (PERRY, 2005).

Para promover as funções básicas necessárias para caminhar, cada passada envolve uma constante mudança do alinhamento entre o corpo e o pé de suporte durante o apoio e avanço seletivo dos segmentos do membro de balanço (PERRY, 2005). É essa seqüência de posições e orientações assumidas pelos segmentos corporais que ocorrem entre o primeiro contato de um pé com o solo até este mesmo pé tocar o solo novamente, que é denominada ciclo de marcha (ANDRADE, 2002).

São reconhecidas três tarefas durante a marcha: a recepção do peso, o suporte de um único membro (ambos relacionados à fase de apoio) e o avanço do membro (relacionado à fase de balanço). Na tarefa de recepção do peso ocorrem o contato inicial e a resposta à carga; durante o suporte de um único membro ocorrem o apoio médio e terminal e o pré-balanço; durante o avanço do membro, ocorrem as subfases de balanço inicial, balanço médio e balanço terminal (HARRIS e WERTSCH, 1994 apud AMADIO e BARBANTI, 2000), conforme ilustrado na figura 2.

Figura 2. Ciclo da marcha, suas fases e subfases (PERRY, 2005).

Durante a marcha, em cerca de um quarto do tempo os dois pés ficam em contato com o piso simultaneamente e os efeitos no centro de massa do corpo resultam da soma das forças de reação que atuam em ambos os pés. Durante os três quartos de tempo restantes, só um pé fica em contato com o piso, e apenas a força da reação nesse pé influencia o movimento do centro de massa do corpo. Portanto, na locomoção humana, as mudanças na força são controladas pela musculatura corporal e pelas forças exercidas pela superfície de marcha contra o pé, chamadas reações do solo ou do chão. As reações do solo são respostas às ações musculares e ao peso do corpo, transmitidos pelo pé (ROSE e GAMBLE, 1998).

As capacidades de transferência de peso são determinadas pelo desempenho do indivíduo no início do ciclo da marcha, durante o contato inicial e a resposta de carga. A habilidade de andar é determinada primariamente pelas ações implicadas na transferência de peso para o

membro de apoio. As funções críticas que devem ser realizadas pelo membro durante esse período incluem absorção de choque, estabilidade no suporte de peso e preservação da progressão (ROSE e GAMBLE, 1998).

A colocação do pé no solo, essencial para o equilíbrio na fase de apoio, é resultante de uma antecipação ou construção de um modelo interno da marcha e de uma marcação visual do solo diante do indivíduo. O pé age ao mesmo tempo como uma mola de lâmina (os tendões e aponeuroses armazenam uma parte da energia produzida pelo esmagamento do pé e a restituem no final da fase de apoio, reduzindo assim o trabalho dos músculos), e como amortecedor hidráulico (os músculos freiam o movimento e atenuam a onda de choque), dissipando parte das forças. Por isso ele já foi comparado a um amortecedor. Para cumprir eficazmente essa função, o pé tem que ser flexível (VIEL, 2001).

A progressão sobre o membro de apoio é dada pela ação do rolamento do pé e do tornozelo. Conforme o peso do corpo é transferido para o membro, a força é primeiramente direcionada para o solo. O avanço do corpo depende do redirecionamento de parte dessa força, de maneira que combine progressão e estabilidade. Por isso, durante o ciclo da marcha, o corpo desloca-se para trás e para frente sobre a base de suporte do pé. Ao mesmo tempo, a área de suporte muda do calcanhar para a planta do pé e então para o antepé. Essas duas variáveis significam que o corpo perde a estabilidade passiva durante o apoio. Somente na metade do período de apoio o alinhamento do corpo aproxima-se daquela postura ereta estável (PERRY, 2005).

Para cumprir seus requisitos básicos, que são a estabilidade na fase de apoio, o desprendimento do pé na fase de balanço, o posicionamento prévio do pé para o contato inicial, o comprimento adequado dos passos e a conservação de energia, a marcha baseia-se em três rolamentos: inicialmente, o calcanhar entra em contato com o solo e rola em torno de si mesmo, enquanto o pé cai para ficar na horizontal. Uma vez o pé apoiado, o segmento tibial rola sobre a cúpula do tálus, passando da flexão plantar pouco marcada (7 a 10 graus a 0% do ciclo) para a flexão dorsal pouco marcada (entre 5 e 10 graus, cerca de 45% do ciclo). Quando o calcanhar se eleva, o antepé rola em torno da região convexa sobre a metatarso-falangiana do I artelho (em

torno de 50% do ciclo). Finalmente, tendo a superfície plantar deixado o solo, uma última rolagem (perto de 60% do ciclo) se produz sob a polpa do hálux (VIEL, 2001; TEIXEIRA, 2006).

A figura 3 traz uma representação esquemática dos rolamentos descritos, demonstrando a progressão do membro sobre a base de apoio no decorrer dos três primeiros rolamentos.

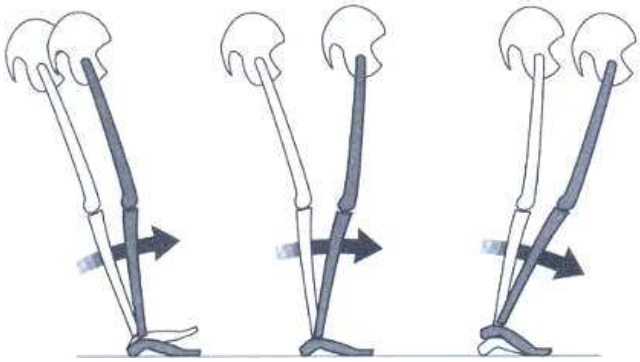


Figura 3 – A progressão sobre o pé de apoio durante três rolamentos funcionais - do calcâneo, do tornozelo e do antepé (PERRY, 2005).

E na figura 4 observam-se os rolamentos através do comportamento do apoio do pé sobre o solo.

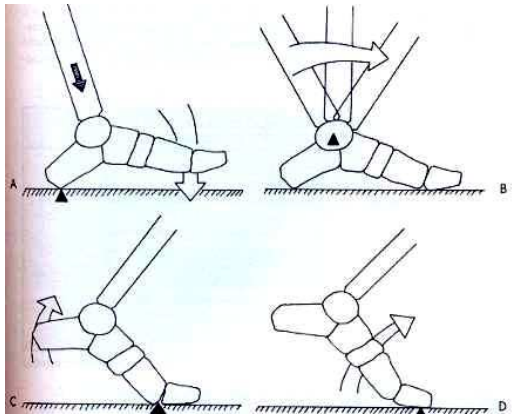


Figura 4 – Os quatro rolamentos observados durante a progressão do passo (VIEL, 2001).

Um aspecto básico do controle neuronal da marcha humana é a função antigravitacional dos extensores dos MMII e, nos seres humanos, os reflexos proprioceptivos envolvendo a manutenção do equilíbrio corporal dependem da presença de forças de contato se opondo à gravidade. Também a ativação da musculatura extensora durante a fase de apoio é "carga-dependente" (DIETZ e DUYSENS, 2000). O retorno proprioceptivo dos músculos flexores no final da fase de apoio facilita também a iniciação da fase de balanço durante a marcha (LAM e PEARSON, 2002).

2.3 O papel do pé na marcha humana

O pé é considerado por Villani et al (2000) como o principal órgão de sentido e movimento do corpo humano. No homúnculo sensitivo-motor - representações esquemáticas das áreas cerebrais, dispostas respectivamente de acordo com a recepção de estímulos sensitivos e de controle de movimento - há vastas zonas que se ocupam do controle sensitivo do pé, com tamanho idêntico ao das áreas representativas das mãos, que são, por definição, o órgão do quinto sentido, que é o tato. Essa importância do pé ocorre principalmente na fase de apoio da marcha, seja bipodálico ou monopodálico.

O pé representa um ponto fixo ao solo, sobre o qual recai todo peso corporal. Isso o torna a base do sistema antigravitacional (sistema tônico postural) que permite ao ser humano assumir a postura ereta e deslocar-se no espaço. Nele existem aferências e eferências: ele recebe o estímulo de comando muscular (resposta motora), ao mesmo tempo em que transmite informações provenientes de exteroceptores cutâneos presentes na região plantar e de proprioceptores de seus músculos, tendões e articulações. Os exteroceptores cutâneos do pé são de alta sensibilidade (0,3g) e representam a interface constante entre o ambiente e o sistema de equilíbrio. Na verdade, as informações plantares são as únicas derivadas de receptores que falam do contato direto com o solo (CHETTA, 2007).

Ainda segundo o autor, o corpo humano é um sistema de equilíbrio instável: a alteração do centro de gravidade em relação a uma base restrita, e sua estrutura composta por uma sucessão de segmentos articulados são fatores de instabilidade. Só um vigilante controle (sistema tônico postural) poderia, em tais condições, alicerçar o equilíbrio dinâmico-estável da posição ereta e o equilíbrio dinâmico instável durante a locomoção. Esse controle acontece, sobretudo, graças a um sistema informativo (exteroceptores cutâneos e proprioceptores) altamente preciso e rápido que permite uma resposta efetiva e energicamente econômica. É uma manifestação informativa muito importante, pois permite ao homem adaptar-se às variáveis condições ambientais.

Para a progressão da marcha, a mobilidade controlada pela articulação metatarsofalangiana é essencial para o ótimo rolamento anterior sobre o antepé. Durante o contato plano do pé no apoio médio, o peso do corpo é dividido entre o calcanhar e o antepé e as articulações metatársicas permanecem neutras, conforme ilustrado na figura 5.

Figura 5 - Sustentação do peso no calcanhar e antepé durante o contato plano do pé, articulação metatársica neutra (PERRY, 2005)

> "No apoio terminal, quando o calcanhar eleva-se com a contínua progressão para frente, o peso do corpo é transferido totalmente para o antepé e a dorsiflexão é induzida nas articulações metatarsofalangianas (MF), sendo que a desaceleração pelos flexores dos dedos assegura uma ampla e estável área de suporte ao gerar uma força compressiva sobre essas MF. Isso expande a área de contato do antepé por meio da adição da base da falange proximal até as cabeças dos metatarsos. Como resultado, a pressão da sustentação do peso (força por unidade de área) é reduzida. Suplementando os músculos está a atuação passiva da fáscia

plantar, tensionada pela dorsiflexão das MF (PERRY, 2005)", conforme representado na figura 6.

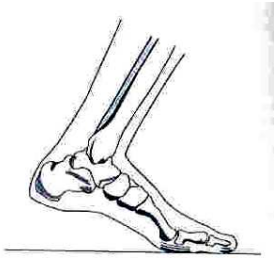


Figura 6 - Sustentação de peso no antepé. Área de suporte aumentada pela adição da base da falange proximal até a cabeça do metatarso. O contato da ponta dos dedos é o sinal visível da ação flexora dos dedos (PERRY, 2005).

Portanto, o pé, como extremidade do membro inferior, proporciona uma base estável de suporte para o corpo, numa variedade de posições de suporte de peso, com atividade muscular específica e o devido gasto energético, além de agir como uma alavanca fixa para impulsionar efetivamente o corpo durante a marcha (NORKIN E LEVANGIE, 2001).

A figura 7 ilustra a seqüência de áreas de suporte do pé durante o apoio.

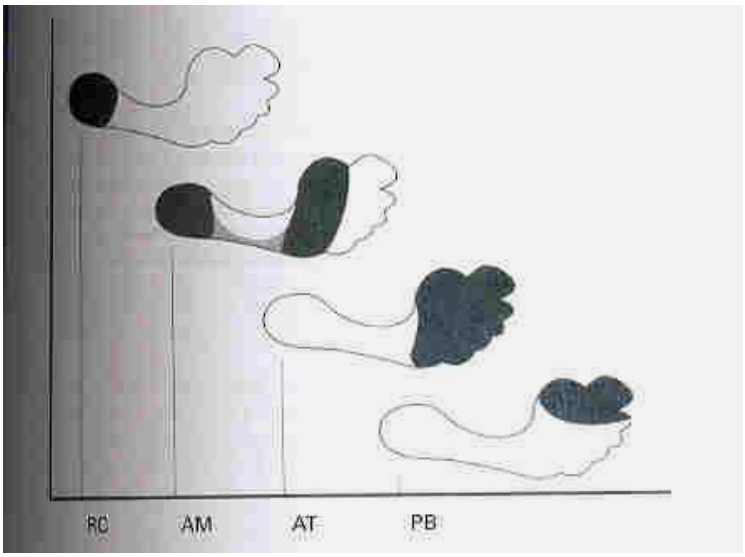


Figura 7 - Áreas de suporte do pé durante a fase de apoio. O contato único do calcanhar na resposta a carga (RC), pé plano no apoio médio (AM), antepé e dedos no apoio terminal (AT) e antepé medial no pré-balanço (PB). (Adaptado de Barnett apud PERRY, 2005).

> "A partir da posição em pé, com o peso em ambos os pés, três ações são utilizadas para iniciar a marcha. A seqüência começa com um breve deslocamento do peso do corpo (6% da largura do apoio) para o membro a ser elevado. Presume-se que isso avalie a massa que será equilibrada. Em seguida, todo o peso é transferido lateralmente para o membro de apoio e, finalmente, desloca-se para frente do membro de apoio, quando é permitido que o corpo caia para a frente e o pé de balanço seja elevado (...) Portanto, o passo começa com uma mudança no peso do corpo e deslocamento anterior do tornozelo do membro de apoio. A elevação do membro de balanço utiliza a mudança na postura do corpo para a propulsão. A flexão do quadril e a dorsiflexão do tornozelo elevam o membro de balanço, criando uma força anterior que perturba o equilíbrio da posição em pé. Uma flexão mais rápida do quadril acrescenta aceleração, o que aumenta o efeito "(PERRY, 2005).

Durante a marcha, a mudança do pé, de uma estrutura móvel durante a primeira parte da fase de apoio, para uma alavanca rígida, no impulso, constitui um mecanismo complicado e ainda não totalmente compreendido. A inversão do calcâneo ocorre quando uma pessoa em pé transfere o peso do corpo do retropé para o antepé e se eleva na direção das cabeças metatársicas e dedos dos pés. Isso resulta em uma tentativa de supinar o pé, com elevação do arco longitudinal no lado medial e depressão do arco do lado lateral. Com esse movimento, o peso do corpo é desviado para a face lateral do pé. A presença de metatarsos mais curtos no lado lateral do pé permite que a supinação ocorra e resulte em maior participação dos metatarsos e dedos do pé para apoiar o peso do corpo. Para distribuir o peso do corpo entre todas as cabeças metatársicas, o pé precisa desviar-se lateralmente para a impulsão (ROSE e GAMBLE, 1998).

VIEL (2001) descreve o comportamento do pé durante a fase de apoio separando três papéis biomecânicos – amortecimento, equilíbrio e propulsão. Segundo o autor, acontece dissipação das forças no momento do contato pé/solo, sendo o amortecimento das pressões feita no calcanhar nos primeiros 0 a 15% do ciclo da marcha, retomando, posteriormente, a aproximadamente 45%, quando o calcanhar se eleva. A pressão está, então, distribuída por toda superfície do antepé. Então o pé cai em direção da borda lateral, o que é favorável a dispersão de pressões. O peso dirige-se, então, em direção ao quinto e quarto metatarsianos, de modo a atravessar todo antepé com uma compressão quase igual de todo o centro do antepé. O último contato é feito pela polpa do primeiro dedo (hálux). A figura 8 representa a sequência da distribuição da pressão sob a região plantar durante a marcha.

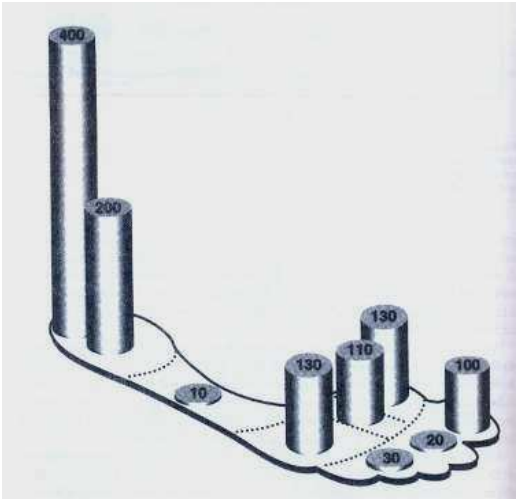


Figura 8 – Seqüência de pressão de sustentação na planta do pé durante as fases de apoio da marcha (VIEL, 2001).

O retropé se move em flexão plantar após o primeiro contato com o solo e então faz o movimento inverso, passando para dorsiflexão até o apoio terminal, quando ele começa novamente a fazer uma flexão plantar antes do pré-balanço. No plano coronal, o retropé mostra uma rotação interna durante o primeiro rolamento, externa no segundo rolamento e novamente interna no terceiro rolamento. Quanto ao antepé, no plano sagital ele faz uma dorsiflexão que se mantém até que o pé oposto atinja o chão, quando o antepé novamente passa a fazer flexão

plantar. A dorsiflexão durante o apoio médio representa um achatamento do arco longitudinal à medida que o corpo progride sobre o pé de apoio. No plano transverso, o antepé faz uma rotação externa e depois interna (KAUFMAN et al, 2008).

Pesquisas afirmam que, no pé descalço com apoio bipodal, o calcâneo recebe 57% e o metatarso 30% do peso. Com um salto de 2 cm, há um equilíbrio de 50% em cada local, com um salto de 4 cm, o calcâneo receberia 43% e o metatarso 57%. Com 10 cm de salto, 100% do peso apóia-se no antepé (TOKARS et al, 2003).

A superfície do calcanhar disponível para o impacto é extremamente reduzida e o período durante o qual apenas o calcanhar está em contato com o solo é muito fugaz, representando cerca de 3% da fase de apoio. A uma velocidade confortável (3 a 4 Km/h), a pressão nessa região não é muito elevada porque a velocidade vertical e horizontal do pé não é excessiva. Ocorre o contato calcanhar/solo e não o choque do calcanhar, pois o pé aborda a superfície de sustentação horizontalmente, a uma velocidade de 4m/s, e verticalmente, a velocidade de 0,05m/s. Durante os últimos 10% do ciclo da marcha o pé segue em direção a sua borda lateral, o que é favorável à dispersão das pressões (VIEL, 2001).

O complexo tornozelo-pé mantém sempre o equilíbrio antigravitacional, graças à captação contínua dos estímulos provenientes do terreno e de respostas adequadas através de articulações, ligamentos, músculos e tendões (GAGEY e WEBER, 2000).

As informações proprioceptivas representam um papel determinante no desencadeamento da resposta postural reflexa durante a marcha (VIEL, 2001).

Atualmente já está bem estabelecida a participação das informações plantares cutâneas, entre outras, no controle do equilíbrio, sendo que diferentes tipos de mecanoceptores distribuídos na superfície plantar do pé estão envolvidos (PERRY 2000 e 2001; KENNEDY e INGLIS, 2002; TREMBLAY, 2005; VUILLERNE, 2007). À medida que o pé interage diretamente com o solo, informações cutâneas dão detalhes espaciais e temporais sobre as propriedades da superfície e sobre as variações de pressão sob o pé, que resultam diretamente na mudança dos deslocamentos do centro de pressão (PERRY, 2006).

Vários tipos de experimentos como resfriar, anestesiar ou provocar isquemia da região plantar do pé, levam à diminuição da estabilidade. Também pacientes com neuropatias periféricas costumam ter aumento das oscilações posturais. As perdas das sensações cutâneas relacionadas à idade (vibratórias e de detecção do toque) são correlacionadas a uma redução no controle do equilíbrio e no aumento de risco para a queda (PALLUE, NOUGIER e OLIVIER, 2008). Outros autores demonstraram que a aplicação de vibração (DHRUV et al 2002, PRIPLATA et al, 2003 e PRIPLATA et al, 2006 apud PALLUE, NOUGIER e OLIVIER, 2008) ou massagens circulares na sola dos pés (BERNARD-DEMANZE et al, 2004 apud PALLUE, NOUGIER e OLIVIER, 2008) aumentam a sensação cutânea e o controle postural, assim como a colocação de bordas aumentadas sob o perímetro da superfície plantar do pé também facilita a estabilidade postural (MAKI et al, 1999 apud PALLUE, NOUGIER e OLIVIER, 2008). Portanto, estimular as aferências plantares é um método relevante para explorar o papel das mensagens táteis no controle postural estático e dinâmico.

Maki e McIlroy (1996) afirmam que a estimulação mecânica dos mecanoceptores dos pés pode ser utilizada como "feedback". Segundo os autores, a pressão do pé pode ativar os mecanoceptores plantares que medem os ajustamentos posturais durante as fases de apoio da passada.

Perry et al (2000), que estudaram o papel da sensação plantar no controle do passo compensatório, sugeriram três papéis da sensibilidade cutânea plantar: sentir os limites da estabilidade posterior durante o início de passos para trás, sentir e controlar o contato do calcanhar e subseqüente transferência de peso em passos para frente e manter a estabilidade durante fases de balanço prolongadas em passos laterais cruzados.

Eils et al (2002) investigou o efeito da redução da sensação plantar nos padrões de distribuição da carga durante a marcha em adultos jovens. Para reduzir a sensação plantar os pés foram imersos em gelo. Ele concluiu que a análise mostrou padrões modificados de distribuição de carga plantar durante o rolamento do pé, principalmente através da mudança da carga da região calcânea e artelhos para a região central e lateral do médio pé. Segundo o autor, os resultados

indicam a forte influência da redução da informação aferente plantar no rolamento do pé durante a marcha.

Pallue, Nougier e Olivier (2008) concluíram em seu estudo que ficar em pé ou andar com sandálias que tenham solas com pequenas pontas melhora o controle postural, tanto em adultos quanto em idosos.

2.4 Estudo biomecânico da marcha humana

> *O corpo humano pode ser definido fisicamente como um complexo sistema de segmentos articulados em equilíbrio estático ou dinâmico, onde o movimento é causado por forças internas atuando fora do eixo articular, provocando deslocamentos angulares dos segmentos, e por forças externas ao corpo. A estrutura biológica do corpo humano permite a produção de forças através da contração muscular, que transforma o corpo num sistema autônomo e independente, ocorrendo então o movimento. A ciência que descreve, analisa e modela os sistemas biológicos é a biomecânica, uma ciência de relações interdisciplinares, dada a natureza do fenômeno investigado. A biomecânica do movimento busca explicar como as formas de movimento dos corpos de seres vivos acontecem na natureza a partir de parâmetros cinemáticos e dinâmicos (ZERNICKE, 1981 apud AMADIO e BARBANTI, 2000).*

A instrumentação aplicada à biomecânica do movimento é usada para medições com intuitos diagnósticos e terapêuticos, assim como para aprimoramento do desempenho dos indivíduos. Um exemplo é o estudo da marcha para determinar alterações e acompanhar o tratamento de vários tipos de distúrbios (AMADIO e BARBANTI, 2000).

Para estudar a marcha, existem inúmeros procedimentos de mensuração que, em maior ou menor grau, estão relacionados ao controle deste movimento. Na cinética, o sinal de EMG, os momentos de força e a potência analisam a causa do movimento, ao passo que na cinemática

descreve-se o movimento através dos momentos, do apoio, do comprimento do passo, da cadência e das forças de reação do solo (WINTER, 1991 apud AMADIO e BARBANTI, 2000).

Eventos cinemáticos, neuromusculares, dinâmicos e correlações entre essas variáveis devem ser consideradas em um modo quantitativo. A aplicação de tal abordagem no ambiente clínico requer técnicas que não perturbem o comportamento motor natural e possam ser usadas também em pacientes com sérias dificuldades. O uso de tecnologia (transdutores, microprocessadores, etc.) pode fornecer as ferramentas úteis e fazer possível o desenvolvimento de instrumentação com testes relativamente fáceis, factíveis ao ambiente clínico (PEDOTTI, 1997).

O quadro da figura 9 apresenta um resumo das áreas para medição do movimento pela biomecânica.

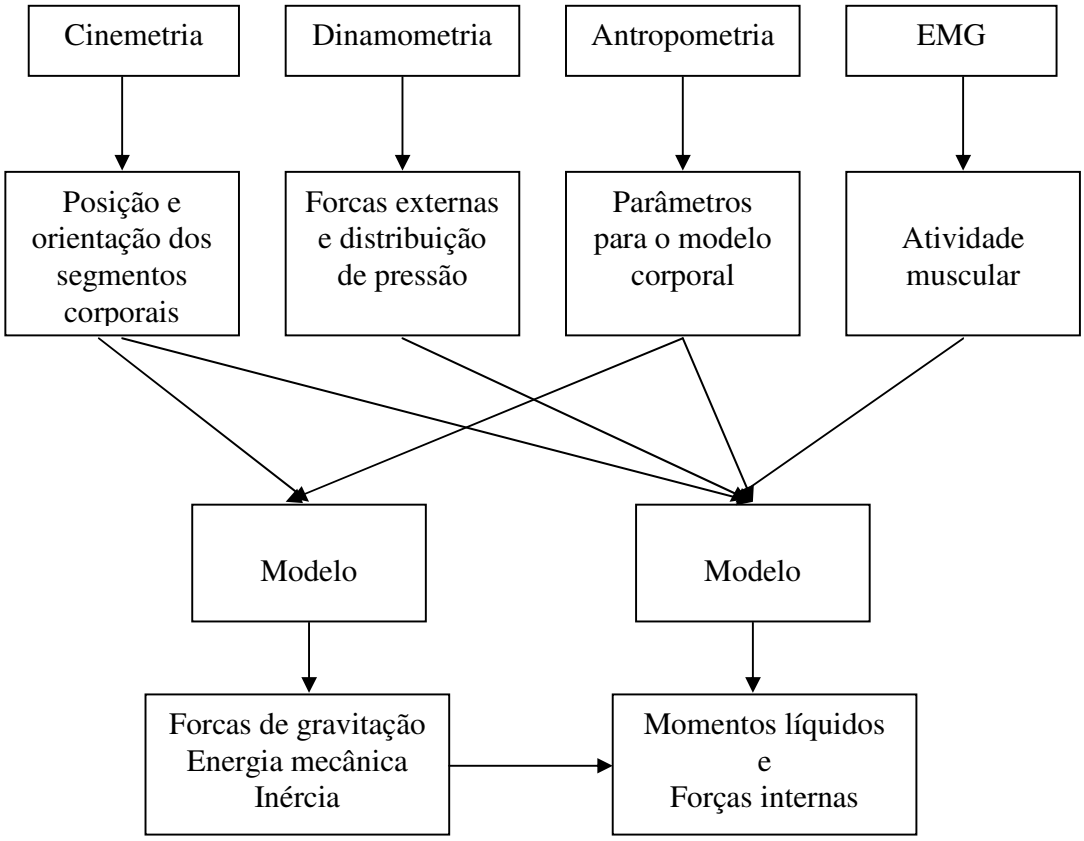


Figura 09. Áreas para complexa análise biomecânica do movimento humano (AMADIO e BARBANTI, 2000).

A dinamometria engloba todos os tipos de medida de força e pressão. As forças mensuráveis são as forças externas, transmitidas entre o corpo e o ambiente. De particular interesse são as forças de reação do solo transmitidas na fase de apoio em atividades estáticas ou dinâmicas. Juntamente com a constante peso corporal, essas forças de reação do solo são, geralmente, a causa de alteração do movimento do centro de gravidade (SAAD e BATISTELLA, 1997). Os principais sistemas usados para a avaliação são: medição das forças de reação do solo, através de plataformas de força, células de cargas ou ainda atenuadores e transdutores de carga, e avaliação da distribuição da pressão plantar.

Na biomecânica, a fase de apoio durante qualquer movimento de locomoção caracteriza um fenômeno complexo, pois muitas variáveis dinâmicas, de natureza interna ou externa, influenciam esta fase do movimento (AMADIO, 1989). Conforme o peso do corpo avança sobre o pé de apoio, forças vertical, horizontal e rotatória geradas no solo podem ser medidas com instrumentação apropriada. Essas forças de reação do solo são iguais em intensidade e opostas na direção àquelas experimentadas pelo membro de sustentação do peso. A partir desta informação, a tensão imposta às articulações e o controle muscular necessário podem ser identificados (PERRY, 2005b).

Para medir as forças exercidas por um corpo sobre outro, necessita-se um equipamento apropriado, denominado transdutor de força, que apresenta ganho de sinais elétricos proporcionais às forças aplicadas. Exemplo disso são os “strain-gages”, que através de deformação no metal fornecem a força a que está sendo submetido o local onde o equipamento se encontra aplicado (SAAD e BATISTILLA, 1997). Também podem ser usados sensores piezoelétricos, piezo-resistivos e capacitivos, dentre outros (WINTER, 1990 in AMADIO e BARBANTI, 2000).

A figura 10 ilustra o processamento dos dados desde os transdutores de uma plataforma de força até a visualização no monitor ou impressora de um PC. As cargas aplicadas sobre as

plataformas de força (forças e momentos) são convertidas em correntes elétricas através da matriz de sensibilidade da plataforma. Essas correntes são amplificadas e convertidas através do conversor A/D e tais sinais digitais são visualizados pelo operador através de um equipamento de informática, sendo normalizados em relação a massa corpórea do indivíduo que está sendo avaliado (AMADIO e BARBANTI, 2000).

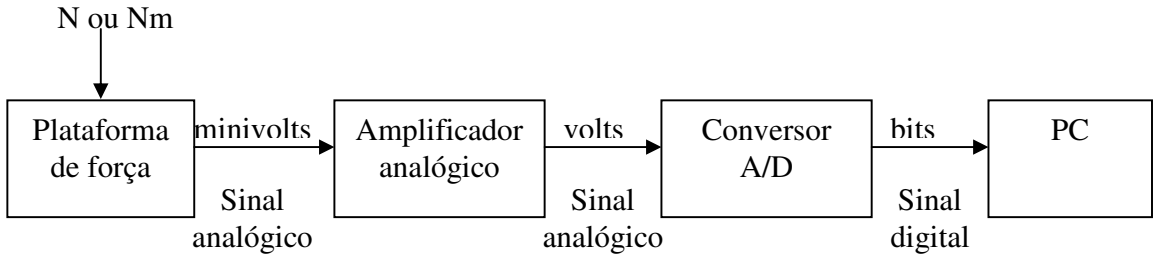


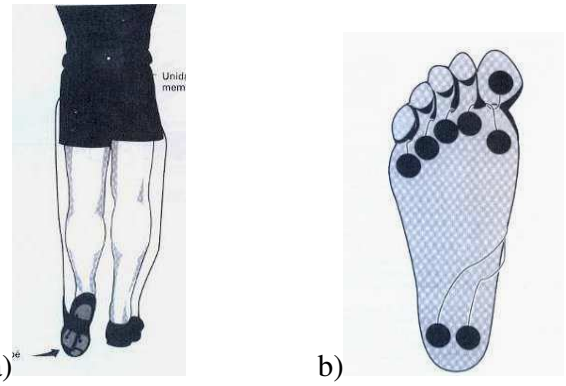
Figura 10. – Diagrama de blocos do processamento dos sinais obtidos pela plataforma de força (AMADIO e BARABANTI, 2000).

As plataformas de força, portanto, fornecem a força de reação do solo na superfície de contato durante a fase de apoio do movimento, já que a carga do membro no apoio inicia uma força significativa no solo em todas as três direções (vertical, progressional e lateral). Para garantir o resultado preciso é importante que o indivíduo exerça espontaneamente a força na plataforma, como um evento natural durante o curso do movimento ao longo da pista. Um passo proposital sobre a plataforma é indesejável porque causa lentidão da marcha e introduz um movimento artificial do membro, resultando em forças de reação do solo que não representam a habilidade natural de marcha do indivíduo. É importante minimizar a consciência do indivíduo sobre a placa. O pé testado também precisa tocar completamente a plataforma enquanto o outro pé permanece fora da placa durante a passada, o que significa repetir o teste várias vezes, já que a plataforma é curta - 45x60 cm é o padrão comercial (PERRY, 2005b).

Como o uso de plataformas de força apresenta algumas dificuldades técnicas, foram criados dispositivos em forma de palmilhas que, inseridas dentro dos calçados, são capazes de detectar e registrar as cargas de modo dinâmico e funcional, além de obter dados objetivos sobre parâmetros funcionais do pé. Tais dispositivos permitem o registro da força de contato dos pés com o solo e da distribuição das pressões plantares em função do tempo. São utilizados equipamentos microeletrônicos e computadorizados, e registros gráficos facilitam a interpretação clínica dos dados. As aplicações clínicas desses dispositivos variam desde a documentação da marcha normal até a constatação de áreas de risco para a formação de úlceras plantares em pés insensíveis de várias etiologias, e comparação objetiva dos resultados de intervenções operatórias e reabilitativas de patologias específicas do pé. Uma vez que essas palmilhas são extremamente finas e podem ser inseridas em qualquer calçado, a avaliação funcional pode ser realizada durante as atividades normais e esportivas, permitindo a demonstração de maiores informações sobre o comportamento das forças plantares em relação aos sistemas tradicionais estáticos e de plataformas de força (SAAD e BATISTELLA, 1997).

Perry (2005b) descreve que os sensores do pé comercialmente disponíveis são palmilhas instrumentadas (figura 11a) ou um conjunto de sensores individuais (figura 11b). Muitos laboratórios também fabricam seus próprios sensores de pé. Os sistemas normalmente incluem apenas um ou dois sensores (calcanhar com ou sem os dedos), com a proposta limitada de diferenciação do apoio e do balanço ou somente a duração do ciclo da marcha.

Segundo a autora, podem ser colocados pequenos discos sensores de pressão para servir também como sensores do pé para identificar os tempos de contato do calcanhar com o solo, das cabeças individuais dos metatarsos e do hálux. Os sensores são colocados na sola dos pés, sobre as proeminências ósseas do calcanhar e das cabeças dos metatarsos. Os dados gerados por processamento no computador variam com o sistema. Basicamente, as durações do contato com o solo e as características da passada são identificadas.



a) b)

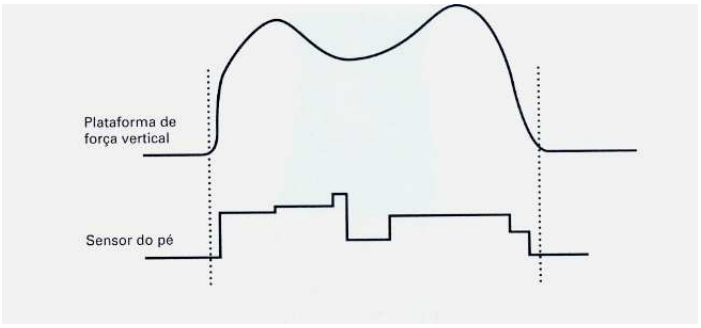
Figura 11. Representação de sistemas sensores para captação de cargas plantares – a)através de palmilha – um cabo das palmilhas é conectado a unidade de memória, que armazena sinais do sensor do pé; b) através de sensores de pressão individuais, que permitem a seleção de áreas anatômicas para serem testadas (PERRY, 2005).

A análise dos passos por meio de sistemas computadorizados como os baropodômetros é um método para se conhecer as forças exercidas em cada ponto da superfície plantar, tanto na fase estática como na dinâmica (PAVIA et al, 2002).

Saad e Batistella (1997) descrevem a podobarometria computadorizada como um avanço recente que permite a mensuração das forças exercidas em vários pontos anatômicos da superfície plantar através de sensores pressóricos de alta sensibilidade em palmilhas extremamente finas (<1mm), flexíveis,que contêm cerca de 960 pontos de contato para a captação das pressões plantares. Estes pontos correspondem a sensores distantes entre si em intervalos de 5mm. A variação de sensibilidade de cada sensor é de 56 a 868 kPa (0,56 a 8,68 Kg/cm2). As palmilhas são posicionadas dentro dos sapatos, em contato direto com o pé. Estes sensores são conectados com um sistema computadorizado que permite a monitorização da distribuição de forças nos diversos segmentos plantares.

Perry (2005b) cita outro tipo de palmilhas, cada uma com amplos sensores fechados, de compressão, nas áreas do calcanhar (4x6cm), cabeças do quinto e primeiro metatarsos (3x4cm) e hálux (2x2cm), que geram sinais de liga/desliga. Pode mover-se a palmilha para dentro dos sapatos ou prendê-la nos pés descalços e, para evitar a ativação indesejável por meio da pressão do sapato, usar uma sensibilidade de aproximadamente 8 psi (4 psi para crianças), o que introduz em média 2% de atraso do ciclo de marcha no inicio do apoio registrado e um correspondente término prematuro, se comparado ao registro simultâneo da plataforma de força. Para determinar os verdadeiros períodos de apoio e balanço, o programa de computador inclui um fator de correção de 2% para permitir o atraso de abertura e fechamento do sensor. Existem seis tamanhos para adultos e uma variedade de palmilhas menores para crianças. As partes do calcanhar e do antepé são separadas para permitir menores variações nos tamanhos.

Nessas palmilhas descritas por Perry (2005b), os sinais de cada sensor individual têm uma voltagem específica para diferenciá-los em relação ao tempo de contato com o solo, que são processados pelo computador para gerar dois tipos de informação clínica: seqüência de suporte do pé e duração do ciclo de marcha de cada área individual de suporte do pé. Várias formas de apresentação foram desenvolvidas, sendo a mais útil uma representação diagramática da seqüência de contato do pé/solo durante o apoio onde a seqüência normal é mostrada como uma escada de quatro degraus de fácil reconhecimento. O aumento dos níveis de voltagem (de acréscimos iguais) é atribuído às quatro áreas de suporte a partir do calcanhar isolado (C), através dos dois estágios de pé plano (C-5 e C-5-1), até a área final somente com apoio sobre o antepé (5-1) ou desprendimento do calcanhar (figura). Os padrões de sustentação anormal, com somente o quinto (5), o primeiro metatarso (1) ou o calcanhar e primeiro metatarso (C-1) são transmitidos em voltagens de meio degrau. Isto continua a ser uma parte do registro de eletromiografia. A mesma informação também é gerada em um modo alfanumérico, por meio da impressão da análise da passada ou como barras de tempo por meio da análise eletromiográfica. A análise computadorizada também pode especificar a duração do contato do solo por meio dos sensores individuais (por ex., calcanhar, quinto metatarso, etc), tanto em milissegundos como em intervalo do ciclo de marcha (figura 12).

I - 

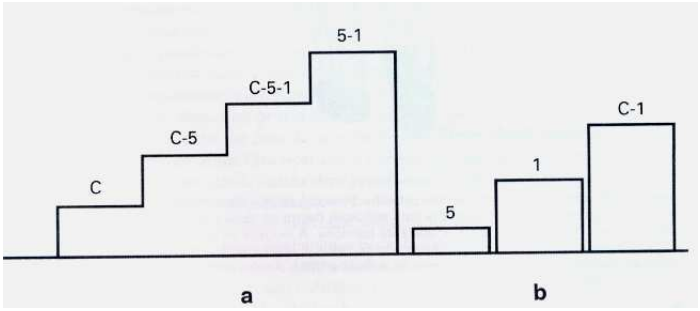
II - 

Figura 12. Leitura de sensores do pé. I - Comparação da duração do sensor do pé, comparada a da plataforma de força, onde se percebe que os sensores do pé têm um atraso de 2% no início e no final. II - Escala diagramática para mostrar a seqüência de duração individual do sensor. A seqüência normal é do tipo em escada. Meios degraus designam modos anormais de contato do pé com o solo. A duração é indicada pelo comprimento do passo C – calcanhar, 5 – quinto metatarso e 1 – primeiro metatarso (PERRY, 2005).

Portanto, na baropodometria, são utilizados sensores de pressão elétricos, que fornecem dados mais precisos e compreensivos sobre a distribuição pressórica estática, durante o ortostatismo ou a dinâmica da marcha humana, da corrida ou do salto. As informações sobre as pressões plantares podem ser usadas para demonstrar o resultado do tratamento da correção de deformidades, a identificação precoce de áreas de contato excessivo e anormal, a monitorização da eficácia da modificação de calçados, do uso de palmilhas e de procedimentos operatórios que alteram estas distribuições pressóricas anormais durante o ortostatismo, a marcha e a corrida (SAAD e BATISTELLA, 1997).

É desvantagem da podobarometria o fato das palmilhas poderem enrugar-se, prejudicando os resultados. Além disso, por serem muito finas, têm pouca durabilidade. É essencial lembrar a importância da manutenção dos sensores das palmilhas para garantir a acurácia das informações (SAAD e BATISTELA, 1997).

Finalmente, na figura 13 está representado o gráfico das forças de reação do solo, colhido pela plataforma da força, com os degraus que representam as fases de apoio da planta do pé (PERRY, 2005b).

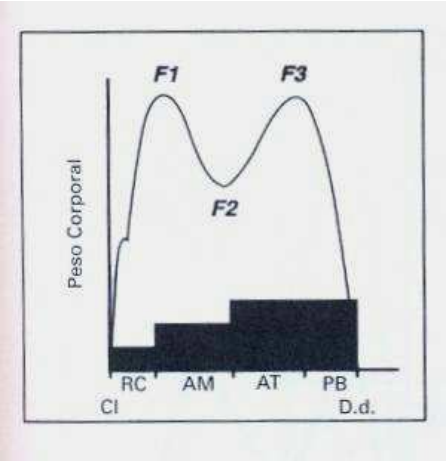


Figura 13: Padrão vertical da força de reação do solo. F1= pico da resposta à carga, F2= vale do apoio médio, F3= pico do apoio terminal. A base sombreada indica o padrão de contato do pé através da altura do degrau (calcanhar, C-5-1, 5-1). RC= resposta à carga, AM= apoio médio, AT= apoio terminal, PB = pré-balanço, D.d.= desprendimento dos dedos (PERRY, 2005b)

2.5 Sensores para captação de pressão plantar durante a marcha: estado da arte

Sensor é um dispositivo tecnológico ou um órgão biológico que detecta um sinal ou condição física e compostos químicos. Regazzi et al (2005) afirmam que sensores são dispositivos que mudam diante de uma grandeza física, podendo oferecer direta ou indiretamente um sinal que indica esta grandeza e que, quando operam diretamente, convertendo uma forma de

energia em outra, são chamados transdutores. O sinal de um sensor pode ser usado para detectar e corrigir desvios em sistemas de controle.

Sensores artificiais são amplamente usados em medicina, indústria e robótica. Tratam-se de dispositivos que recebem e respondem a um estímulo com um sinal elétrico. Transdutor é um dispositivo que converte um tipo de energia em outra, não necessariamente em um sinal elétrico. Pela Wikipédia, um sensor pode ser composto de duas partes – o sensor propriamente dito (que converte energia em sinal elétrico) e um transdutor. Os sensores são classificados de acordo com a forma de energia que detectam – de luz, de som, de pressão, mecânicos, etc.

Na última década, houve um grande avanço tecnológico nas áreas de sensores, circuitos integrados e comunicação sem fio, que levou, inclusive, à criação de redes de sensores sem fio. Este tipo de rede pode ser aplicado no monitoramento, rastreamento, coordenação e processamento em diferentes contextos, como em chão de fábrica, robôs, etc. (LOUREIRO et al, 2008).

Uma das áreas que aplica sensores e transdutores é o estudo do movimento humano baseado na ciência da reabilitação, para determinar as relações entre limitações funcionais e incapacidades com a capacidade funcional. Os resultados estão ajudando no desenvolvimento de novos estudos com objetivo de otimizar a eficácia das diferentes estratégias de reabilitação (GREGO et al, 2008).

Orlin e McPoil (2000) afirmaram que medidas da pressão plantar dão uma indicação da função dos pés e tornozelos durante a marcha e outras atividades funcionais, pois os pés e tornozelos são responsáveis pelo suporte e flexibilidade para a sustentação de peso e a transferência de peso durante essas atividades. Embora a plataforma de força seja a forma mais comum para realizar essa medida, existem no mercado vários sistemas de mensuração da pressão plantar que oferecem alto grau de portatibilidade, permitindo seu uso em múltiplos locais (como, por exemplo, Pedar insole system (empresa Novel), F-Scan system, Musgrave footprint system).

O Sistema Musgrave Footprint é um sistema pneumático que teve sua acurácia e repetibilidade descritas no artigo publicado na Gait and Posture de junho de 1995 (LEDOUX et al, 1995).

A baropodometria é um sistema de avaliação cujo foco principal é o controle da distribuição da pressão plantar nos pés, em postura estática ou dinâmica, e que usa sensores de pressão elétrica para medir a distribuição do vetor vertical embaixo dos pés. Para isso são usadas duas palmilhas com sensores, circuitos de coleta de dados e software. O circuito eletrônico mais utilizado é o F-Scan, com dois componentes que controlam a varredura da grade do sensor e a conversão analógica-digital (A/D) das resistências medidas. Os dados digitais são arranjados de forma serial e transmitidos através de cabos coaxiais do resto dos circuitos, localizados em uma placa de expansão em um computador. O sistema tem limitações e existe variação na forma de distribuição das cargas plantares de uma pessoa para outra, mas é usado para avaliar disfunções biomecânicas dos pés, principalmente no controle da distribuição da carga plantar. (GREGO et al, 2008). São usados sensores de pressão elétricos para fornecer melhor acurácia e dados mais compreensivos. Quando o sujeito caminha, a distribuição do vetor vertical embaixo dos pés é medida. Estes sistemas usam diferentes tipos de sensores, como os resistivos e capacitivos, strain gages, fita condutora e materiais piezoelétricos (ARAÚJO et al, 2008, VISWANATHAN et al, 2004, NICOLOPOULOS C e BARNETT, 2008). A figura 14 ilustra o F-Scan System.

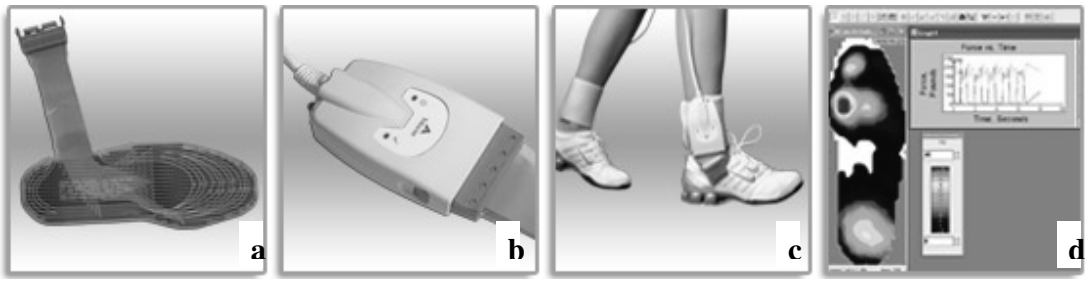


Figura 14 – F-Scan System, da empresa Tekscan. a) Trim – sensor de alta resolução ultrafino (960 sensores) b) conexão - Edge Connect sensor; conexão de USB para o PC, c) coletor – Scan com frequência de 850 Hz, d) análise – dados de análise da pressão em busca de áreas de risco.

O PEDAR (figura 15), da empresa Novel, é outro sistema muito utilizado. Tem palmilhas que contêm 99 sensores capacitivos, usando uma calibração com dispositivo TRUBLU para até 500 KPa (PUTTI at al, 2007). Esse sistema está patenteado e pode ser acessado no site http://www.wipo.int/pctdb/en/wo.jsp?WO=2003%2F045239&IA=WO2003%2F045239&DISPLAY=DESC .

Figura 15. Sistema PEDAR (disponível em http://www.novel.de/pdf/flyer/eng/pedarX_eng.pdf)

Hurkmans et al (2003) apresentaram as técnicas de medida da quantidade de sustentação de peso quando em pé e andando, justificando que existe uma larga variedade de técnicas de medida. Em sua revisão avaliaram 68 artigos, concluindo que a maneira mais grosseira de avaliação seria a avaliação clínica, embora existam escalas úteis para medidas da simetria desta descarga, enquanto os sistemas de "biofeedback" seriam mais confiáveis, acurados e objetivos para essa finalidade. As plataformas de força têm qualidade metodológica melhor, mas são restritas a laboratórios de marcha, precisam de pessoal treinado e são muito caras, enquanto os dispositivos ambulatoriais (palmilhas) podem medir a descarga de peso com uma confiabilidade e uma precisão razoáveis em casa ou nos hospitais. Assim, afirmam que a técnica a ser usada para essa medida depende do critério de utilização clínica.

Quanto à localização dos sensores, isolados ou em palmilhas, alguns estudos reportam o uso de pontos anatômicos da região plantar dos pés (HASTINGS, 2003 apud De COCK at al, 2005). Para medidas de pressão, este tipo de localização é questionado e os dispositivos mais recentes costumam permitir medidas de toda a região plantar dos pés. Entretanto a proposta deste

trabalho não eram medidas de pressão, mas sim a distribuição temporal de carga, por isso a idéias do uso de pontos anatômicos relacionados com a seqüência da distribuição de carga foi bastante estudada. No trabalho de De Cock et al (2005) encontram-se dois esquemas interessantes que apóiam esta distribuição: o primeiro descreve a localização de importantes sub-áreas de pico de pressão plantar (ver figura 16), enquanto o segundo (figura 17) mostra a seqüência de distribuição de carga nas diferentes fases da marcha que, como é possível observar, segue da região calcânea para lateral e então para ântero-medial.

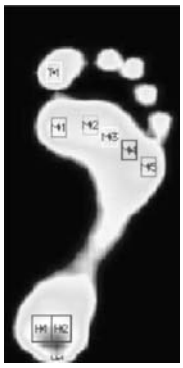


Figura 16. Localização de oito pontos anatômicos na pegada, importantes sub-áreas de pico de pressão plantar (De COCK at al, 2005).

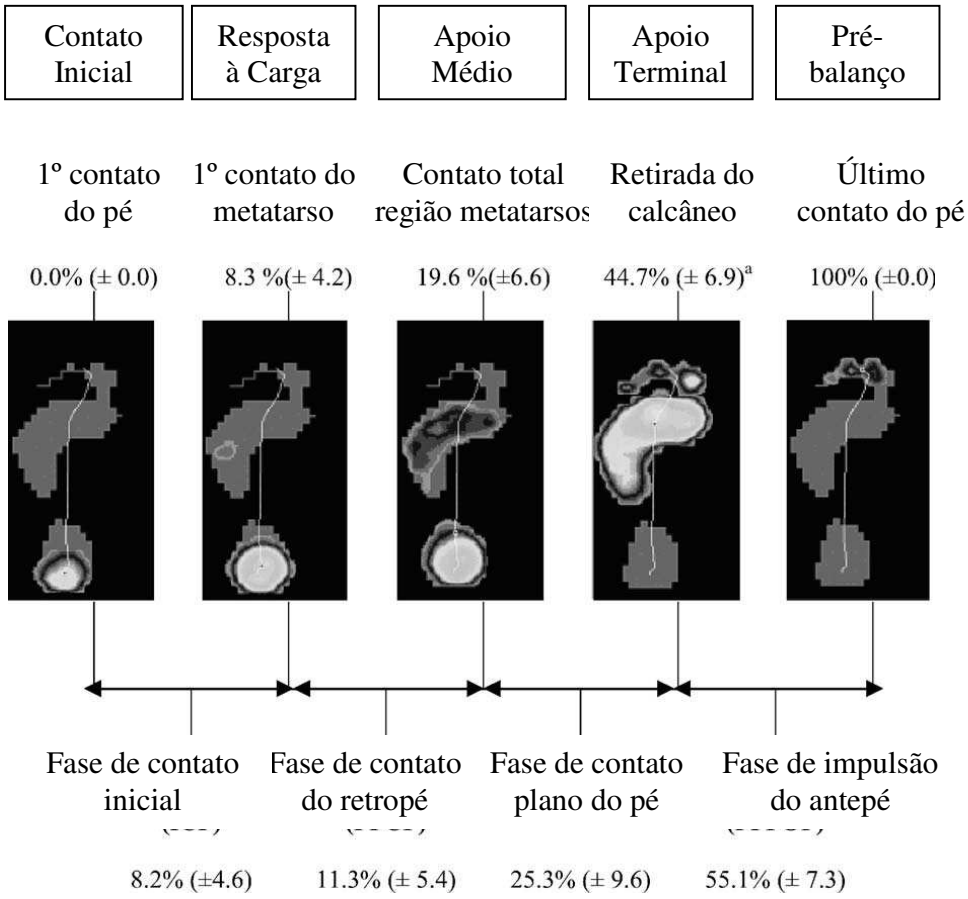


Figura 17. Tempo médio dos eventos relacionados à sequência da distribuição das cargas e das fases relativas ao contato do pé com o chão (0.220_0.019 ms) (Adaptado de De Cock at al, 2004).

A figura 18 mostra outra opção de distribuição encontrada na literatura, utilizada no trabalho de Petrofsky e Bweir (2002), que criaram um novo sensor com borracha altamente condutiva a baixos custos e testaram em setenta sujeitos.

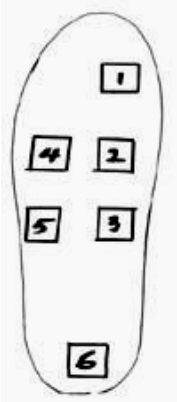


Figura 18: Localização dos sensores nos testes de Petrofsky e Bweir (2002).

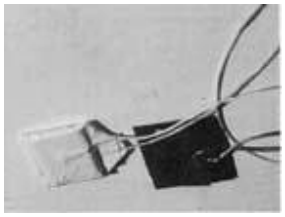
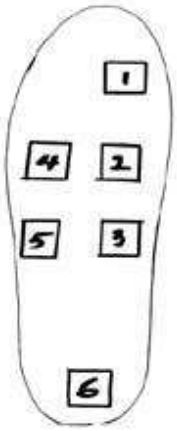
Petrofsky e Bweir (2002), na introdução de seu artigo, afirmam que a maioria dos sistemas com sensores de contato nos sapatos não mostram a distribuição exata das pressões, mas apenas o tempo em que o pé atinge o chão e a evolução durante cada estágio da marcha. Entretanto, para os objetivos deste trabalho, essa evolução da distribuição de carga no pé durante a marcha é tudo o que se faz necessário, pois não se está pensando no estudo detalhado da marcha, mas num parâmetro que possa servir de "biofeedback" durante um treinamento com idosos.

Os autores falam de um sistema de sensores de reação ao solo dentro de uma palmilha que seria uma série de células de carga compostas por duas finas camadas de latão (0,4 mm) separadas por uma camada de borracha condutiva (1,0 mm) feita pela Zoplex Corporation (ZF60), que tem resistência variável de 200 mega ohm a 1 ohm quando uma pressão é aplicada sobre ela. Esta estrutura em sanduíche permite que pressões exercidas sobre os pratos de BRASS causem uma mudança na resistência elétrica do condutor, mas tem como problema a confiabilidade, a repetibilidade e a histerese (que é a diferença entre a resistência do sensor a uma dada carga quando a pressão é aplicada, comparada com quando uma carga é aliviada. A maioria das borrachas condutivas disponíveis tem uma histerese grande). Além disso, as borrachas condutivas têm pequena resposta até altas cargas serem colocadas sobre elas.

Esses autores cortaram as camadas de latão e a borracha resistiva num tamanho de 15x15mm e colocaram fios em cada célula, unindo tudo com fita adesiva (com espessura total de 4 mm). Eles distribuíram estes sensores pela superfície plantar no seguinte padrão: um sob o

hálux e a base distal do primeiro metatarso, um sob a base proximal do primeiro metatarso, um sob a base distal do quinto metatarso, um sob a região medial dos ossos do tarso, um sob a região lateral dos ossos do tarso e um sob o calcanhar – sendo que esta posição foi considerada por análise experimental como a melhor para mostrar supinação, pronação, contato do pé, contato do calcanhar e retirada dos dedos durante a marcha. Foram feitos jogos de sensores para diferentes tamanhos masculinos, femininos e infantis, sendo o custo total de cada jogo menor que dez dólares (figura 19).

O sensor é parte de uma ponte de Wheatstone onde o resistor oposto era um resistor de 2000 ohm, a saída era um amplificador e passava por um filtro.

a)  b) 

c)

Figura 19. Palmilha de Petrofsky e Bweir (2002) a) sensor individual. b) disposição de seis sensores na palmilha. c) palmilha com seis sensores.

Quesada e Rash (2000) coletaram dados de pressão plantar durante a marcha simultaneamente com sistemas "in-shoe" de medida de pressão capacitivos e resistivos. De forma geral os registros médios do pico de pressão do sistema resistivo foram 32%, 20% e 14% maiores que do sistema capacitivo no calcâneo, nas cabeças dos metatarsos centrais e no hálux, respectivamente. As medidas resistivas foram afetadas pelo tipo de calibração (air blade ou posição unipodálica). A variabilidade das medidas capacitivas foi 60%, 20% e 22% menor que as medidas resistivas no calcâneo, cabeças dos metatarsos centrais e hálux, respectivamente.

Em 2000, Paradiso, Kai-Yuh e Benbasast apresentaram o que eles chamam de “cybershoe” (figura 20), um sistema que captura multimodais gestos dos pés, incorporado num par de sapatos, que mede 16 diferentes graus de liberdade, sem fio, que envia dados para uma estação remota e um computador e é usado para avaliar a performance de movimento do pé em tempo real de artistas, ginastas, dançarinos, etc. Não é objetivo deste trabalho atingir tal grau de avaliação de dados, mas apenas apresentar um sistema simples e barato para avaliar a distribuição de carga plantar.e mostrar ao usuário essa avaliação.

Figura 20 – O “cybershoe” e seu uso (PARADISO, HSIAO e BENBASAT, 2000 a e b).

Morris e Paradis (2002) descreveram um sistema sensor para análise de marcha sem fio e “feedback” em tempo real, justificando que os métodos de análise de marcha até então eram apenas de dois tipos: um laboratório de marcha, com alta acurácia, mas muito caro e com vários equipamentos colocados no paciente, ou a observação visual por um médico especializado, sem

custo ou equipamentos, mas cujos resultados são qualitativos e difíceis de comparar entre as visitas. Devido à necessidade de um equipamento entre estes dois extremos, com baixo custo e boa repetibilidade de resultados, estes autores ingressaram no estudo para desenvolver um sistema integrado ao sapato para análise de marcha. Segundo eles, os itens importantes para seus sistemas de sensores para marcha integrados ao sapato foram: poder ser colocado e removido do sapato do próprio indivíduo, não modificar a marcha, caracterizar o movimento de ambos os pés, comunicar e transmitir dados de forma sem fio e conseguir dados cinemáticos válidos e análise em tempo real.

Para tanto, o protótipo da palmilha (figura 21) contém quatro resistores sensitivos de força, dois sensores piezoelétricos constituídos de polifluoreto de vinilidina e dois pares de sensores resistivos a flexão colocados de costas um contra o outro para dar uma flexão bi-direcional. Dois resistores sensitivos de força eram localizados sob a região calcânea (medial e lateralmente), um ficava na cabeça do primeiro metatarso e um sob a cabeça do quarto e quinto metatarsos. Os sensores piezoelétricos tem a função de dar informações dinâmicas sobre o contato do calcâneo e a retirada do hálux e estão localizados sob a região calcânea (medial e lateralmente) e sob o hálux. Os pares de sensores resistivos a flexão são usados para verificar a dorsiflexão e flexão plantar sobre o rolamento do pé durante a marcha.

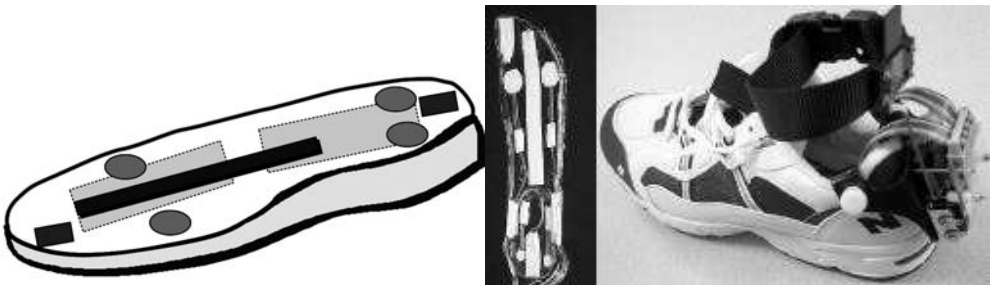


Figura 21. Protótipo de Morris e Paradis (2002).

Aprovado em 2004, sob a patente nº 6807869, foi registrado um sensor para detectar a força exercida pelo pé de um indivíduo no solo em um sapato, através de um sensor interposto entre o pé e o solo, na região da sola do sapato. O sensor inclui uma camada elastomérica resiliente compressiva de material isolante, com filamentos de metal eletricamente condutivos que se

entendem da primeira para a segunda superfície da camada elastomérica colocada entre uma camada inferior de tecido condutivo e uma pluralidade de camadas superiores de tecido condutivo. Na região onde o sensor é comprimido pela força “F” devido ao peso do indivíduo, a camada elastomérica é reduzida e então os filamentos de metal ficam num comprimento suficiente para gerar uma continuidade elétrica através da camada elastomérica entre os tecidos condutivos inferior e superior, que é monitorada e processada por um sistema de dados, para ser utilizada em atletas e treinamento esportivo.

Musselman, Gandhi e Bamberg (2006) justificam em seu artigo o desenvolvimento de dispositivos para avaliar mudanças da marcha em idosos, que podem ser uma das causas de queda, problema de saúde pública nessa faixa etária. Segundo eles, a variação no tempo do toque do calcâneo no solo (stride timing), que é difícil de acessar visualmente, mas que pode ser facilmente conseguido com sensores colocados no sapato, é um bom parâmetro para essa intervenção. Seu objetivo era desenvolver um dispositivo para acessar o risco de quedas e usar os conhecimentos obtidos pelo dispositivo para prover realimentação em tempo real, para fisioterapia e prevenção de quedas. Seus esforços resultaram no “GaitShoe”, um sistema sem fio, que mede vários parâmetros da marcha e contém 4 resistores sensitivos de força e múltiplos acelerômetros e giroscópios. Seu sistema foi validado e considerado capaz de detectar o momento em que o calcâneo atinge o chão e o tempo de retirada dos dedos, além de estimar a orientação e a posição do pé. Foi usado para avaliar a marcha da Parkinsonianos e implementar um sistema de feedback auditivo. Posteriormente dividiram esse sistema em dois componentes: um sistema de sensorização inercial (usando giroscópios e acelerômetros) para analisar o movimento do pé e um sistema de sensores em palmilha, usando resistores sensitivos de força, para analisar a distribuição de força sob o pé. Nesta última (figura 22), foi elaborado um novo desenho e o material utilizado é uma borracha de uretano com uma dureza de 30A, escolhida por sua firmeza e durabilidade, mas que mantém a flexibilidade. Os sensores e fios foram colocados dentro da palmilha para dar uma superfície uniforme, para que os indivíduos a serem testados não reagissem à presença de sensores e fios. A palmilha foi dividida em duas peças, para o calcanhar e o antepé, de forma a permitir que ela sirva em diferentes tamanhos de pé por um simples ajuste da posição de cada parte. A porção posterior incluiu 4 sensores e a anterior, 10, incluindo dois

para medir a resposta do hálux. Os sensores foram colocados de modo a suprir diferenças individuais da largura e comprimento do pé. Os fios dos sensores foram colocados num microprocessador conectado ao lado de fora do sapato.

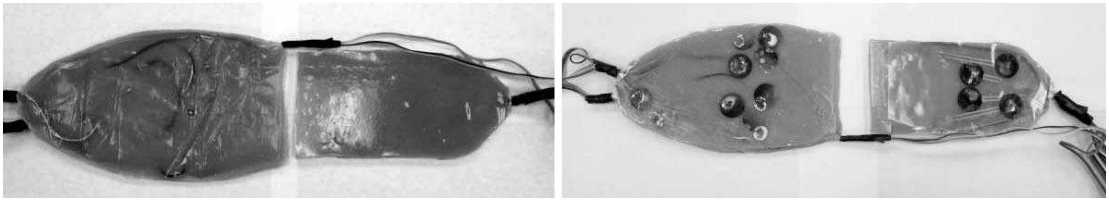


Figura 22 - Vista superior e inferior da palmilha com sensores de força sugerida por Musselman, Gandhi e Bamberg (2006)

Bamberg et al (2006) apresentaram um trabalho relatando a primeira fase do desenvolvimento de um sistema de sensores para colocar dentro do sapato para avaliar o equilíbrio, usando 16 resistores sensíveis a força dispostos numa palmilha removível e os resultados iniciais demonstraram que os sensores foram capazes de detectar mudanças súbitas na distribuição do peso, correspondentes à habilidade de equilíbrio do indivíduo.

Hannula et al (2007) afirmam que a distribuição de pressão na região plantar dos pés dá informações importantes sobre a mecânica da marcha, como, por exemplo, o mau posicionamento dos pés. Em seu estudo foi usado um sistema baseado no mapeamento da pressão em tempo real, que é constituído de numa palmilha fina e flexível, com 16 pequenos elementos sensores, conectados a um computador PC via um amplificador e um cartão de aquisição de dados digitais. O software do PC mostra a pressão em cada pequeno elemento sensor, avaliando em tempo real, e registrando os dados num arquivo. Os estudos mostraram que esse sistema tinha capacidade de medir a distribuição da pressão da região plantar do pé com confiabilidade. O coeficiente de correlação entre a pressão aplicada e a saída do sensor foi de 0,99.

2.6 Envelhecimento

2.6.1 Envelhecimento demográfico e definições de envelhecimento

Nas últimas décadas observou-se um processo de envelhecimento demográfico. A ONU (Organização das Nações Unidas) considera o período de 1975 a 2025, a Era do Envelhecimento. Nos países em desenvolvimento, esse envelhecimento populacional foi ainda mais significativo e acelerado – enquanto as nações desenvolvidas, no período de 1970 a 2000, tiveram um crescimento de 54% na população desta faixa etária, os países em desenvolvimento atingiram 123% (SIQUEIRA, BOTELHO e COELHO, 2002). Também o Brasil vem experimentando um acentuado envelhecimento populacional. Moreira (2002), apud Araújo e Carvalho (2004), afirma que deduções de dados da ONU indicam que as modificações estruturais na composição etária brasileira farão com que, no período de 100 anos (entre 1950 e 2050), a proporção da população acima de 65 anos, antes menor que 3%, chegue a atingir 18%.

O envelhecimento demográfico justifica e estimula os estudos sobre o processo do envelhecimento e suas conseqüências no corpo humano.

O envelhecimento é um processo dinâmico e progressivo, marcado por alterações morfológicas, fisiológicas e psicológicas, que podem determinar a vulnerabilidade e a aumento da incidência de doenças e morte (LUSTRI; MORELLI, 2004). Observam-se alterações em todos os tecidos do organismo durante o envelhecimento, embora estas variem de intensidade dependendo do indivíduo e do tecido considerado (PORTO, 2001). Todas estas alterações têm influência também nos padrões de postura e marcha.

Alterações no SNC são observadas, por exemplo, pela diminuição do peso e da espessura dos giros e aumento do tamanho dos ventrículos do cérebro, alterações nos neurotransmissores, perda da velocidade de condução dos neurônios sensoriais e motores, desmielinizacao das fibras mielinizadas (DOUBLÉ, 1996; PATTEN e CRAIK, 2000; KAUFFMAN 2001). A atrofia do tecido nervoso ocorre, com uma destruição média de neurônios de tal magnitude que o volume global do encéfalo se reduz em cerca de 8% em relação ao adulto jovem, podendo atingir até 50% em áreas frontais. Apesar disto, as funções mentais mantêm um bom nível na maioria das pessoas (SHIGUEMOTO, 2004).

A partir da terceira década de vida começam a ocorrer alterações estruturais nos tecidos esqueléticos, observadas na composição bioquímica da matriz extracelular e nos componentes celulares, que provocam mudanças na fisiologia dos tecidos, resultando em aumento progressivo de eventos patológicos envolvendo o sistema osteoarticular (VELLUTINI, 1997).

A massa muscular diminui de 10 a 15% depois dos 40 anos, sobretudo nos homens, e a força reduz cerca de 40% nos membros inferiores e 30% nos superiores entre 30 e 80 anos de idade. Perdas cardiovasculares, endócrinas, sexuais, ósseas, dermatológicas também são descritas (TIMO-IARIA, 2003). A perda muscular relacionada à idade é chamada de sarcopenia. Estudos mostram que a sarcopenia atinge os membros inferiores com maior intensidade que os superiores (SHIGUEMOTO, 2004).

Além disso, a população geriátrica perde muitas integrações entre receptores e o SNC, integrações estas responsáveis pela qualidade da resposta motora, apresentando déficits na propriocepção. Propriocepção é um termo introduzido por Sherrington em 1906, para descrever todas as informações neurais originadas nos proprioceptores das articulações, músculos, tendões e ligamentos, que são enviadas através de uma inervação aferente direta, para informar o sistema nervoso central sobre as relações biomecânicas dos tecidos articulares. Tais informações influenciam o tônus muscular, programas de execução motora e coordenação, sinestesia, reflexos musculares, equilíbrio postural e estabilidade articular. Durante a marcha, a percepção inconsciente do movimento é reconhecidamente importante para o posicionamento do pé no solo, favorecendo o equilíbrio unipodálico, coordenação e estabilização articular (BACARIN et al, 2004).

Está bem documentado que, na ausência de doença diagnosticável, os estímulos visuais, vibratórios e proprioceptivos estão geralmente diminuídos nos idosos (GUCCIONE, 2002). Ocorre ainda diminuição da função tátil, sendo tal disfunção sensorial cutânea mais perceptível nas extremidades distais dos membros inferiores. Apesar de todas as funções corporais se modificarem com a idade, o declínio sensório-motor é a mudança mais notável. Muitos autores fazem paralelos entre a deterioração do sistema somato-sensorial e o decréscimo da função de equilíbrio e da estabilidade durante a marcha. (PEREIRA, BASQUES e MARRA, 1999).

2.6.2 Envelhecimento e Controle Postural

Vargas (2003) afirma que os idosos apresentam uma fragilidade característica, ou seja, uma diminuição da reserva fisiológica associada ao declínio do equilíbrio postural e da independência funcional. O processo de envelhecimento afeta todos os componentes do controle postural – sensorial, processamento central e efetor – e a conseqüência será a predisposição a instabilidades posturais e quedas.

O processo de envelhecimento e a falta de atividade física são responsáveis pela perda do controle postural do idoso (GAUCHARD, JEANDEL, TESSIER e PERRIN, 1999). Testes das funções visual, vestibular, sensório-motoras e de equilíbrio administrados em 550 mulheres entre 20 e 99 anos, demonstraram diferenças significativas em todos os componentes dos sistemas sensoriais, motor e de controle do equilíbrio associadas ao envelhecimento e indicaram que após 65 anos há uma sensível diminuição na utilização da visão para o controle de equilíbrio, de forma que, com o avançar da idade, a diminuição de informações da visão periférica provoca aumento de oscilação corporal. Também encontraram que a sensação periférica foi o sistema sensorial mais importante na manutenção da estabilidade da postura estática em todas as idades (LORD, WARD, 1994).

Um dos mais percebidos efeitos do envelhecimento é a perda da sensação cutânea, e a diminuição da sensação cutânea plantar parece estar correlacionada a uma diminuição do controle postural (MAKI et al, 1999).

A informação sensorial tem uma forte influência sobre o equilíbrio dos idosos e a integração de informações vestibulares, visuais e somatossensoriais é necessária para gerar adequadas respostas de equilíbrio. Em adultos jovens, a instabilidade postural é aumentada por bloqueio isquêmico de informações proprioceptivas de receptores cutâneos, articulares e de pressão do pé e tornozelo em tarefas que exigem “feedback” sensorial para manter o controle postural numa superfície móvel. Com o envelhecimento existe uma elevação no gatilho de ativação dos receptores de sensação cutânea e de propriocepção articular. Em seus estudos sobre a influência das entradas sensoriais sobre o equilíbrio de idosos com história recente de queda,

Anacker e di Fabio (1992) concluíram que a visão parece ter um papel secundário, e não primário, na ocorrência de quedas em idosos.

Judge et al (1995) examinaram 110 idosos (média 80 anos) e encontraram que falhas proprioceptivas tiveram maior influência no equilíbrio que as falhas na visão e que os idosos demonstraram maiores dificuldades em condições onde a propriocepção era reduzida. Camicoli, Panzer e Kaye (1997) identificaram uma diferença significativa na capacidade de adaptação dos "idosos velhos" (acima de 80 anos) quando o input proprioceptivo era alterado, confirmando que, mesmo com a visão disponível, os participantes mais velhos precisavam de uma propriocepção mais acurada para manter o equilíbrio, enquanto os "idosos jovens" (abaixo de 80 anos) se adaptavam melhor a falhas proprioceptivas utilizando dicas visuais.

Receptores cutâneos são sensíveis a estímulos mecânicos (diferença de pressão) aplicados sob a pele. A falta desta percepção causa má distribuição do peso corporal sob os pés. A propriocepção muscular é responsável pelas informações mecânicas dos músculos e articulações, que servem de parâmetro para o sistema nervoso central controlar a intensidade de contração ou estiramento muscular e a modificação do ângulo articular. A velocidade de condução e processamento das informações proprioceptivas diminui nos indivíduos idosos (SPIRDUSO, 2005), causando lentificação no tempo de resposta associada ao declínio sensorial. A diminuição da propriocepção faz com que o idoso tenha mais dificuldade de detectar mudanças na posição corporal causadas por mudanças na superfície de apoio, até que seja tarde para comportamentos compensatórios que previnam a queda. A sensibilidade somatossensorial diminui com a idade, mas de forma variada de acordo com a modalidade sensorial e a região corporal. A sensibilidade tátil da mão, por exemplo, diminui muito pouco, mas a sensibilidade da região plantar dos pés pode ser muito afetada, provavelmente por degeneração dos receptores. A percepção da posição dos pés diminui significativamente com o envelhecimento, podendo ser ainda mais enfraquecida pela presença de sapatos. Relacionando que a queda durante a locomoção, em idosos, geralmente é resultado de tropeços durante a tentativa de desviar-se de obstáculos facilmente observáveis e fendas no pavimento, devido à retirada inadequada do pé do chão que causa choque do sapato com o obstáculo, esses dados sugerem que tais tropeções são provavelmente devidos a um erro de

percepção, por erro de cálculo da real posição dos pés. Provavelmente idosos elevam os pés menos do que eles percebem, causando os tropeções (ROBBINS, WAKED E McCLARAN, 1995).

O envelhecimento causa importante diminuição da percepção cutânea e proprioceptiva, levando a maior risco de úlceras nos pés e de quedas. A perda de entradas somatossensoriais altera a efetividade e a segurança da interação humana com o meio ambiente, resulta em diminuição da performance e por isso, em idosos, em maior risco de queda. A degradação sensorial está associada a um aumento do gatilho de detecção dos mecanoceptores. Uma intervenção dedicada a aumentar a sensibilidade dos receptores pode ser benéfica em aumentar a percepção sensorial. Uma forma potencial de terapia envolve a aplicação de "barulhos" mecânicos ou elétricos nas terminações sensoriais. Em tarefas de informação, a presença de "barulhos" geralmente é considerada prejudicial à detecção de um bom sinal. Entretanto, tem sido mostrado que o "barulho" pode melhorar a detecção e a transmissão de sinais fracos em certos sistemas não lineares, através de um mecanismo conhecido como ressonância estocástica (DHRUV et al, 2002).

Shaffer e Harrison (2007) afirmam que tais achados sugerem a necessidade de prover, aos idosos, estratégias compensatórias que aumentem a informação sensorial durante a função, como feedbacks cutâneos e proprioceptivos aumentados por órteses ou dispositivos de auxílio, aumento da iluminação e limites visuais bem delimitados. Também sugerem a necessidade de intervenções com objetivo de estímulo sensorial e treino de equilíbrio.

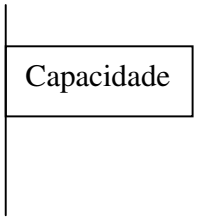
Madhavan e Shields (2005) afirmam que idosos apresentam co-contração dos flexores plantares e dorsiflexores durante tarefas de posicionamento passivo proprioceptivo e que o aumento da atividade do EMG, não presente em adultos jovens, possibilitam a hipótese de que idosos têm mais dificuldade de relaxar, talvez devido a um mecanismo utilizado para aumentar a sensibilidade dos fusos musculares, que foi diminuída pelo envelhecimento. Seus achados são semelhantes a outros que demonstraram que a co-contração presente na região do tornozelo serve como estratégia complementar que auxilia a manutenção do controle postural em idosos (BENJUYA, MELZER, KAPLANSKI, 2004).

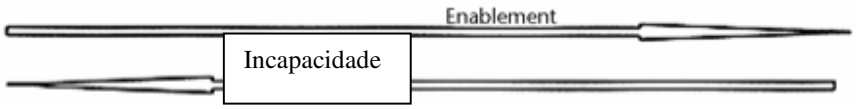
Existem evidências de que a quantidade de carga suportada pode influenciar no nível do declínio proprioceptivo relacionado à idade na articulação do joelho. Shaffer e Harrison (2007) citam que, independente da idade, a descarga de peso maximiza os dados aferentes de múltiplas articulações e de todos os tipos de proprioceptores (receptores articulares, fusos musculares, órgãos tendinosos de Golgi e sensores cutâneos), mas a acurácia da percepção da posição do joelho foi significativamente diferente entre idosos e jovens com descarga parcial de peso sobre o membro testado, implicando que a propriocepção do joelho é dependente da descarga de peso.

Os mesmos autores citam que a literatura envolvendo envelhecimento e propriocepção dos MMII evidencia que as articulações proximais parecem não evidenciar a mesma extensão de perda que as articulações distais.

Perry (2006) concluiu que idosos têm um insensibilidade da superfície plantar significativa quando comparados a adultos jovens, sendo que o ponto de maior instalação seria na septuagésima década de vida. Muitos estudos têm demonstrado também que idosos apresentam uma diminuição na habilidade de detectar vibração e um comprometimento da sensibilidade discriminativa (sensação de dois toques), sendo a degradação da acuidade tátil da região plantar do hálux significativamente maior em idosos com história de queda (SHAFFER e HARRISON, 2007).

A figura 23 representa as condições de equilíbrio em idosos, representadas por uma linha contínua pela qual ele pode progredir em direção a uma capacidade ótima, ou regredir em direção à incapacidade. Os objetivos da fisioterapia são possibilitar uma mudança em direção à função normal para aqueles portadores de patologia, e otimizar a função daqueles com declínio do equilíbrio relacionado ao envelhecimento em si.





Patologia
Severa perda
de equilíbrio

Normal:
Leve declínio
de equilíbrio

Ótimo:
Pequeno a nenhum declínio,
comparado a adultos jovens.

Figura 23. Alterações do equilíbrio em idosos (adaptado de SHAFFER e HARRISON, 2007).

Exercícios proprioceptivos parecem ter mais impacto para melhorar o controle do equilíbrio em idosos (GAUCHARD et al, 1999). Áreas potenciais para intervenção em termos de terapia para minorizar perdas do controle postural com o envelhecimento incluem ajudas sensoriais, sapatos, treino de força e de equilíbrio. Tais intervenções poderiam ter importante impacto na manutenção da independência e autonomia do idoso, além de prevenir o medo e o risco da queda (MAKI e McILROY, 1999)

2.6.3 Envelhecimento x Marcha

Muitos dos fatores de risco para instabilidade postural do idoso são devidos à inatividade ou ao envelhecimento em si, por declínios no sistema sensorial (visão, propriocepção e sistema vestibular), motor (força, coordenação e resistência) e na função de integração central (tempo de resposta, habilidade de multi-tarefas), que são fatores intrínsecos relacionados a quedas (NITZ e CHOY, 2004). Idosos também mostram um declínio na habilidade de manter o equilíbrio quando se deparam com perturbações impostas por processos funcionais, tais como dividir a atenção entre tarefas diferentes, como é necessário para manter o controle postural enquanto anda em uma rua muito cheia de gente ou ao atravessar uma rua. Atualmente está estabelecido que uma grande proporção das quedas entre pessoas idosas ocorre durante a deambulação (MENZ, LORD e FITZPATRICK, 2003).

A marcha idosa é caracterizada pelo déficit de força muscular, comprometendo a velocidade de caminhada e o ato de levantar o pé na fase de oscilação da marcha, aumentando a probabilidade de tropeções (SPIRDUSO, 2005), tendo ainda alterações como perda do balanço

normal dos braços, passo curto, menor apoio unipodal, pelve rodada anteriormente e pés rodados para fora (PAIXÃO JUNIOR; HECHMENN, 2002).

Mecanismos compensatórios como alargamento da base de sustentação, diminuição do comprimento e da altura do passo, redução da velocidade e da rotação pélvica estão bem representados na marcha senil. A diminuição da altura do passo na fase de oscilação aumenta a probabilidade do indivíduo tropeçar e cair (BERG, 1992).

Como o tecido conectivo se torna mais rígido e perde sua elasticidade com o aumento da idade, menos energia é reutilizada pelas contrações e, assim, as atividades requerem mais trabalho muscular. Isso tem conseqüências irreversíveis para a marcha, pois ela se torna menos eficiente. Devido às alterações biomecânicas dos idosos, a marcha depende de uma demanda maior de energia, desencadeando declínio nas atividades motoras e comprometendo a função motora (FARIA et al, 2003).

Outros fatores relacionados ao envelhecimento que afetam a marcha são: diminuição do equilíbrio, dos receptores sensitivos da pele, do tempo de reflexo e reação, da coordenação motora, da visão e da função vestibular. A maior parte dos estudos demonstra que, com o envelhecimento, ocorre lentidão das oscilações posturais, aumento da base para marcha, aumento do tempo de duplo apoio e diminuição da largura da passada, diminuição da rotação do tronco, além de dor e desconforto que limitam as amplitudes de movimento. (SKELTON, 2001). Após os 60 anos de idade ocorrem mudanças nos sistemas vestibular, proprioceptivo, visual e musculoesquelético, que são essenciais para manutenção do equilíbrio (ZUCCO, 2003). Além disso, o desempenho neuromuscular também sofre um declínio com o envelhecimento, levando à lentidão na realização das tarefas motoras, afetando a manutenção do equilíbrio e da marcha (FRANK e EARL, 1990). Há uma lentificação geral no processamento das informações, juntamente com a diminuição na velocidade de condução, promovendo retardo e distúrbios nas reações posturais e aumentando o tempo de reação e o risco de queda (MAKI e McLLROY, 1996). Em resumo, a instabilidade postural em decorrência do envelhecimento está relacionada com a deterioração dos sistemas proprioceptivo, articular, musculoesquelético e nervoso (BUKSMAN e VILELA, 2004), e essa diminuição do controle postural traz desequilíbrios

freqüentes, quedas e lesões (PERES e GONSALVES, 2001). As quedas na população idosa criam grandes problemas sociais por estarem associadas ao declínio físico, tendo conseqüências psico-sociais, impacto negativo sobre a qualidade de vida e sobrevivência muito reduzida (BLOEM, STEIJINS e SMITS-ENGELSMAN, 2003).

Idosos caminham mais lentamente que adultos jovens, em função de passos mais curtos e do aumento do tempo de duplo suporte da marcha. Tais achados têm sido interpretados como indicativos da adoção de uma marcha mais conservadora, ou menos desestabilizante, sugerindo que os idosos compensariam a redução de capacidade física através de maior precaução. Adotar um padrão de marcha mais lento e estável pode ser uma estratégia compensatória para assegurar que a cabeça e a pelve permaneçam estáveis (controle postural), dado que, mesmo aqueles idosos em condições ótimas de funcionalidade, exibem significativa redução da visão, das sensações periféricas, da força dos membros inferiores e do tempo de reação (MENZ, LORD e FITZPATRICK, 2003).

Viel (2001) afirma que em pessoas sem queixas, mas idosas (59 a 82 anos), o tempo de duplo contato é superior ao valor médio estimado, atingindo 27%. O duplo contato acontece, nas pessoas jovens sãs, nos 10% iniciais e 10% finais da fase de apoio, enquanto nos idosos ocorre nos 15% iniciais e 15% finais.O passo curto acompanhado pelo aumento do período de duplo apoio testemunha uma hesitação antes de se lançar para frente o pé seguinte.

Outra característica da marcha do idoso é uma redução do primeiro pico da pressão vertical na curva da força-reação do solo. Este fato está relacionado com a técnica do movimento quanto á variação angular da perna livre, diminuindo o momento inercial de rotação do membro inferior, o que implica na redução das cargas a que o aparelho locomotor está exposto (AMADIO et al, 1999 apud AMADIO e BARBANTI, 2000).

Em 1988, Tinetti e colaboradores relataram a importância do deslocamento do indivíduo pelo ambiente, especialmente para a realização de atividades da vida diária, sendo que a dependência e a depressão resultam quando isso não ocorre. Alterações de marcha também são fatores predisponentes a institucionalização dos idosos e a episódios de quedas, presentes em

63% dos institucionalizados e em 8 a 19% de não institucionalizados (DAWSON (1987) apud PEREIRA, BASQUES e MARRA, 1999).

Além disso, Baraúna (2004) afirma que alterações sensoriais, principalmente da visão e da sensibilidade plantar, podem modificar a marcha. Segundo ele, a maior necessidade de controle motor durante a marcha surge na fase de apoio unipodal, que como foi visto se apresenta diminuída nos idosos.

Idosos também apresentam diminuição da consciência da posição dos pés (propriocepção), principalmente devido a perdas da sensibilidade tátil da planta dos pés, o que também pode contribuir para a freqüência de quedas (ROBBINS, WAKED e CLARAN, 1995).

Os pés dos idosos, quando comparados a adultos jovens, são mais planos e mais pronados, têm uma menor ADM das articulações do tornozelo e da primeira metatarsofalangeana, têm maior prevalência de hálux valgo e de deformidades dos artelhos, além de músculos flexores plantares mais fracos e sensibilidade plantar menor. As pressões sobre o calcâneo, sobre as articulações metatarsofalangeanas e sobre o hálux são menores, mas o tempo de contato relativo em cada região (calcânea, médio pé e antepé) são maiores. Tais achados indicam que o envelhecimento está associado a mudanças significativas nas características dos pés que contribuem para cargas plantares de padrões alterados durante a marcha (SCOTT, MENZ e NEWCOMBE, 2007).

Mesmo o envelhecimento saudável afeta a dinâmica da distribuição da pressão durante a marcha normal. As forças e pressões sob a região medial do pé estão reduzidas em idosos, resultando em menor propulsão durante o passo desde a fase de contato inicial até o pré-balanço. Clinicamente essa pressão lateralizada do pé e a propulsão diminuída podem afetar a habilidade de marcha dos idosos, causando dificuldades no equilíbrio, no impulso anterior e na adaptação ao solo. O estudo de Hessert et al (2005) demonstrou que idosos exercem pressão e força menores sob a região medial do pé (região medial do calcâneo, hálux e região ântero-medial do pé) durante toda fase de apoio da marcha, o que implica na descarga de peso preferencialmente na região lateral do pé do idoso. Em outras palavras, a lateralização das pressões do pé sugere uma descarga

limitada de peso na região medial dos pés em idosos, quando comparados a adultos jovens, e o declínio da propriocepção do pé provavelmente contribui para isso. Todos estes achados indicam que o envelhecimento está associado a mudanças significativas nas características do pé, que contribuem para uma alteração nos padrões de carga plantar durante a marcha.

Para Hildebrand (1991), a diminuição em relação ao grau de compensação entre os momentos de força de quadris e joelhos, ou seja, o índice de equilíbrio, não pode ser interpretada como alteração funcional da marcha do idoso, devendo ser atribuída à degradação do sistema sensitivo-motor.

Processos patológicos podem aumentar as perdas do envelhecimento. Por exemplo, na osteoartorse e na artrite, o padrão de marcha fica alterado pela dor, inflamação e frouxidão ligamentar, que contribuem também para déficits proprioceptivos. Como resposta a este processo, ocorre diminuição do tempo de apoio e o aumento dos riscos de queda em idosos que sofrem tais patologias. Idosos que passam por cirurgias de artroplastia de joelhos também apresentam diminuição da propriocepção, provavelmente pela retirada de estruturas que contêm mecanoceptores durante o processo cirúrgico (BACARIN et al, 2004).

A diminuição da capacidade de resolver prontamente todos os riscos que o ambiente impõe gera adaptações funcionais no desempenho motor. Essas adaptações enfrentam duas ambigüidades – ao mesmo tempo em que criam mecanismos protetores por meio de movimentos, como por exemplo, a diminuição do comprimento do passo e o aumento da fase de apoio duplo na marcha, com o objetivo de aumentar a estabilidade, esses mesmos mecanismos podem, quando associados a doença(s) crônica(s), provocar imobilidade e desuso, levando a perda da capacidade funcional no desempenho de tarefas do dia-a-dia (PERRACINI, 1998).

Como uma marcha alterada irá predispor o indivíduo a quedas, as intervenções de fisioterapia podem resultar tanto na melhora da marcha e do equilíbrio, quanto na redução de quedas (FARIA et al, 2003).

2.7 Aprendizagem motora e “biofeedback”

2.7.1 Controle e aprendizado motor

Define-se aprendizado como um conjunto de processos internos associados com a prática ou a experiência, que trazem mudanças relativamente permanentes na capacidade de resposta. São processos complexos, ligados a fenômenos do sistema nervoso central, onde informações sensoriais e motoras são organizadas e integradas (WINSTEIN, 1991).

É preciso diferenciar aprendizado motor e controle motor. Schmidt (1988) define controle motor como uma área de estudo que lida com a compreensão dos aspectos neurais, físicos e comportamentais do movimento, e aprendizado motor como uma área de estudo focada na aquisição dos movimentos e habilidades motoras como resultado da prática. Aprendizado motor é a habilidade de um indivíduo de aprender um determinado padrão de movimento que depende de um processo de contrações musculares específicas para atingir um determinado objetivo (WINSTEIN, 1991).

O mesmo autor segue explicando que o processo anterior ao início de um evento motor é chamado de "feedforward" e inclui informações ambientais, que são necessárias para uma performance adequada. Durante o ato motor em si, informações sensoriais vindas de receptores especializados das articulações, tendões e ligamentos, assim como olhos e ouvidos são transmitidas ao sistema nervoso central. O cérebro e a medula espinhal estão envolvidos no processo cognitivo que sintetiza todas as informações, controla a atividade muscular e coordena a ação muscular. Em parte, o sucesso da atividade muscular depende do conhecimento de resultados, que inclui fatores importantes como a freqüência da ação muscular, o atraso em obter informações relativas a esta ação e a precisão das informações providas pelo sistema de feedback.

Davies (1996b) explica que o sistema nervoso central é um órgão de reação, ao invés de ação, e reage aos estímulos que a ele convergem a partir de fora e de dentro do corpo. O sistema nervoso central é um órgão de percepção, com imediata integração em seqüência e em sistemas, com instantânea programação e coordenação das reações correspondentes a estimulação sensitiva ou informações globais. A capacidade de perceber é muito maior que a de produção. O ser

humano é dependente da estimulação sensitiva repetitiva e até mesmo pequenos defeitos na percepção têm resultados substanciais em termos de desempenho prejudicado.

Patrícia Davies (1996a) cita os autores Piaget e Morf (1958), Piaget (1961), Affolter (1966,1967) e Affolter et al (1984), os quais mostraram que, dentre as muitas modalidades sensitivas, três canais principais de percepção são importantes e têm que estar intactos para o desenvolvimento normal da criança – os canais táctil-cinestésicos, visuais e auditivos. Ou seja, sentir, ver e ouvir. Também mostra que Affolter et al (1947) confirmaram em estudos controlados que, para a aprendizagem das funções da nossa vida diária, o mais importante é um canal táctil-cinestésico e a capacidade de integração das informações recebidas. O desenvolvimento humano também depende da intensidade e variedade das estimulações a que se expõe. Quanto mais intensa e variada a estimulação, maior o diâmetro das fibras nervosas, e mais sinapses e conexões são formadas pelas células nervosas. Para a aprendizagem acontecer, o indivíduo deve ser apresentado a impressões que o desafiem e encorajem. O efeito máximo de aprendizado é atingido se for conseguida a máxima atenção do sujeito, de forma a mantê-lo no nível máximo de desempenho durante certo período de tempo, ao longo do processo de aprendizagem.

A moderna psicologia e a gerontologia afirmam que o processo de desenvolvimento não chega ao fim numa acerta idade, mas continua durante toda a vida, até poucos dias antes da morte. A função do sistema nervoso central, sua capacidade de aprendizagem e o desenvolvimento global do corpo humano dependem de uma herança genética, e também daquilo que é facilitado, armazenado e aprendido através da experiência como resultado da estimulação a partir do ambiente. Isso significa que o ser humano aprende e se desenvolve por meio do sistema sensorial e de tudo o que percebe (DAVIES, 1996a).

Segundo Vaughan et al (1992), apud Amadio e Barbanti (2000), o sistema de comando do movimento estabelece uma seqüência relacionada ao processo de ativação de processos nervosos para o controle do movimento. O autor afirma que essa seqüência de ativação dos padrões musculares pode modificar-se em função de respostas do sistema sensorial periférico, do controle articular ou mesmo por ação de outros receptores. É a interação entre o sistema nervoso central e

periférico, e o sistema músculo-esquelético, que define a base de funcionamento e comando do movimento.

A literatura sobre aprendizado motor e os protocolos usados na prática clinica são consistentes ao mostrar que, durante a fase de prática da maioria das tarefas, praticamente qualquer variação que aumente a disponibilidade de informações de feedback beneficia a performance e aumenta a taxa de melhora (WISTEIN, 1991).

2.7.2 "Biofeedback"

O termo inglês "feedback" pode ser traduzido como realimentação ou retroalimentação e refere-se à utilização, em um sistema, de um dado ou uma informação de saída (resposta) que vai modificar a informação de entrada, de forma a corrigir ou regular a resposta, fechando, através da alça de "feedback", o ciclo. O acréscimo do prefixo "bio" remete à idéia da utilização desse sistema em seres vivos (CRUZ, 2005).

De modo geral, as informações associadas ao comportamento motor podem ser divididas em duas categorias, distintas por sua relação temporal com a ação. Informações sensoriais disponíveis previamente à ação podem ser consideradas "feedforward" e incluem informações relativas ao ambiente e à performance da futura ação. Já as informações de "feedback" são aquelas disponíveis durante ou após a ação. "Feedback" inclui informações relacionadas ao resultado da ação relacionado ao objetivo ambiental. O "feedback" chamado intrínseco inclui informações cinestésicas, visuais, cutâneas, vestibulares, auditivas, etc. "Feedback" extrínseco é a informação provida por uma fonte externa e é um suplemento para as fontes internas mencionadas anteriormente. "Feedback" extrínseco ou aumentado pode ser dado ao indivíduo de várias formas, verbais ou não, imediatamente ou de forma atrasada à ação (WINSTEIN, 1991).

"Biofeedback" se refere ao processo de monitoração de eventos fisiológicos em seres humanos, geralmente por meio de equipamento eletrônico, e apresentação das informações na forma de sinais visuais ou auditivos, para que se aprenda a auto-regular a função fisiológica outrora involuntária (BASMAJIAN, 1989 e OKAMOTO 1990, apud CRUZ, 2005).

Para KAY (2008), o “biofeedback” é uma técnica de tratamento na qual as pessoas são treinadas a melhorar sua saúde usando sinais de seu próprio corpo. Fisioterapeutas usam “biofeedback” para ajudar pacientes de AVC (acidente vascular cerebral) a reabilitar os movimentos de músculos paralisados. Psicólogos usam-no para ajudar pacientes tensos e ansiosos a relaxarem. Especialistas de diferentes campos o utilizam para ajudar seus pacientes.

Meira Jr (2000) define “feedback” como as informações que o executante recebe de fontes externas (extrínseco ou aumentado) e de fontes internas (intrínseco ou inerente), durante ou após o movimento. A fonte externa pode ser um equipamento (display, vídeo, monitor, alto-falante, fone) ou uma pessoa (professor, técnico, profissional da saúde). As fontes internas são os sentidos (visão, audição, propriocepção, tato) do executante. A função do ”feedback” extrínseco é facilitar o alcance do objetivo e motivar o aprendiz.

O sistema de “biofeedback” funciona por meio do recebimento de informações e reincorporação destas a um processo fisiológico, de modo que os resultados de uma ação servem para modificá-la. O “feedback” de informações ajuda a criar novas ações e corrigir erros, aumenta a eficiência do processo e permite a aprendizagem (GOULART el al, 2002).

A aprendizagem motora diminui a necessidade de correção constante do movimento em níveis mais altos da cadeia de controle motor, à medida que automatiza os movimentos aprendidos e praticados com regularidade. Um princípio básico da aprendizagem motora é que, quanto mais específica a informação, mais rápido ela é fornecida ao indivíduo, maior é o aprendizado (ou reaprendizado) (CRUZ, 2005).

Segundo Glanz et al (apud LOPES et al, 2004) a técnica de “biofeedback” foi introduzida em 1960, como terapia de reabilitação em pacientes com sequelas de Acidente Vascular Cerebral (AVC). Lopes et al (2004) afirmam que a melhora da atividade motora voluntária com a intervenção do “biofeedback” baseia-se, hipoteticamente, no mecanismo de plasticidade do SNC. A plasticidade consiste no potencial de reorganização funcional neural e resulta da adaptação a uma nova demanda.

O “biofeedback” pode ser utilizado na reabilitação motora (fortalecimento de grupos musculares, melhora da coordenação intra e inter-muscular, redução das espasticidade), no treinamento desportivo, na reabilitação de lesões esportivas, no controle da freqüência cardíaca, da pressão arterial e da irrigação sanguínea periférica e no controle emocional (ansiedade, estresse, medo, raiva, etc.) (SANDWEISS, 1985 apud CRUZ,2005).

Cruz (2005) também relata que as vantagens do “biofeedback” seriam: sua aceitação na comunidade médica; grande e crescente base de dados e publicações que atestam sua eficácia; tratamento de doenças onde não são aplicáveis medicamentos ou cirurgia e ausência de toxicidade, além de baixo custo em relação ao benefício obtido.

Miller (1989), apud Cruz (2005), relata que uma das vantagens do “biofeedback” é que ele permite que pequenas mudanças na direção correta sejam avisadas e recompensadas pelo sucesso, de modo que elas gradualmente possam ser transformadas em mudanças maiores. O “biofeedback” é especialmente efetivo naqueles casos onde as pessoas não podem perceber suas pequenas respostas corretas iniciais ou podem ter a percepção errada do que está fazendo. Outra vantagem do “biofeedback” é que, fazendo com que os sinais precoces de pequeno progresso sejam notados, pode-se encorajar e motivar as pessoas, aliviando seu senso de desamparo. Em vez de fazer algo pela pessoa, este processo ensina a própria pessoa a fazer algo por ela mesma, aumentando sua confiança e auto-eficácia.

O “biofeedback” tem se mostrado um poderoso instrumento para o ajustamento (adaptação e readaptação) das estratégias motoras de pessoas com algum déficit neurológico. Também parece que o “feedback” para restauração do movimento ou função muscular é mais claramente eficaz aquele projetado para monitorar outros processos fisiológicos, como freqüência cardíaca ou fluxo sanguíneo periférico (WOLF, 1985 apud CRUZ, 2005).

Inúmeras revisões têm trabalhado com “biofeedback”, encontrando relações positivas ou negativas em cada situação, mas Ernst (2003), numa revisão sistemática sobre o uso do “biofeedback”, concluiu que ele é uma terapia efetiva para grande número de condições e por isso deveria ter seu uso considerado mais frequentemente.

Frontera, Dawson e Slovick (2001) falam que o “feedback” pode ser auditivo (verbal), visual ou uma combinação de ambos.

Peacok et al, 1981, concluíram que a resposta visual e auditiva combinada levou à 10% de melhora da performance isométrica do músculo quadríceps, enquanto respostas isoladas não provocaram melhora.

Para Goulart et al (2002), o “biofeedback” terapêutico utiliza recursos que vão desde o comando verbal ou um espelho (recurso de baixo custo e fácil aquisição, que permite a realização adequada de exercícios e a correção de movimentos inapropriados) até um aparelho eletromiográfico para gerar um novo fluxo de informações sobre a atividade que está sendo realizada e assim aperfeiçoar o controle voluntário sobre ela.

Cruz (2005) comenta que um sistema de “biofeedback” para controle motor pode se valer de alguns dos métodos utilizados pela biomecânica, que são: eletromiografia, cinemetria, dinamometria.

O “feedback” de força se refere ao fornecimento de sinal visual ou auditivo que é proporcional à quantidade de peso que é sustentado por um membro. Geralmente, usa-se uma plataforma de força ou um transdutor inserido no sapato e, à medida que o peso é exercido no membro, é gerado um sinal proporcional à quantidade de força. (WOLF, 1985 – apud CRUZ, 2005).

Especificamente em relação ao “feedback” como coadjuvante no treinamento de marcha, na melhora da percepção do pé e da resposta de controle postural relativa a esta percepção, Nurse e Nigg (1999) afirmam que o corpo pode detectar e responder a estímulos externos e que a relação entre a sensibilidade plantar e os picos de pressão na região do hálux, e a relação entre a sensibilidade a vibrações de altas freqüências e os picos de força durante a corrida, sugerem que o feedback neurológico deveria ser incorporado em qualquer modelo que tente explicar os padrões da marcha.

Kavounoudias, Roll e Roll (1999) encontraram relação entre a estimulação vibratória da região plantar dos pés e ajustes posturais, dependentes da área específica estimulada e da freqüência de estimulação.

Priplata et al (2003) afirma que a diminuição da função somatossensorial com o avançar da idade está associada à diminuição do desempenho motor e que estímulos chamados "mechanical noise", ou "barulhos mecânicos", podem melhorar a função sensorial e motora. Em seu estudo eles utilizaram palmilhas de gel vibratórias e encontraram melhora em todas as variáveis de oscilação dos pacientes idosos, concluindo que dispositivos como palmilhas vibratórias podem ser utilizados para melhorar as perdas de equilíbrio provocadas pelo envelhecimento. Em 2005, Priplata et al investigaram o "barulho mecânico" aplicado na região plantar dos pés, via palmilhas vibratórias, e encontraram aumento no controle postural de 15 pacientes com neuropatia diabética e 15 com seqüela de AVE. Ross (2007) também demonstrou melhora da estabilidade postural utilizando ressonância estocástica em indivíduos com instabilidade funcional do tornozelo, concluindo que provavelmente tal estimulação aumenta as detecções de sinais sensoriomotores.

Os efeitos dessa estimulação plantar são complexos e dependem da freqüência, da amplitude e da localização da estimulação. Por exemplo, durante a postura em pé, a estimulação vibratória das regiões do antepé induz a respostas eletromiográficas precoces do músculo sóleo (latência média 119 ms), seguidas de pequeno deslocamento do centro de gravidade do pé para frente e leve inclinação do corpo para trás. A estimulação vibratória das regiões posteriores da sola do pé tem um efeito similar, mas com direção oposta da inclinação corporal. A ativação simultânea de ambas as regiões não tem efeito sobre a oscilação corporal, mas causa oscilações do centro de massa do pé. Esses resultados implicam que as respostas posturais características podem ser específicas de acordo com a localização e a característica do estímulo (NOVAK e NOVAK, 2006).

Os autores acima utilizaram estimulação vibratória dos mecanoceptores dos pés sincronizadas com o passo durante a marcha de pessoas saudáveis e portadores de doença de Parkinson, conseguindo melhora da estabilidade da marcha dos pacientes parkinsonianos e melhora do controle postural, presumivelmente por aumento do "feedback" sensorial, além de

uma maior consciência da colocação do pé durante a marcha em ambos os grupos. O estímulo vibratório era liberado para a região plantar durante a fase de apoio, mas não na fase de balanço, conforme ilustrado na figura 24, onde A mostra a palmilha vibratória, B um esquema que mostra a integração do equipamento vibratório à palmilha e C mostra a seqüência de estimulação nas fases da passada. O equipamento vibratório consistia de um motor em disco, vibratório (diâmetro 18 mm) e uma membrana liga-desliga sobre ele, numa espessura total de aproximadamente 5mm e pesando aproximadamente 5 gramas.

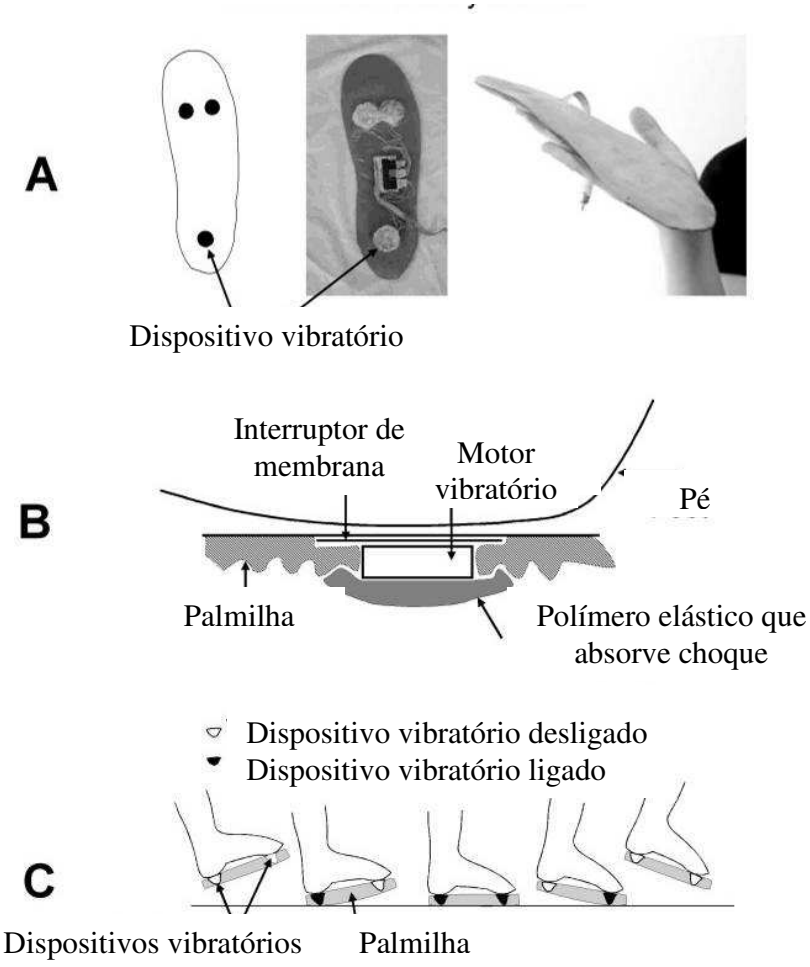


Figura 24 - Palmilhas com dispositivos vibratórios (Novak e Novak, 2006).

Hijmans et al (2007) descreveram o desenvolvimento de palmilhas vibratórias com objetivo de prover "barulho mecânico" subsensorial à região plantar do pé para melhorar o equilíbrio, utilizando para isso tactors construídos numa palmilha ou sapato, que deveriam obter um sinal de um gerador de barulho e um amplificador.

Dhruv et al (2002), levando em consideração que a estimulação com "barulho elétrico de baixo nível" melhora a sensibilidade tátil de adultos jovens, testaram-na em idosos, que sofrem de diminuição do fluxo somato-sensorial devido ao envelhecimento, conseguindo melhora significativa da sensação somato-sensorial dos sujeitos, que sugerem que técnicas baseadas em "barulho elétrico" podem diminuir as dificuldades funcionais causadas pela perda sensorial relacionada ao envelhecimento.

Vuillerme et al (2007) demostraram diminuição dos deslocamentos do centro de gravidade em situações em que usou "biofeedback", quando comparadas a situações onde não foi usado, evidenciando a habilidade do sistema nervoso central de integrar de maneira eficiente um sistema artificial plantar, uma espécie de língua tátil colocada para ajudar o controle da postura durante a posição ortostática.

Pettersson e Per (2006) descrevem a criação de um sistema de "biofeedback" portátil, para medir a carga colocada sobre determinado pé e auxiliar o controle da quantidade de carga em casos clínicos que necessitam manter carga parcial sobre o pé (ex., pós-cirúrgicos), utilizando sensores colocados numa palmilha. Iniciam sua tese fazendo uma pesquisa de patentes, que resultou no achado dos seguintes dispositivos:

1 – Dispositivo para medir a força aplicada em um pé do indivíduo que o utilizar. (Pat. No. US 5357696a) – figura 25 - Trata-se de um dispositivo para monitorar a força descarregada em um sapato que contém sensores de pressão e dispara um alarme, localizado no próprio sapato ou em outro local (braço ou bolso) quando determinada pressão é atingida. Esse alarme pode ser programado em diferentes tons ou níveis, de acordo com as necessidades do paciente. As informações colhidas pelos sensores são transmitidas por sistema sem fio para um receptor que pode estar separado da unidade.

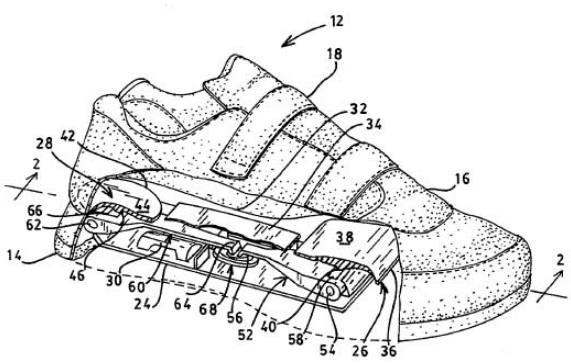


Figura 25. Dispositivo para medir a força aplicada ao pé Pat. Nº US 5357696ª (PETTERSON e PER (2006).

2 – Alarme de carga sobre a planta do pé (Pat. No. US 5619186a) – figura 26 - Esse dispositivo é usado para medir a pressão/carga exercida sobre a planta do pé e dar um alarme no caso de pressões muito altas. Na unidade de controle os níveis e/ou intervalos podem ser regulados em diferentes tons para diferentes níveis e uma memória pode gravar a história do paciente.

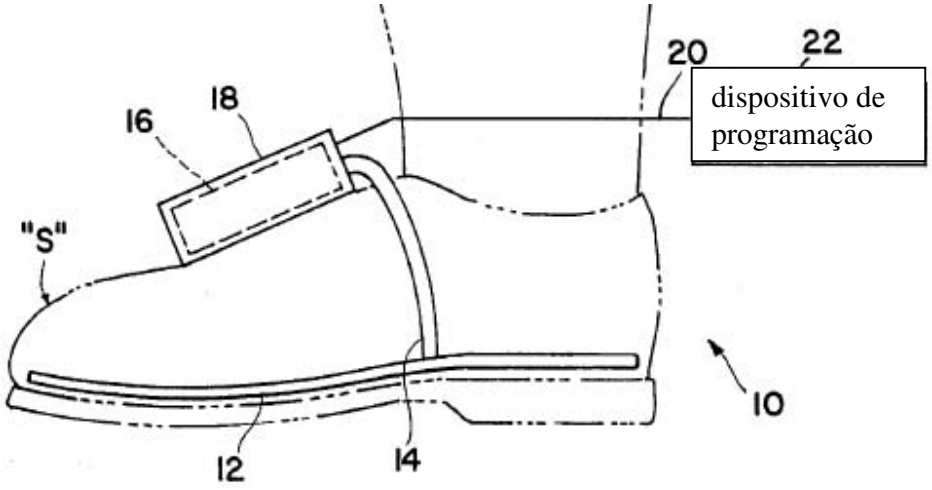


Figura 26 – Alarme de carga sobre o pé (Pat Nº US 5619186ª) (PETTERSON e PER, 2006).

3 – Monitoramento de cargas recorrentes nos MMII - Dispositivo que detecta a pressão nos MMII através de sensores de pressão colocados na sola de um sapato. As medidas são

transmitidas através de um transmissor para um receptor em forma de bracelete, localizado no braço do indivíduo. Esse receptor pode ser ajustado para alarmar quando certo valor é ultrapassado, ou quando não é atingido.

4 – Dispositivo terapêutico com um mecanismo de sensor de contato para pé e tornozelo (Pat. Nº 6377178b1) – figura 27 - um dispositivo mede a carga no pé do paciente através de sensores de pressão. Sinais visuais e auditivos são usados para iniciar a pressão. A leitura dos sensores é transmitida através de sistema de fio para o módulo de alarme.

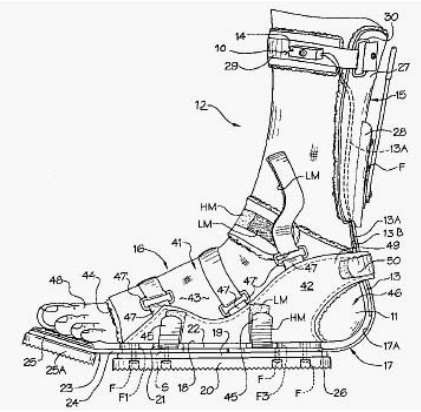


Figura 27. Dispositivo terapêutico com um mecanismo de sensor de contato para pé e tornozelo (Pat Nº US 6377178b1) (PETTERSON e PER, 2006).

5 – Dispositivo de monitoramento de cargas sobre partes corporais. (Pat. No. US 5042504a) - Um dispositivo para medir a carga do MI, inclui microprocessador, sistema de alarme e memória. O alarme é dado por sinais visuais e auditivos.

6 – Alarme para exercícios de marcha com carga parcial (Medical & biological engineering & computing) - Dispositivo que mede a carga durante tratamentos após cirurgias ou casos semelhantes, e dispara um alarme em dois passos: o primeiro é dado quando a pressão não chega a um nível inferior pré-determinado e o segundo quando ultrapassa um nível superior. O paciente deve colocar carga no pé o suficiente para ouvir o primeiro alarme, mas não o segundo.

7 – Sistema de monitoramento e "biofeedback" para reabilitação de MI (Pat. No. US 6273863) - O dispositivo inclui sensores encaixados numa sola e conectados a uma CPU, que liberam

sinal para um sistema de alarme feito para encorajar o paciente a colocar carga sobre o MI num nível ótimo. Possibilita monitoramento em tempo real durante a reabilitação física.

8 – Monitoramento da carga ortopédica no membro (Pat. No. US 5107854) - O dispositivo é feito de uma unidade sensora (câmara cheia de líquido em forma de sola, mede a pressão no líquido) e uma controladora, que dá um sinal de alarme quando a pressão é mais alta que um valor pré-definido de acordo com as necessidades do paciente.

9 - ForceGuard™ - Versão comercial do dispositivo citado acima, produzido pela US Company, mas desapareceu do mercado. Segundo os autores, foi usado clinicamente, mas não apresentou boa confiabilidade.

10 – SmartStep – Figura 28 - O produto foi vendido a uma companhia israelita chamada Andante Medical Devices Ltda, para ser introduzido no mercado em 2005, mas existem muito pouca informação a respeito. Tem uma palmilha sensora conectada por fio a uma unidade principal colocada ao redor do tornozelo do paciente e provê alarmes quando o paciente coloca carga correta ou carga excessiva no pé

Figura 28 - SmartStep

11 – AccuTread e PedAlert - São produtos feitos exclusivamente para serem usados dentro do hospital para ajudar o paciente a ter uma noção mais realista sobre a carga colocada sobre os pés.Não há muita informação disponível

12 - O AccuTread – figura 29 - é um complemento ao sistema tradicional de “balança de banheiro”, usado para ajudar a ensinar o paciente a quantidade de força permitida na marcha.

Enquanto o paciente anda, o valor da carga aparece num mostrador e dá ao paciente uma visão sobre a carga aceitável enquanto ele anda. Aparentemente já foi removido do mercado

Figura 29 - AccuTread

13. PedAlert – figura 30 - dispositivo que o indivíduo usa ao redor do pé ou sapato. Serve para medir a força sob o pé inteiro e tem um sinal de alarme que pode ser programado para monitorar quando uma carga aceitável é colocada ou excedida e pode ser comprado por U$ 600,00.

Figura 30. Pedalert

No site http://www.patentstorm.us/ (US Patent) é descrito um dispositivo colocado em dezembro de 2002 sob o nome "sistema e método para prover sensação em um membro protético ou em um membro lesado", cuja proposta é dar à pessoa um estímulo através de sensores colocados num pé protético que, em contato com o soquete, produz as sensações no membro residual. Os sensores podem ser de indutância ou de resistância. Para o MS, uma prótese que possui um sensor no polegar de uma mão protética e um motor de vibração geram sensações para o membro residual e um circuito eletrônico ajusta o controle dessas vibrações.

Segundo Santarmou e colaboradores (2006), o uso de "biofeedback" para melhorar a oscilação postural e o controle do equilíbrio é comum, sendo geralmente dado por sistemas clínicos ou eletrônicos que assistem o indivíduo com informações visuais, orais ou táteis. Em seu estudo eles usaram um sinal auditivo para dar "feedback" da posição do centro de massa ao sujeito, para reduzir a oscilação postural.

Capítulo 3

Metodologia

Este projeto visou elaborar e desenvolver um dispositivo simples e de baixo custo, a ser usado sob a planta dos pés, para fornecer informações sobre a distribuição das cargas plantares durante as fases da marcha e ainda fornecer estímulos sonoros que possibilitem ao indivíduo a compreensão sobre o mecanismo de rolamento do próprio pé durante a marcha.

Esse dispositivo serve como coadjuvante na avaliação e reabilitação de pacientes idosos com diferentes diagnósticos que afetem o rolamento do pé durante a marcha (ex.: pós-fratura ou pós-cirurgia de fêmur, disfunções neurológicas como o Parkinson, etc.), não dispensando os demais procedimentos necessários durante a fisioterapia, como aumento da amplitude de movimento, da força, do alongamento ou do equilíbrio. Funciona como um auxiliar para o treino de marcha.

Para cumprir sua função, tal dispositivo contém:

- Sensores para captar a sequência temporal de distribuição de carga na região plantar dos pés durante as diferentes subfases da fase de apoio da marcha;

- Um processador que recebe estes dados e os codifica para formas de leitura compreensíveis, para que o fisioterapeuta possa acompanhar a evolução do rolamento do pé;

- Um software para coleta, interpretação e visualização dos dados para fácil interpretação pelo profissional da saúde;

- Geradores de sons distribuídos pela região plantar em locais estratégicos, acionados quando o peso corporal sobre o pé atinge aquele local específico, para fornecer estímulos sonoros que mostrem ao indivíduo como se processa a seqüência temporal de distribuição de cargas na região plantar enquanto ele caminha (rolamento). Tais estímulos servem para orientar o indivíduo na busca da seqüência correta (assinalada por determinada seqüência de sons indicada pelo fisioterapeuta durante o uso do dispositivo), ou seja, podem informar ao paciente sobre seu movimento e facilitar a modificação do mesmo quando necessária.

O dispositivo tem material macio o suficiente para não se tornar incômodo durante o uso, mas rígido o suficiente para ser possível uma leitura pelos sensores, além de pequena espessura, para não atrapalhar a marcha nem machucar os pés.

O projeto foi dividido em dois momentos.

1º momento – estudo, elaboração e desenvolvimento do dispositivo. Essa criação aconteceu no Laboratório de Biomecatrônica e Engenharia da Reabilitação do Departamento de Projetos Mecânicos da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP, em parceria com o tecnólogo em mecatrônica Constantinos Dias Theodorus. Os primeiros testes foram realizados nos pés dos integrantes da equipe, para verificar se os parâmetros e variáveis estariam adequados à proposta e para realização de ajustes.

2º momento - utilização do dispositivo em três indivíduos acima de 60 anos, com e/ou sem patologias, para verificar seu funcionamento e efetuar correções e ajustes. Apesar do objetivo deste trabalho ser voltado à população idosa, motivo de criação do dispositivo, também foi feito um teste com um quarto sujeito, de 50 anos, pois apresenta uma deformidade nos pés que modifica sua marcha, o que possibilitou um teste com o dispositivo diante de uma situação específica de marcha.

Para esta parte da pesquisa, os sujeitos foram recrutados pessoalmente pela pesquisadora na sala de espera da Clínica Escola de Fisioterapia da UNIARARAS, cidade de Araras, São Paulo. Eram acompanhantes de pacientes da clínica que aceitaram ser voluntários num teste. Os critérios de inclusão para a pesquisa foram: ter idade acima de 60 anos (exceção feita para o sujeito quatro, conforme explicado acima), não ter déficit cognitivo que impedisse a compreensão da proposta ou o consentimento voluntário nos processos da pesquisa, não possuir patologia que impedisse a marcha. Foram excluídos idosos com processos demenciais ou déficits cognitivos, idosos com marcha dependente de ajuda humana (mas o uso de dispositivos de auxílio como bengalas ou andadores não foi critério de exclusão) e aqueles que não quiseram participar.

Para garantir as questões de ética, o trabalho seguiu as normas 196/96 para Pesquisas com Seres Humanos e recebeu aprovação do Comitê de Ética em Pesquisas Médicas da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas através do parecer CEP nº 921/2008.

Todos os sujeitos que aceitaram participar do projeto foram esclarecidos sobre o objetivo e assinaram sua concordância através do termo de consentimento livre e esclarecido (anexo).

Após a concordância, cada sujeito realizou uma sessão onde o dispositivo foi acoplado aos seus pés e ele andou, buscando seguir a ordem de som orientada pela fisioterapeuta, enquanto ocorria a coleta de dados pelo dispositivo. Os dados colhidos foram utilizados para gerar tabelas e gráficos que demonstraram a seqüência de distribuição de cargas na região plantar de cada pé durante sua marcha. A deambulação foi realizada em superfície plana e circuito contínuo, ou seja, o sujeito caminhou em círculo ao longo da sala do Laboratório de Biofotometria da Clínica Escola de Fisioterapia da UNIARARAS.

Os dados colhidos foram utilizados para fazer correções ou confirmar as propostas de funcionamento do protótipo. Foram também utilizados para análise e desenvolvimento de gráficos, verificando a capacidade do dispositivo desenvolvido de captar os dados desejados. Finalmente foi colhida a impressão pessoal de cada sujeito, para perceber a aceitação, a facilidade de uso, a compreensão e a reação diante da proposta.

Ao participar do projeto o sujeito sofreu apenas pequeno risco de queda, risco este minimizado pela constante supervisão da pesquisadora, que ficava ao seu lado durante a marcha. O risco de desconforto causado pelo dispositivo foi minimizado pelos testes anteriores nos pés da pesquisadora.

Os dados colhidos em cada paciente foram identificados apenas com uma numeração (sujeitos 1, 2, 3 e 4), não havendo nenhuma forma de identificação direta na divulgação dos resultados, garantindo assim a confidencialidade.

Após a realização da avaliação dos sujeitos, os resultados foram analisados individualmente e colocados em forma de tabelas e gráficos, para apurar vantagens e desvantagens do dispositivo proposto, assim como possíveis falhas. Foi possível também imaginar formas de utilização que poderão ser testadas posteriormente.

Capítulo 4

Resultados e Discussão

4.1 Primeira parte: confecção da palmilha e testes com a equipe

Qualquer sistema utilizado para mensurar cargas ou pressões plantares deve incluir o dispositivo de mensuração, que consiste de sensores em forma de plataforma ou de palmilha, um microprocessador para aquisição, armazenamento e recuperação de dados e um monitor para mostrar estes dados (ORLIN e McPOIL, 2000). O dispositivo proposto por este trabalho objetiva obter dados sobre a sequência temporal de apoio das diferentes áreas da região plantar do pé no solo, ao longo do ciclo da fase de apoio, desde o contato inicial até o pré-balanço, além de enviar sinais que dêem ao paciente um retorno sobre como ele está executando estes apoios do pé durante a marcha. Para isso é composto de três partes: uma para mensuração (palmilha com sensores separados), um hardware que abriga o microprocessador, o monitor, os botões de ajuste, a caixa de som, além de entradas e saídas para os cabos, e um software que lê e organiza os dados, que podem ser enviados para um PC posteriormente ou em tempo real. A seguir passam a ser descritas cada uma destas partes.

Escolheu-se utilizar sensores isolados sobre uma base em formato de palmilha, o que possibilita uma captação de dados em tempo real e em condições de marcha o mais próximas

possível do normal. Como foi visto esse formato já está consagrado na literatura como uma boa ferramenta para acessar a distribuição das pressões na região plantar dos pés, provendo dados para múltiplos usos, como avaliar e manejar os mais variados tipos de pacientes. O uso das palmilhas pode servir tanto para análises completas em laboratórios de marcha quanto para uso em clínicas ou laboratórios com objetivo de direcionar opções de tratamento ou educar pacientes, justamente a proposta deste trabalho. Outra vantagem da palmilha é evitar o que literatura chama de "targeting", causado pelas plataformas de força, ou seja, a mudança do padrão normal da marcha para "acertar" a plataforma (ORLIN e McPOIL (2000), CHUMANOV, REMY e THELEN (2008)).

Para facilitar, acelerar e baratear o processo optou-se por palmilhas da marca RENOVA, disponíveis no mercado em casas ortopédicas ou sapatarias, o que garantiu um baixo custo e a possibilidade de variar o tamanho. Elas foram recobertas por velcro de alta resistência e usadas para a camada inferior, como suporte para os sensores, cuja base também foi recoberta por velcro. Isto permitiu ajustes da localização dos sensores para cada indivíduo, considerando diferenças anatômicas individuais. Sobre esta primeira camada era colocada uma segunda palmilha, composta de espuma de látex e revestida por tecido antialérgico, da marca Doctor Feet ou Comfort Pé, com função de evitar o contato direto da pele da região plantar com os sensores, prevenindo choques elétricos e garantindo maior conforto (figura 31).

Figura 31. Palmilhas utilizadas no experimento

Foram escolhidos sensores de película, sensíveis ao toque (usados em teclados de película), isolados eletricamente, ideais para captar o momento em a região onde ele se encontra toca a superfície de apoio, uma das opções de sensorização estabelecida pela literatura (ORLIN e McPOIL, 2000). A figura 32 mostra os sensores com velcro colado na parte posterior e sua colocação sobre a palmilha também coberta por velcro.

Figura 32. Sensores de toque sendo colocados sobre a palmilha recoberta por velcro. Na primeira foto é possível observar a parte posterior de um dos sensores, também recoberta com velcro.

A distribuição dos sensores não foi fácil de decidir, mas como descrito na revisão de literatura, estudos relatados por De Cock at al (2005) reportam o uso de pontos anatômicos da região plantar dos pés que, embora questionados para medidas de pressão, foram considerados suficientes para o objetivo de simplicidade e baixo custo deste projeto.

Na palmilha utilizada neste trabalho foi adicionado, a cada sensor, um som, diferente para cada um. Este som era ativado por toque, assim como a leitura do sensor, tendo apenas uma curta duração. A ativação de um sensor desativa o som dos demais, de forma a nunca ocorrer sobreposição de sons.

A versão inicial da palmilha que foi utilizada neste trabalho possuía quatro sensores (regiões do calcâneo, cabeça do V metatarso, cabeça do I metatarso e hálux). Mas durante os primeiros testes nos pés da equipe de pesquisa foi possível observar que o sensor da cabeça do I metatarso ficava muito próximo ao do hálux, o que fazia com que muitas vezes não fosse ativado ou ainda com que o som referente aos dois pontos fosse confundido. Como foi visto

anteriormente na revisão de literatura, durante a deambulação, nas fases de apoio unipodal, o baricentro adquire posições sequenciais de trás para frente e látero-mediais, sendo que a soma destas posições descreve a curva de desenvolvimento do passo. Ou seja, o peso desloca-se do calcâneo para a região lateral do antepé e então para a região ântero-medial, terminando no hálux, por isso optou-se por retirar o sensor da cabeça do primeiro metatarso, mantendo apenas 3 sensores (regiões do calcâneo, cabeça do V metatarso e hálux), sem perder a capacidade do dispositivo de captar a seqüência correta de distribuição da carga plantar.

A palmilha é montada sobre uma papete da marca Rider, que foi escolhida por seu solado firme e com borda externa um pouco abaulada, que garante a manutenção da palmilha em seu lugar (figura 33). Após a montagem, uma segunda palmilha era colocada sobre a primeira, para proteger o contato do pé com os sensores e torná-lo mais confortável. A colocação da palmilha superior pode ser observada na figura 34.

Figura 33. Palmilha inferior com os eletrodos, posicionada dentro da papete.

a) b)

Figura 34. a) introdução da palmilha superior protetora; b) aparência final da papete contendo a palmilha inferior com sensores e a palmilha superior protetora.

O uso de apenas três sensores permitiu acessar o padrão de rolamento do pé, com a vantagem de facilitar a manutenção, pois se encontrou no dispositivo o mesmo problema verificado na literatura sobre o uso de palmilhas sensoras: o maior risco de rompimento dos cabos conectores. Este risco também foi minimizado pela utilização de fios do tipo Wire-Up, muito utilizados em circuitos eletrônicos, principalmente por sua característica de serem maleáveis e possuírem alta resistência à flexão.

A seguir faz-se a análise sobre as características do sistema, segundo critérios sugeridos por Orlin e McPoil (2000):

- A resolução de um dispositivo de leitura de cargas plantares está diretamente ligada ao número de sensores, ou seja, quanto maior o número de sensores, maior a resolução do sistema. Portanto o sistema concebido neste trabalho é de baixa resolução, mas foi considerado suficiente para o objetivo de uso a que se propõe, além de apresentar vantagem econômica e ser simples, principalmente em se considerando que a proposta é acessar apenas a seqüência de distribuição da carga pelo pé, sem se importar com os valores de força ou pressão.

- A confiabilidade do sistema é crítica para uma medida acurada. Ela seria garantida por calibração, no caso das medidas de pressão, mas no dispositivo aqui proposto, ao

medir-se distribuição temporal por área, a calibração tornou-se desnecessária, simplificando e barateando o processo. Era apenas realizado o teste dos sensores teclando-os com a mão para verificar se estavam funcionando, e ajustada a localização dos mesmos em cada pé.

- No caso de utilização de sensores, é essencial verificar a localização adequada dos mesmos, fator já abordado anteriormente nesta discussão. Essa localização foi facilitada pelo fato dos sensores serem móveis, mas garantida pelos velcros que mantinham os sensores bem estabilizados onde tinham sido colocados, evitando sua migração. O uso da papete também facilitou o calçar e manteve a estabilidade da palmilha durante os testes.

- Foi tomado cuidado na escolha do formato do sensor, arredondado e bem fino, para evitar que o mesmo incomodasse os pés, agindo como um irritante (como uma pedra dentro de um sapato) e os primeiros testes, nos pés da equipe conforme descrito anteriormente, garantiram um risco mínimo de incômodo para os sujeitos da pesquisa.

A segunda parte do dispositivo constitui-se de um circuito microcontrolado (figura 35) com seis entradas para sensores, cinco chaves de ajuste e controle, uma saída de sinal sonoro para "buzzer" e seis saídas para indicação visual que abrem a possibilidade de melhoria do projeto posteriormente, com estimulação visual. O microcontrolador tem uma saída para display de cristal líquido (LCD), onde são mostradas as configurações do sistema. Também existe uma memória serial externa, para armazenamento dos dados da marcha, que posteriormente são descarregados em um PC e inseridos na planilha do excel para análise dos dados.

O software foi elaborado pelo tecnólogo em mecatrônica Constantinos Dias Theodoridis, implementado com a linha Microchip Pic e foi compilado com o CCSC Compiler V4.081.

Os dados colhidos pelos sensores são enviados e armazenados no microprocessador localizado nesta parte do dispositivo, podendo ser enviados ao PC em tempo real ou posteriormente.

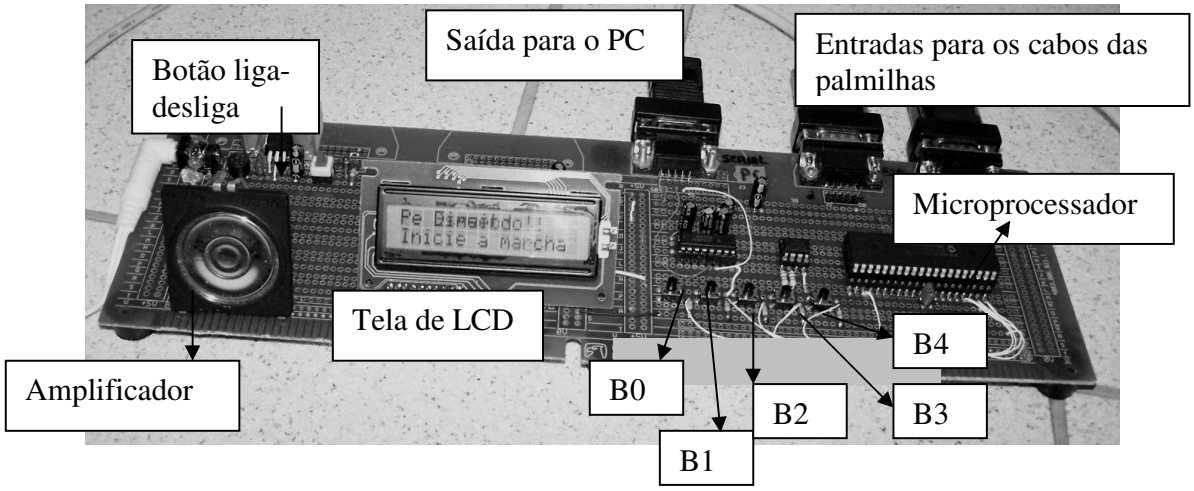


Figura 35. Sistema eletrônico do dispositivo desenvolvido e descrição de suas partes. As siglas B0 a B4 referem-se aos botões de controle.

O sistema microcontrolado é formado por:

- Uma tela de LCD (liquid cristal display) que mostra o menu para escolha da ação.
- 5 botões (figura 36): B0 – pressionado imediatamente antes do botão liga-desliga aciona o mecanismo de apagar os dados (mecanismo este que garante que não haja acionamento acidental e perda de dados). Pressionado após ligar o dispositivo, abre o menu; B1- Menu; B2 (-) diminui os valores; B3 (+) aumenta os valores e B4, que envia os dados gravados num microprocessador para um PC.
- Um botão liga-desliga (detalhado na figura 37)

O menu traz as seguintes opções:

  - tempo de pé alto (100 a 500 µs) – tempo em que um dos pés está fora do solo, enquanto o outro está na fase de apoio. Isto significa, para o dispositivo, que existe uma tendência do próximo pé a pisar ser o contralateral àquele que está no alto.

- velocidade de transição do pé (100 a 500 µs) – tempo para parar de ler informações dos sensores do pé que terminaram a fase de apoio e passaram para o alto (vem o pedido pelo pé oposto).

- enviar dados para o PC – B4

- pé direito/pé esquerdo – iniciar marcha

- iniciada a marcha, mostra a sequência dos sensores em tempo real.

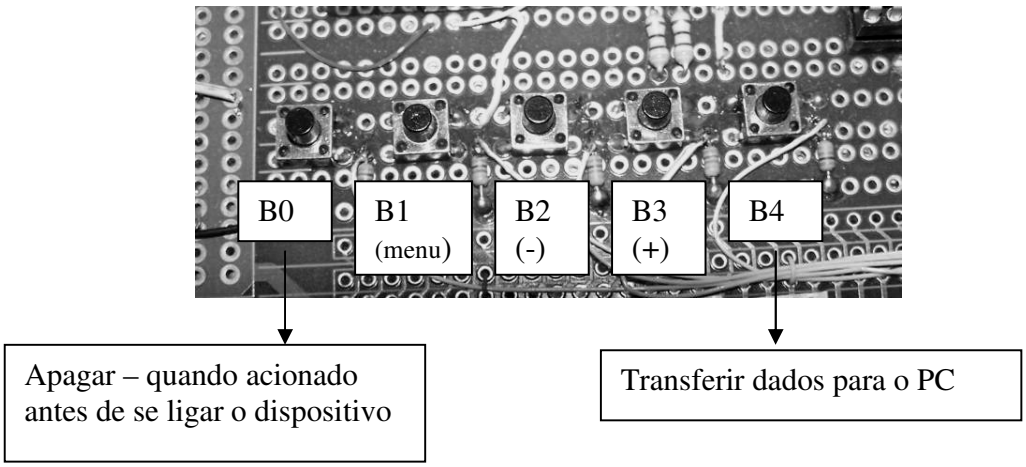


Figura 36 – Botões presentes no sistema eletrônico, sendo B0 utilizado para chamar o menu ou apagar os dados do microprocessador, B1 para controlar as opções do menu, B2 para diminuir os valores, B3 para aumentar os valores e B4 para enviar os dados adquiridos para o PC.

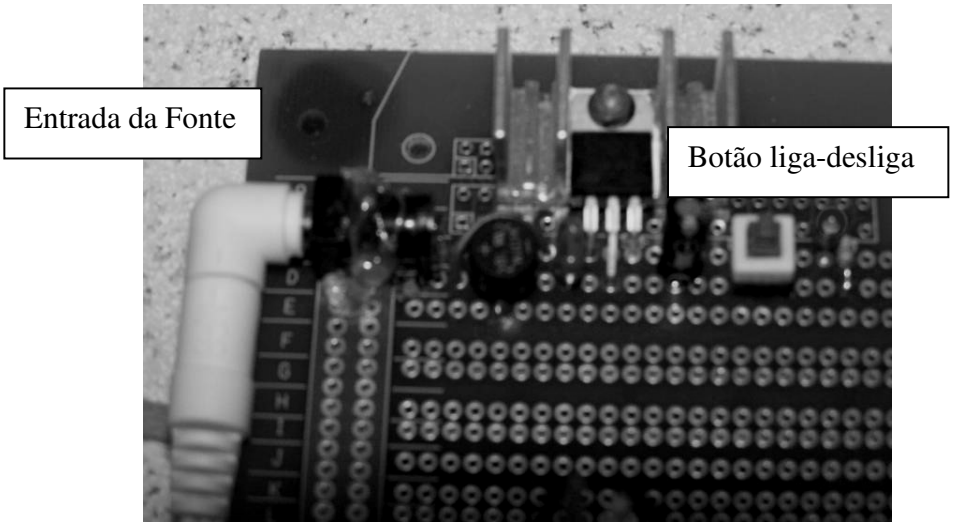


Figura 37 – Detalhe do botão liga/desliga e entrada da fonte.

Os dados coletados são mostrados em tempo real na tela de LCD do dispositivo e podem ser armazenados no processador e transferidos para um PC mais tarde, ou aparecer em tempo real também no PC, através de uma ligação do dispositivo com o PC por um cabo "serial to USB". Este cabo foi instalado no PC através da opção "Hyperterminal" (acessórios – comunicação), presente no Windows XP. A única dificuldade acontece quando se trabalha com Windows Vista, pois ele não possui a opção "Hyperterminal".

A sequência que aparece na tela durante o uso da palmilha é de letras e números. Os sensores do pé direito foram chamados de A (calcâneo), B (V metatarso) e C (hálux) e, do pé esquerdo de E (calcâneo), F (V metatarso) e G(hálux), conforme ilustrado na figura 38. Os números 1, 2 e 3 representaram a sequência de colocação sobre a superfície, sendo que o número 1 acompanha a letra que representa o sensor que primeiro tocou o solo, o número dois o segundo e assim por diante, para cada pé.

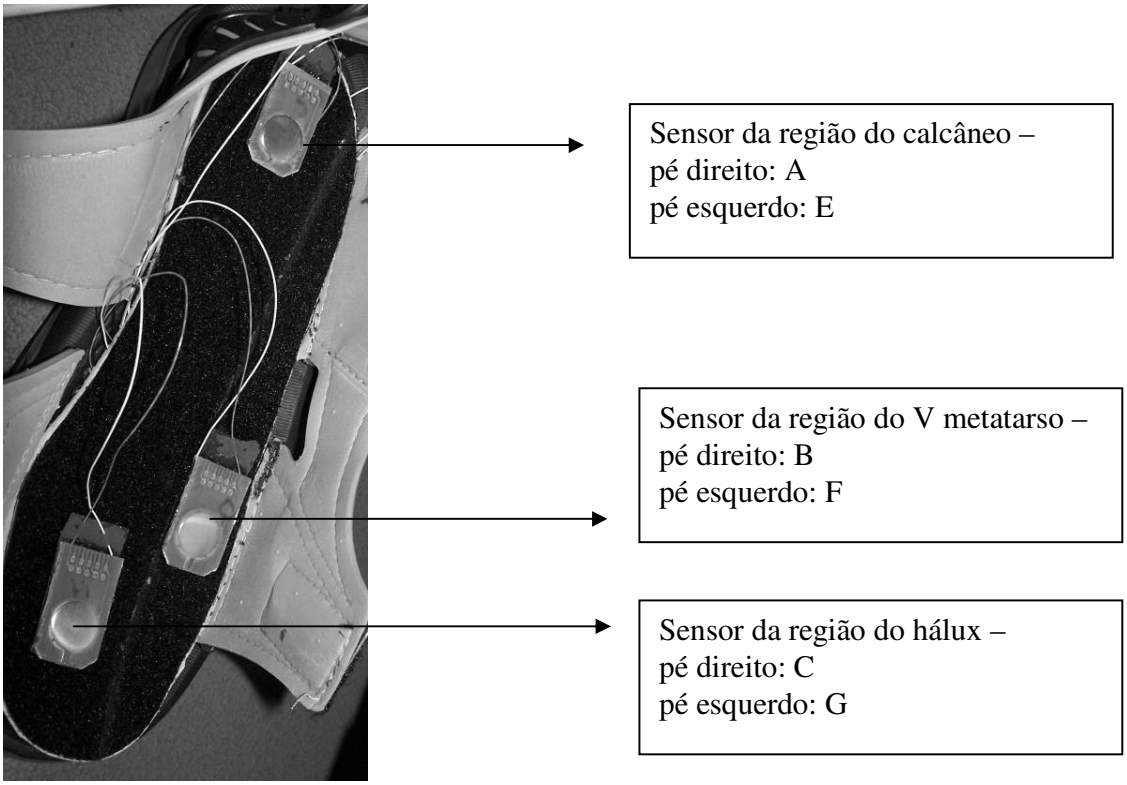


Figura 38 – Nomenclatura dos sensores para registro dos dados

Para análise dos dados coletados utilizou-se o programa Excel, do Windows Microsoft Office 2003, pelo baixo custo e pela facilidade de acesso representada a qualquer pessoa que tenha um computador. Foram programadas várias propostas de interpretação dos dados. As tabelas a seguir mostram como os dados coletados são lançados em planilhas do Microsoft Excel 2003 e quais as possibilidades de análise permitidas por este instrumento. Na Tabela 1 é possível observar os dados colhidos num dos testes feitos com membros da equipe. Trata-se de uma única seqüência de passos, divididos em cinco grupos de passos, cada qual mostrado numa coluna diferente da tabela. Essa estratégia visa perceber se há alterações à medida que o sujeito se acostuma com a palmilha sob os pés. A Tabela 2 mostra as possibilidades de análise dos dados colhidos e a partir desta tabela foi gerado um gráfico para facilitar a visualização do processo de adaptação à palmilha.

Tabela 1. Resultados de um dos testes da equipe e adaptação do sujeito ao uso da palmilha. Os dados são mostrados exatamente como aparecem ao serem transferidos do software do dispositivo para o Excel.

Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5
a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3
e1f2g3	a1b2c3	e1f2g3	a1b2c3	a1b2c3
b1a2c3	b1a2c3	b1a2c3	b1a2c3	b1a2c3
f1g2	f1g2	f1g2	f1g2	f1g2
b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3	a1b2c3
a1	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3
g1	f1	f1	f1	f1
g1	g1	g1	g1	g1
a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3
f1e2g3	f1e2g3	f1e2g3	f1e2g3	f1e2g3
b1a2c3	b1a2c3	ba2c3	b1a2c3	b1a2c3
f1g2	f1g2	f1g2	f1g2	f1g2
b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3	a1b2c3
a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3
e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3
b1a2c3	b1a2c3	a1b2c3	b1a2c3	b1a2c3
f1g2	f1g2	f1g2	f1g2	f1g2
b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3
a1	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3
f1	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3
f1	g1	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3
a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3
f1e2g3	f1e2g3	f1e2g3	f1e2g3	f1e2g3
b1a2c3	b1a2c3	b1a2c3	b1a2c3	a1b2c3
f1g2	f1f2	f1f2	f1g2	f1g2
b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3	a1b2c3	b1c2a3
a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3
e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3
b1a2c3	b1a2c3	b1a2c3	b1a2c3	b1a2c3
f1g2	f1g2	f1g2	f1g2	f1g2
b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3	a1b2c3
a1	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3
f1	e1f2g3	f1	e1f2g3	e1f2g3
g1	g1	g1	g1	e1f2g3
a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3
f1e2g3	f1e2g3	e1f2g3	f1e2g3	f1e2g3
b1c3	b1a2c3	a1b2c3	a1b2c3	b1a2c3
f1g2	f1g2	f1g2	e1f2g3	e1f2g3
b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3	a1b2c3	b1c2a3
a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3
e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3
b1a2c3	b1a2c3	b1a2c3	b1a2c3	b1a2c3
f1g2	f1g2	f1g2	f1g2	f1g2
b1a3	b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3

a1	a1	a1	a1	a1b2c3
f1	f1	f1	e1f2g3	e1f2g3
g1	g1	g1	e1f2g3	e1f2g3
a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3
e1d2f3	e1d2f3	e1d2f3	e1d2f3	e1d2f3
b1a2c3	b1a2c3	b1a2c3	b1a2c3	b1a2c3
g2	f1g2	f1g2	f1g2	e1f2g3
b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3	b1c2a3

Através dos dados colhidos neste teste foram desenvolvidas as possibilidades de análise utilizando o Excel. Para cada teste é possível detectar:

- o número total de passos por teste;
- quantos passos são dados com o pé direito e quantos com o pé esquerdo;
- o número e o percentual de passos cuja seqüência de rolamento segue a ordem padronizada, descritos como “passos corretos”, para cada pé;

Também é possível determinar, para cada pé, o número de passos em que:

- não aconteceu o toque do calcâneo;
- não aconteceu o toque do V metatarso;
- não houve o contato do hálux;
- ocorreu o contato do calcâneo;
- ocorreu o contato do V metatarso;
- ocorreu o contato do hálux;
- o toque do calcâneo ocorreu no primeiro tempo, ou seja, na seqüência correta (calcâneo correto);

- o toque do V metatarso ocorreu no segundo tempo, ou seja, na sequência correta (V metatarso correto);
- o toque do hálux ocorreu no último tempo, ou seja, na seqüência correta (hálux correto);
- o toque do calcâneo não ocorreu no primeiro tempo, ou seja, aconteceu numa seqüência incorreta (calcâneo incorreto)
- o toque do V metatarso não ocorreu no segundo tempo, ou seja, aconteceu numa seqüência incorreta (V metatarso incorreto)
- o toque do hálux não ocorreu no último tempo, ou seja, aconteceu numa seqüência incorreta (hálux incorreto)
- o toque do calcâneo aconteceu incorretamente no segundo tempo (p2);
- o toque do calcâneo aconteceu incorretamente no terceiro tempo (p3);
- o toque do V metatarso aconteceu incorretamente no primeiro tempo (p1);
- o toque do V metatarso aconteceu incorretamente no terceiro tempo (p3);
- o toque do hálux aconteceu incorretamente no primeiro tempo (p1);
- o toque do hálux aconteceu incorretamente no segundo tempo (p2);
- o percentual para cada uma das possibilidades anteriores.

Na tabela 2 é possível observar as possibilidades de análise de dados através do programa Excel, baseada nos dados apresentados na tabela 1.

Tabela 2. Exemplo de análises possíveis utilizando o Excel e os dados coletados. As duas primeiras linhas mostram os padrões considerados corretos, para base de comparação.

Padrão direito	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3
Padrão esquerdo	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3
nº total de passos	52	52	52	52	52
nº total de passos pé direito	28	29	28	29	29
nº passos pé direito corretos	8	12	13	15	17
% passos pé direito corretos	28,6%	41,4%	46,4%	51,7%	58,6%
nº total de passos pé esquerdo	24	23	24	23	23
nº passos pé esquerdo corretos	4	5	7	9	11
% passos pé esquerdo corretos	16,7%	21,7%	29,2%	39,1%	47,8%
nº passos pé direito sem calcâneo	1	0	0	0	0
nº passos pé direito sem V metatarso	4	1	1	1	0
nº passos pé direito sem hálux	5	1	1	1	0
nº passos pé direito com calcâneo	27	29	28	29	29
nº passos pé direito com V metatarso	24	28	27	28	29
nº passos pé direito com hálux	23	28	27	28	29
nº passos pé esquerdo sem calcâneo	16	15	14	11	9
nº passos pé esquerdo sem V metatarso	5	5	3	3	2
nº passos pé esquerdo sem hálux	4	3	3	2	2
nº passos pé esquerdo com calcâneo	8	9	10	13	15
nº passos pé esquerdo com V metatarso	19	19	21	21	22
nº passos pé esquerdo com hálux	20	21	21	22	22
nº passos pé direito com calcâneo correto	12	13	14	16	17
nº passos pé direito com V metatarso correto	8	12	13	15	17
nº passos pé direito com hálux correto	16	20	19	22	24
nº passos pé esquerdo com calcâneo correto	4	5	7	9	11
nº passos pé esquerdo com V metatarso correto	4	5	7	9	11
nº passos pé esquerdo com hálux correto	8	9	10	13	15
nº passos pé direito com calcanhar incorreto	15	16	14	13	12
nº passos pé direito com intermediário incorreto	16	16	14	13	12
nº passos pé direito com hálux incorreto	7	8	8	6	5

nº passos pé esquerdo com calcâneo incorreto	4	4	3	4	4
nº passos pé esquerdo com V metatarso incorreto	15	14	14	12	11
nº passos pé esquerdo com hálux incorreto	12	12	11	9	7
nº passos pé direito com calcâneo incorreto p2	7	8	6	7	7
nº passos pé direito com calcâneo incorreto p3	8	8	8	6	5
nº passos pé direito com V metatarso incorreto p1	16	16	14	13	12
nº passos pé direito com V metatatarso incorreto p3	0	0	0	0	0
nº passos pé direito com hálux incorreto p1	0	0	0	0	0
nº passos pé direito com hálux incorreto p2	7	8	8	6	5
nº passos pé esquerdo com calcâneo incorreto p2	4	4	3	4	4
nº passos pé esquerdo com calcâneo incorreto p3	0	0	0	0	0
nº passos pé esquerdo com V metatarso incorreto p1	15	14	14	12	11
nº passos pé esquerdo com V metatarso incorreto p3	0	0	0	0	0
nº passos pé esquerdo com hálux incorreto p1	4	4	3	2	1
nº passos pé esquerdo com hálux incorreto p2	8	8	8	7	6

Nesta análise o sujeito apresentou 28,6% e 16,7% de seqüências corretas para os pés direito e esquerdo, respectivamente, no primeiro grupo de passos, evoluindo para 58,6% e 47,8% de acertos no último grupo. Isto está ilustrado no gráfico da figura 39.

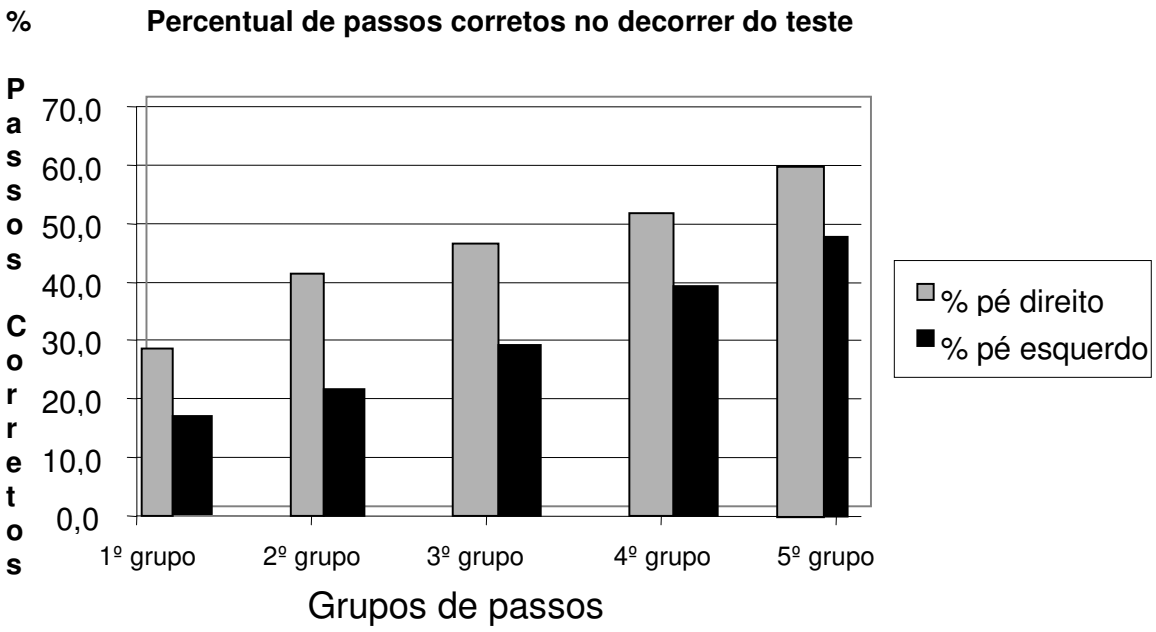


Figura 39. Exemplo possibilidade de gráfico obtido a partir dos resultados simulados.

O dispositivo desenvolvido foi, portanto, capaz de captar dados sobre a distribuição temporal das cargas plantares em testes com a equipe pesquisadora, e a leitura e interpretação destes dados através do Excel possibilita análise dos dados colhidos ao longo do teste. Uma vez constatada a eficiência do dispositivo em laboratório, passou-se para a segunda etapa da metodologia deste projeto.

4.2 Segunda Parte: Testes com sujeitos

Foram convidadas quatro pessoas, três mulheres e um homem, aleatoriamente, na sala de espera da clínica-escola de fisioterapia da UNIARARAS. Eles não eram pacientes com patologias específicas, mas sim acompanhantes que esperavam enquanto familiares faziam tratamento e que aceitaram participar como voluntários. Após entenderem e assinarem o termo de consentimento, eles participaram de um teste utilizando o dispositivo.

Cada um que calçava a papete era orientado a perceber se os sensores estavam na posição solicitada (calcâneo, cabeça do V metatarso e hálux) e, se necessário, eram feitos ajustes. Em

seguida era novamente explicado o objetivo no sentido de qual seqüência de sons era desejada e por que. Então os sujeitos andavam em círculos ao redor de uma sala de aproximadamente $8m^2$, para manter uma seqüência constante de passos enquanto tentavam realizar o rolamento do pé orientado pelos sons. Um cabo longo preso às suas pernas garantia suficiente liberdade para a execução dos passos. Os dados eram coletados desde o primeiro passo e depois transportados para análise pelo Excel.

Os testes foram realizados uma única vez, numa só seqüência de passos, que são divididos em grupos de passos nas tabelas do Excel, para permitir uma análise da adaptação do sujeito ao dispositivo do início ao final dessa sequência. Abaixo estão apresentados os resultados colhidos para cada sujeito, nas tabelas e gráficos conseguidos pelo Excel, seguidos pela análise e discussão.

Sujeito 1 – Sexo feminino, 62 anos.

A tabela 3 reproduz a análise dos dados do primeiro sujeito conforme configurada no Excel após a coleta de dados. O número total de passos (200) foi dividido em 5 grupos de 40 passos cada, para análise comparativa. As duas primeiras linhas representam o padrão considerado normal para cada pé: calcâneo na posição 1, V metatarso na posição 2 e hálux na posição 3.

Tabela 3. Dados colhidos no teste com o sujeito 1, divididos em grupos de 40 passos.

padrao direito	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3
padrao esquerdo	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3
nº total de passos	40	40	40	40	40
nº total de passos pé direito	19	17	17	16	15
nº passos pé direito corretos	0	1	2	3	5
% passos pé direito c/ acerto	0,0%	5,9%	11,8%	18,8%	33,3%
nº total de passos pé esquerdo	21	23	23	24	25
nº passos pé esquerdo corretos	2	2	1	2	0
% passos pé esquerdo c/ acerto	9,5%	8,7%	4,3%	8,3%	0,0%
nº passos pé direito sem calcâneo	11	10	10	8	5
nº passos pé direito sem V metatarso	4	4	3	1	4

nº passos pé direito sem hálux	12	10	9	7	7
nº passos pé direito c/ calcâneo	8	7	7	8	10
nº passos pé direito c/ V metatarso	15	13	14	15	11
nº passos pé direito c/ hálux	7	7	8	9	8
nº passos pé esquerdo sem calcâneo	7	11	6	10	10
nº passos pé esquerdo sem V metatarso	17	14	19	15	22
nº passos pé esquerdo sem hálux	11	10	10	9	15
nº passos pé esquerdo c/ calcâneo	14	12	17	14	15
nº passos pé esquerdo c/ V metatarso	4	9	4	9	3
nº passos pé esquerdo c/ hálux	10	13	13	15	10
nº passos pé direito c/ calcâneo correto	8	6	7	8	10
nº passos pé direito c/ V metatarso correto	4	3	4	7	7
nº passos pé direito c/ hálux correto	0	1	2	3	5
nº passos pé esquerdo c/ calcâneo correto	14	12	15	13	15
nº passos pé esquerdo c/ V metatarso correto	3	3	2	2	0
nº passos pé esquerdo c/ hálux correto	2	2	1	2	0
nº passos pé direito c/ calcâneo incorreto	0	1	0	0	0
nº passos pé direito c/ V metatarso incorreto	11	10	10	8	4
nº passos pé direito c/ hálux incorreto	7	6	6	6	3
nº assos pé esquerdo c/ calcâneo incorreto	0	0	2	1	0
nº passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto	1	6	2	7	3
nº passos pé esquerdo c/ hálux incorreto	8	11	12	13	10
nº passos pé direito c/ calcâneo incorreto	**0**	**1**	**0**	**0**	**0**
nº passos pé direito c/ calcâneo incorreto p2	0	1	0	0	0
% passos pé direito c/ calcâneo incorreto p2	0	100,0%	0	0	0
nº passos pé direito c/ calcâneo incorreto p3	0	0	0	0	0
% passos pé direito c/ calcâneo incorreto p3	0	0,0%	0	0	0
nº passos pé direito c/ V metatarso incorreto	**11**	**10**	**10**	**8**	**4**
nº passos pé direito c/ V metatarso incorreto p1	11	10	10	8	4
% passos pé direito c/ V metatarso incorreto p1	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%
nº passos pé direito c/ V metatarso incorreto p3	0	0	0	0	0
% passos pé direito c/ V metatarso incorreto p3	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%
nº passos pé direito c/ hálux incorreto	**7**	**6**	**6**	**6**	**3**
nº passos pé direito c/ hálux incorreto p1	0	1	0	0	1
% passos pé direito c/ hálux incorreto p1	0,0%	16,7%	0,0%	0,0%	33,3%
nº passos pé direito c/ hálux incorreto p2	7	5	6	6	2
% passos pé direito c/ hálux incorreto p2	100,0%	83,3%	100,0%	100,0%	66,7%
nº passos pé esquerdo c/ calcâneo incorreto	**0**	**0**	**2**	**1**	**0**

nº passos pé esquerdo c/ calcâneo incorreto p2	0	0	2	1	0
% passos pé esquerdo c/ calcâneo incorreto p2	0	0	100,0%	100,0%	0
nº passos pé esquerdo c/ calcâneo incorreto p3	0	0	0	0	0
% passos pé esquerdo c/ calcâneo incorreto p3	0	0	0,0%	0,0%	0
nº passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto	**1**	**6**	**2**	**7**	**3**
nº passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto p1	0	6	2	6	3
% passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto p1	0,0%	100,0%	100,0%	85,7%	100,0%
nº passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto p3	1	0	0	1	0
% passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto p3	100,0%	0,0%	0,0%	14,3%	0,0%
nº passos pé esquerdo c/ hálux incorreto	**8**	**11**	**12**	**13**	**10**
nº passos pé esquerdo c/ hálux incorreto p1	7	5	6	5	7
% passos pé esquerdo c/ hálux incorreto p1	87,5%	45,5%	50,0%	38,5%	70,0%
nº passos pé esquerdo c/ hálux incorreto p2	1	6	6	8	3
% passos pé esquerdo c/ hálux incorreto p2	12,5%	54,5%	50,0%	61,5%	30,0%

Na tabela 4 é feito um resumo geral dos resultados obtidos para os 200 passos do sujeito 1. Os símbolos p1, p2 e p3 representam a colocação da região específica (calcâneo, metatarso ou hálux) sobre o solo em primeiro, segundo ou terceiro lugar.

Tabela 4. Resumo geral da análise dos dados colhidos para o sujeito 1.

	Pé direito	Pé esquerdo
Nº passos total	84	116
Nº de passos corretos	11 (13,96%)	07(6,03%)
Nº de passos incorretos	73	109
Ausência de apoio	Calcâneo – 44 V metatarso – 16 Hálux - 45	Calcâneo – 44 V metatarso – 87 Hálux - 55
Passos com apoio calcâneo	40 – 39 corretos - 01 incorreto - 1 p2	72 – 69 corretos - 03 incorretos - 3 p2
Passos com apoio do V metatarso	68 – 25 corretos - 43 incorretos - 43 p1	29 – 10 corretos - 19 incorretos – 17 p1 - 02 p3
Passos com apoio hálux	39 – 11 corretos - 28 incorretos – 2 p1 - 26 p2	61 – 07corretos - 54 incorretos – 30p1 - 24 p2

A figura 40 mostra a evolução de passos corretos do sujeito 1, do início ao fim de seu teste.

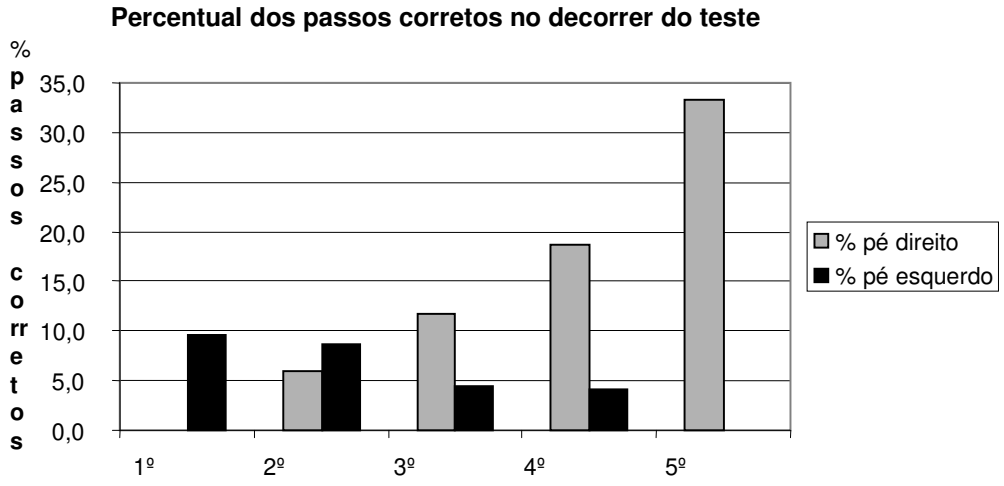
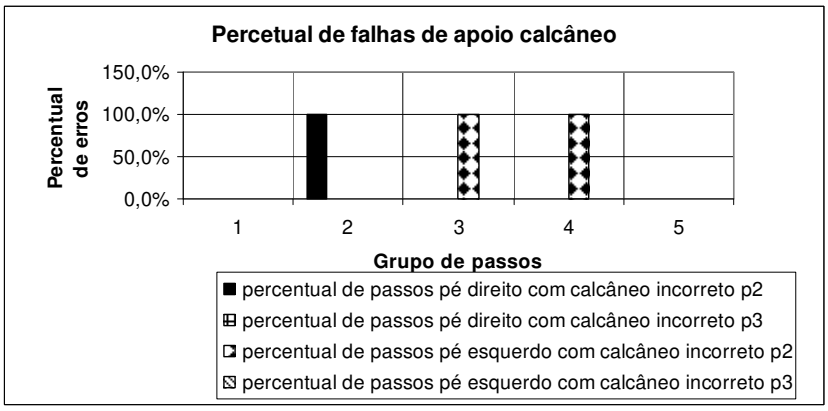


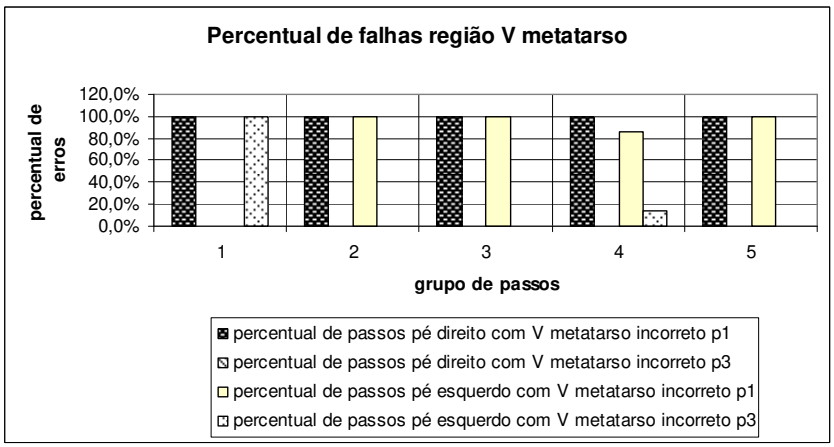
Figura 40. Gráfico do percentual de passos corretos no decorrer do teste do sujeito 1

Na figura 41 observam-se três gráficos, representando o universo de falhas para cada região, em cada pé, a cada grupo de passos. Ou seja, a cada vez que aquela dada região tocou o solo incorretamente, em que posição e em que grupo de passos isso aconteceu.

I -



II -



III -

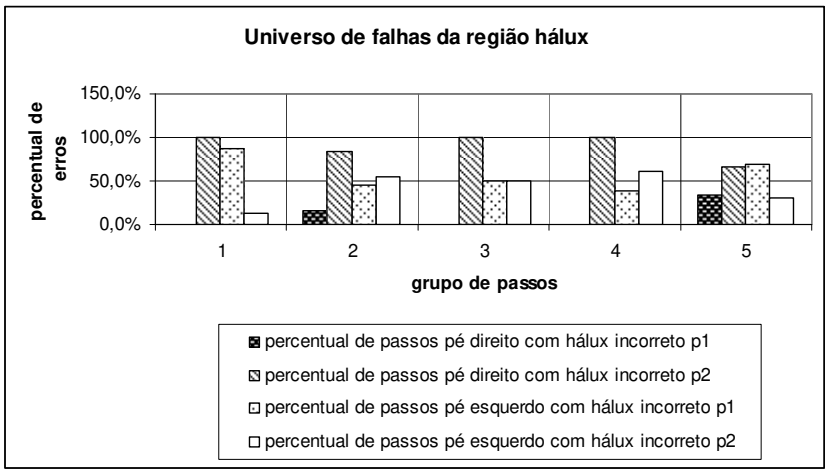


Figura 41. Universo de falhas do sujeito 1. I- falhas do apoio calcâneo para cada pé; II - falhas do apoio do V metatarso para cada pé e III - falhas do apoio do hálux para cada pé.

Através dos dados colhidos com o dispositivo foi possível observar, quanto ao pé direito do sujeito 1, que o apoio mais corretamente usado foi o do calcâneo, com 39 acertos em 40 toques no solo. Entretanto em 44 dos passos (52,38%) o calcâneo não foi utilizado. Percebe-se que o pé direito apresenta um apoio preferencial no V metatarso, que ocorreu em 68 (80,9%) dos passos, mas em 51,2% deles erroneamente, na posição 1 (p1), ou seja, como apoio inicial do pé e em 46,4% do tempo na posição correta, ou seja, apoiado em segundo lugar (p2). A porcentagem apoio correto do metatarso (p2) aumentou à medida que o sujeito foi se adaptando e tentando entender a proposta do dispositivo. Isso é percebido ao comparar os grupos de passos entre si, do primeiro para o último, quando se observa na tabela 5, que representa quantas vezes o apoio do V metatarso aconteceu na posição 1 e quantas vezes aconteceu na posição 2 (correta) para cada grupo de 40 passos.

Tabela 5. Uso da área do V metatarso do pé direito durante o teste do sujeito 1. As siglas p1 e p2 significam que aquela região entrou em contato com o solo incorretamente em primeiro lugar (posição 1) ou corretamente em segundo lugar (posição 2), possibilitando a verificação .

Pé D	V metatarso p1	V metatarso p2
1º grupo de passos	11	0
2º grupo de passos	10	3
3º grupo de passos	10	4
4º grupo de passos	8	7
5º grupo de passos	4	7

O pé esquerdo mostrou um padrão diferente do direito. O principal ponto de apoio e também o mais corretamente utilizado foi o calcâneo, com 72 apoios em 116 passos (62%), sendo 95% deles na posição correta (p1) e apenas 4,1% incorretamente colocados incorretamente em p2. Mas observa-se um grande problema na utilização do hálux, já que dos 61 toques desta região no solo (55,45% dos passos), apenas 9,8% foram na posição correta (p3) – em 30 (49,2%) o hálux foi utilizado na posição inicial, ou seja, como primeiro toque no solo, e em 24 (39,3%) ele apareceu na segunda posição. A tabela 6 exibe uma progressão do hálux da primeira para a segunda posição, mostrando uma tentativa de modificar o momento deste toque para atingir o

objetivo proposto, embora uma grande dificuldade de utilizá-lo na p3 (apoio em terceiro lugar, que seria a posição de apoio correta). O último grupo de passos mostra um retorno ao padrão observado no primeiro grupo de passos e coincide com uma queixa de cansaço, justificada pelo sujeito 1 com a explicação de que era difícil fazer os passos conforme solicitados.

Tabela 6. Uso da área do hálux do pé esquerdo durante o teste do sujeito 1.

Pé E	Hálux em p1	Hálux em p2	Hálux em p3
1º grupo de passos	7	1	2
2º grupo de passos	5	6	2
3º grupo de passos	6	6	1
4º grupo de passos	5	8	2
5º grupo de passos	7	3	0

O sujeito um era uma pessoa tímida, quieta e com dificuldade de compreensão. Custou um pouco a entender a proposta, mas esforçou-se para cumprí-la. Apesar do tempo curto, no final do teste encontrava-se um pouco irritada pelo esforço de tentar atingir o objetivo, relatando ser uma atividade difícil de realizar.

A análise para ambos os pés mostra padrões diferentes de rolamento para cada pé e uma tentativa de modificação destes padrões ao longo do teste, o que indica que houve compreensão da proposta do uso do dispositivo pelo sujeito 1. O dispositivo mostrou-se eficiente tanto para fazer uma leitura das características do rolamento do pé para o sujeito, inclusive percebendo diferenças entre os dois pés, quanto para conscientizar o sujeito sobre essas características, ajudando na tentativa de modificação dos passos para atingir o objetivo desejado pela fisioterapeuta.

Sujeito 2 – Sexo feminino, 75 anos.

A tabela 7 reproduz a análise dos dados do segundo sujeito conforme configurada no Excel após a coleta de dados. O número total de passos (200) foi dividido em 5 grupos de 40 passos cada, para análise comparativa. As duas primeiras linhas representam o padrão considerado normal para cada pé: calcâneo na posição 1, V metatarso na posição 2 e hálux na posição 3.

Tabela 7. Dados colhidos no teste do sujeito 2, divididos em grupos de 40 passos.

Nº da sessão fisioterapia	1	2	3	4	5
padrao direito	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3	a1b2c3
padrao esquerdo	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3	e1f2g3
nº total passos	41	41	41	41	36
nº total passos pé direito	18	21	19	21	17
nº passos pé direito corretos	5	3	6	4	7
% passos pé direito c/ acerto	27,8%	14,3%	31,6%	19,0%	41,2%
nº total passos pé esquerdo	23	20	22	20	19
nº passos pé esquerdo corretos	6	11	17	10	15
% passos pé esquerdo c/ acerto	26,1%	55,0%	77,3%	50,0%	78,9%
nº passos pé direito sem calcâneo	5	0	3	0	3
nº passos pé direito sem V metatarso	5	9	6	7	2
nº passos pé direito sem hálux	3	8	5	4	1
nº passos pé direito c/ calcâneo	13	21	16	21	14
nº passos pé direito c/ V metatarso	13	12	13	14	15
nº passos pé direito c/ hálux	15	13	14	17	16
nº passos pé esquerdo sem calcâneo	6	1	2	0	1
nº passos pé esquerdo sem V metatarso	5	7	2	1	0
nº passos pé esquerdo sem hálux	10	8	2	4	0
nº passos pé esquerdo c/ calcâneo	17	19	20	20	18
nº passos pé esquerdo c/ V metatarso	18	13	20	19	19
nº passos pé esquerdo c/ hálux	13	12	20	16	19
nº passos pé direito c/ calcâneo correto	10	15	13	19	11
nº passos pé direito c/ V metatarso correto	6	7	7	5	9
nº passos pé direito c/ hálux correto	5	3	6	4	7
nº passos pé esquerdo c/ calcâneo correto	16	19	19	16	17
nº passos pé esquerdo c/ V metatarso correto	10	13	17	14	15
nº passos pé esquerdo c/ hálux correto	6	11	17	10	15
nº passos pé direito c/ calcâneo incorreto	3	6	3	2	3
nº passos pé direito c/ V metatarso incorreto	7	5	6	9	6
nº passos pé direito c/ hálux incorreto	10	10	8	13	9
nº passos pé esquerdo c/ calcâneo incorreto	1	0	1	4	1
nº passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto	8	0	3	5	4
nº passos pé esquerdo c/ hálux incorreto	7	1	3	6	4

nº passos pé direito c/ calcâneo incorreto	**3**	**6**	**3**	**2**	**3**
nº passos pé direito c/ calcâneo incorreto p2	1	3	2	1	0
% passos pé direito c/ calcâneo incorreto p2	33,3%	50,0%	66,7%	50,0%	0,0%
nº passos pé direito c/ calcâneo incorreto p3	2	3	1	1	3
% passos pé direito c/ calcâneo incorreto p3	66,7%	50,0%	33,3%	50,0%	100,0%
nº passos pé direito c/ V metatarso incorreto	**7**	**5**	**6**	**9**	**6**
nº passos pé direito c/ V metatarso incorreto p1	6	3	4	1	4
% passos pé direito c/ V metatarso incorreto p1	85,7%	60,0%	66,7%	11,1%	66,7%
nº passos pé direito c/ V metatarso incorreto p3	1	2	2	8	2
% passos pé direito c/ V metatarso incorreto p3	14,3%	40,0%	33,3%	88,9%	33,3%
nº passos pé direito c/ hálux incorreto	**10**	**10**	**8**	**13**	**9**
nº passos pé direito c/ hálux incorreto p1	2	3	2	1	2
% passos pé direito c/ hálux incorreto p1	20,0%	30,0%	25,0%	7,7%	22,2%
Símbolo	d_d_1	d_d_1	d_d_1	d_d_1	d_d_1
nº passos pé direito c/ hálux incorreto p2	8	7	6	12	7
% passos pé direito c/ hálux incorreto p2	80,0%	70,0%	75,0%	92,3%	77,8%
nº passos pé esquerdo c/ calcâneo incorreto	**1**	**0**	**1**	**4**	**1**
nº passos pé esquerdo c/ calcâneo incorreto p2	0	0	0	0	0
% passos pé esquerdo c/ calcâneo incorreto p2	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%
nº passos pé esquerdo c/ calcâneo incorreto p3	1	0	1	4	1
% passos pé esquerdo c/ calcâneo incorreto p3	100,0%	0,0%	100,0%	100,0%	100,0%
nº passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto	**8**	**0**	**3**	**5**	**4**
nº passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto p1	7	0	3	3	2
% passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto p1	87,5%	0,0%	100,0%	60,0%	50,0%
nº passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto p3	1	0	0	2	2
% passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto p3	12,5%	0,0%	0,0%	40,0%	50,0%
nº passos pé esquerdo c/ hálux incorreto	**7**	**1**	**3**	**6**	**4**
nº passos pé esquerdo c/ hálux incorreto p1	0	1	0	1	0
% passos pé esquerdo c/ hálux incorreto p1	0,0%	100,0%	0,0%	16,7%	0,0%
nº passos pé esquerdo c/ hálux incorreto p2	7	0	3	5	4
% passos pé esquerdo c/ hálux incorreto p2	100,0%	0,0%	100,0%	83,3%	100,0%

Na tabela 8 é feito um resumo geral dos resultados obtidos para os 200 passos do sujeito 2. Os símbolos p1, p2 e p3 representam a colocação da região específica (calcâneo, metatarso ou hálux) sobre o solo em primeiro, segundo ou terceiro lugar.

Tabela 8. Resumo geral da análise dos dados colhidos para o sujeito 2.

	Pé direito	Pé esquerdo
Nº passos total	96	104
Nº de passos corretos	25 (26,8%)	59 (57,46%)
Nº de passos incorretos	71	45
Ausência de apoio	Calcâneo –11 V metatarso – 29 Hálux - 21	Calcâneo – 10 V metatarso – 15 Hálux - 24
Passos com apoio calcâneo	85 – correto: 68 - incorreto:17 - 7 p2 - 10 p3	94 – correto: 87 - incorreto: 7 – 7 p3
Passos com apoio do V metatarso	67 – correto: 34 - incorreto:33 – 18 p1 - 15 p3	89 – correto: 69 - incorreto:20 – 15 p1 - 5 p2
Passos com apoio hálux	75 – correto: 25 - incorreto: 50 – 10 p1 - 40 p2	80 – correto: 59 - incorreto: 21 – 2 p1 - 19 p2

A figura 42 mostra o percentual de passos corretos no teste do sujeito 2.

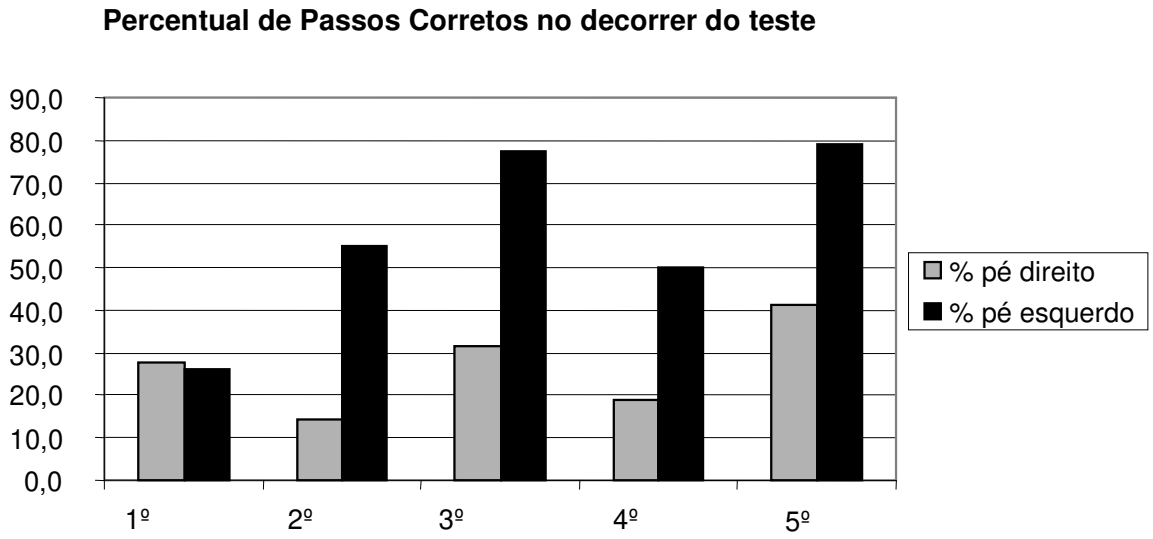
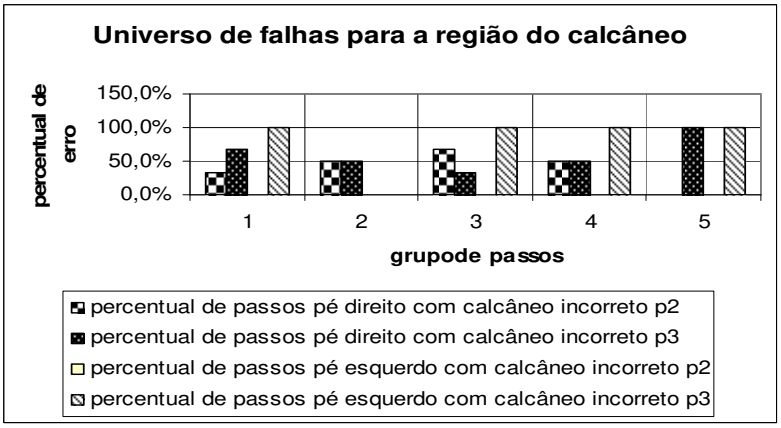


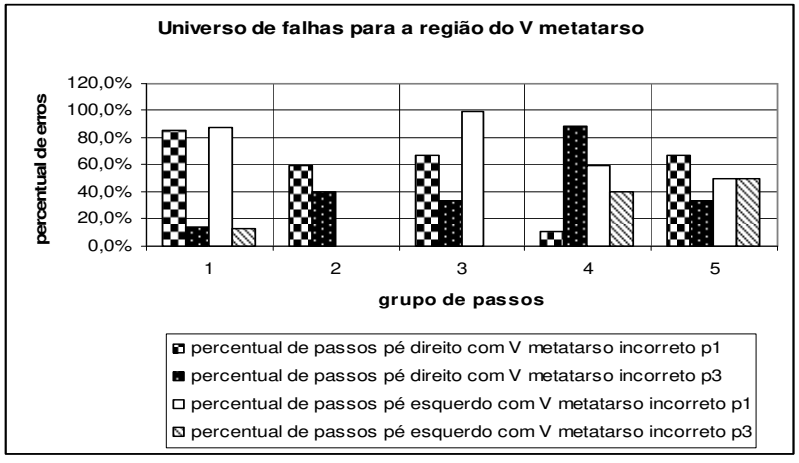
Figura 42. Gráfico demonstrando o percentual de passos corretos no decorrer do teste do sujeito 2.

Na figura 43 observam-se três gráficos, representando o universo de falhas do sujeito 2 para cada região, em cada pé, a cada grupo de passos. Ou seja, a cada vez que aquela dada região tocou o solo incorretamente, em que posição e em que grupo de passos isso aconteceu.

I -



II -



III -

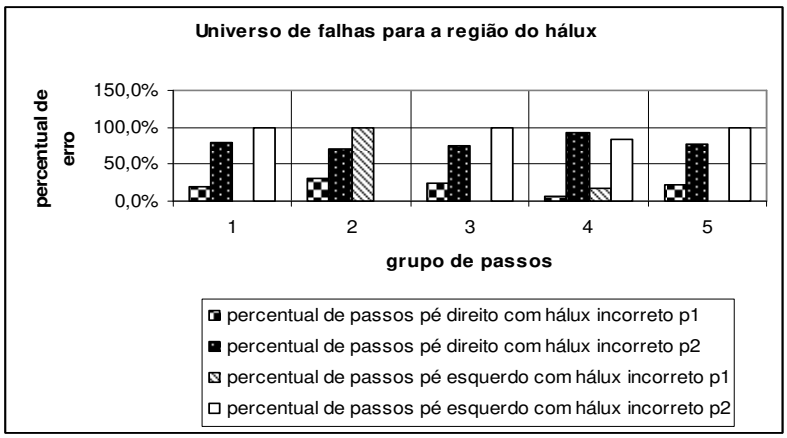


Figura 43. Universo de falhas do sujeito 2. I - falhas do apoio calcâneo para cada pé; II - falhas do apoio do V metatarso para cada pé e III - falhas do apoio do hálux para cada pé.

Ao comparar os testes percebe-se aumento na porcentagem de passos corretos do início para o final do teste, demonstrando adaptação ao uso do dispositivo.

O sujeito 2 tratava-se de uma senhora animada, com vontade de acertar e muito interessada em aprender. Escutou as explicações com atenção, ficou encantada com a "brincadeira" e se esforçou para entender e cumprir o objetivo. Relatou prazer em realizar a atividade e achou muito interessante. Percebe-se um maior acerto da região calcânea, enquanto a região do hálux foi a que mais apresentou erros, mas existe variedade nestes erros, em sua busca por acertar a seqüência correta. O sujeito 2 apresentou número maior de passos corretos do que o sujeito 1, evoluindo em acertos, especialmente com o pé esquerdo, que chegou a atingir 78,9% de passos corretos na última série de 40 passos.

Para os sujeitos 1 e 2 percebe-se o uso do dispositivo tanto na função de avaliar quanto na de "biofeedback".

O tipo de "feedback" utilizado é chamado pela literatura de "biofeedback dinâmico", definido como o retorno sensorial dado durante o treinamento de uma tarefa baseada numa função. Esta forma de uso está relacionada aos novos conceitos sobre "biofeedback", uma vez que um dos principais objetivos da reabilitação é facilitar a realização das atividades da vida

diária, que por sua vez dependem da interação entre o sistema neuromuscular, o ambiente e a tarefa. As opiniões contemporâneas sobre os princípios do controle motor sugerem que a melhora nas atividades funcionais seria mais beneficiada com este tipo de biofeedback, que daria à tarefa de aprender um objetivo claramente funcional. O "biofeedback dinâmico" facilita a intensidade da tarefa e a participação ativa do paciente durante a terapia, ingredientes fundamentais para a recuperação motora funcional (HUANG, WOLF e JIPING, 2006).

Segundo os mesmos autores, a dificuldade deste tipo de treinamento é a escolha do estímulo a ser usado como retorno da ação executada, que depende do mecanismo de controle motor, da tarefa a ser treinada e do objetivo terapêutico. Ou seja, ao se considerar as variáveis para a criação de um dispositivo para este tipo de "biofeedback", devem ser levadas em consideração opções que facilitem o controle motor da atividade. No caso do dispositivo usado por este trabalho, o estímulo escolhido inicialmente foi o sonoro, propondo uma sequência pré-determinada e ensinada pelo fisioterapeuta que serve para reforçar a sequência de colocação das áreas plantares no solo durante a marcha.

Um efeito não esperado, mas bem-vindo, foi o relato de todos os sujeitos quanto à sensação claramente perceptível dos sensores de toque sob os pés, graças a seu mecanismo de contato seco. Este fato acrescentou um segundo estímulo sensorial, o proprioceptivo, e os sujeitos que testaram este dispositivo tiveram dois tipos de "feedback" durante a tarefa da marcha – sonoro e proprioceptivo.

Segundo a literatura, o "feedback" sensorial dos receptores dos pés tem um papel importante nos padrões de marcha.

Nurse e Nigg (1999) concluíram que o corpo pode detectar e responder a estímulos externos e que a relação entre a sensibilidade plantar e os picos de pressão no hálux sugere que o "feedback" neurológico deve ser incorporado em qualquer modelo que tente explicar padrões de marcha. Segundo estes autores, isso sugere que o corpo é capaz de detectar pequenas mudanças biomecânicas no ambiente externo e alterar os padrões de marcha como um mecanismo de defesa. Tal entendimento permite a aplicação terapêutica deste mecanismo.

Chen et al (2001) encontraram mudanças nas pressões plantares com diferentes estímulos sensoriais e citaram estudos que comprovaram mudanças nestas pressões durante o uso de sapatos desconfortáveis ou confortáveis.

Fiolkowski et al (2007) afirmam que a sensação plantar tem um efeito em regular a tonicidade da musculatura das pernas e que uma perda da sensação desta região pode exercer significativo impacto nas propriedades de marcha dos membros inferiores. Neste trabalho pode-se pensar, de forma inversa, que o aumento da sensação plantar deve contribuir para melhorar este mecanismo e, consequentemente, a marcha. Abre-se a possibilidade de pesquisas para verificação desta hipótese.

Segundo a literatura, o uso do "biofeedback" provê ao paciente com perdas sensoriais a oportunidade de ganhar novamente a habilidade de melhorar o acesso a diferentes respostas fisiológicas e a possibilidade de aprender a auto-controlar essas respostas, um tipo de intervenção que satisfaz a necessidade de um ambiente terapêutico de aumentar as dicas sensoriais para informar o sujeito sobre as consequências de suas ações ou permite que estratégias adaptativas sejam encontradas. Embora o mecanismo como isto aconteça ainda não esteja muito claro, acredita-se que novos padrões são desenvolvidos ou então que padrões existentes são recrutados para participar daquela determinada ação. Em outras palavras, sinais sensoriais (sonoros, visuais ou proprioceptivos) podem ser usados para ativar sinapses não usadas ou pouco usadas para executar comandos motores e, portanto, o treino com "biofeedback" poderia estabelecer novos engramas sensoriais e ajudar os pacientes a realizar tarefas (HUANG, WOLF, JIPING, 2006).

O fato de informações de "feedback" geralmente melhorarem a performance e o aprendizado sugere que uma das funções do "feedback" deve ser a promoção de focos de atenção externa (SHEA e WULF, 1999). Uma revisão dos estudos sobre a influência do foco de atenção do indivíduo sobre o aprendizado motor, induzido por instruções ou por "feedback", encontrou que, em geral, direcionar a atenção do indivíduo aos efeitos do movimento (foco de atenção externo) parece ser mais benéfico que direcionar sua atenção ao movimento em si (foco de atenção interno), pois aparentemente o direcionar a atenção para o foco externo permite um

processo de controle automático na regulação deste movimento, enquanto o foco interno restringe este controle (WULF e PRINZ, 2001).

Sujeito 3 - Sexo masculino, 60 anos

Durante o teste deste sujeito o dispositivo apresentou problemas na caixa de som, por isso não aconteceu o retorno sonoro. Tal falha teve um efeito interessante e por isso o teste é citado: dos 48 passos, nenhum apresentou a seqüência correta, o que pode ser observado nas tabelas 9 e 10. A ausência do som fazia com que o sujeito, embora tentasse acertar algum dos sensores, não conseguisse fazê-lo na seqüência correta, o que coloca em discussão a importância do retorno sonoro oferecido pelo dispositivo para que o indivíduo "encontre" a ordem correta dos sensores ao pisar.

Tabela 9. Dados colhidos no teste do sujeito 3. Total de 48 passos mantidos em um único grupo para análise.

Padrão direito	**a1b2c3**
Padrão esquerdo	**e1f2g3**
Nº total de passos	48
Nº total de passos pé direito	20
Nº passos pé direito corretos	0
% passos pé direito com acerto	0,0%
Nº total de passos pé esquerdo	28
Nº de passos pé esquerdo corretos	0
% passos pé esquerdo com acerto	0,0%
Nº passos pé direito sem calcâneo	7
Nº passos pé direito sem V metatarso	19
Nº passos pé direito sem hálux	13
Nº passos pé direito com calcanhar	13
Nº passos pé direito com intermediário	1
Nº passos pé direito com dedão	7
Nº passos pé esquerdo sem calcâneo	6

Nº passos pé esquerdo sem V metatarso	22
Nº passos pé esquerdo sem hálux	25
Nº passos pé esquerdo com calcanhar	22
Nº passos pé esquerdo com intermediário	6
Nº passos pé esquerdo com dedão	3
Nº passos pé direito com calcâneo correto	13
Nº passos pé direito com V metatarso correto	0
Nº passos pé direito com hálux correto	0
Nº passos pé esquerdo com calcâneo correto	22
Nº passos pé esquerdo com V metatarso correto	3
Nº passos pé esquerdo com hálux correto	0
Nº passos pé direito com calcâneo incorreto	0
Nº passos pé direito com V metatarso incorreto	1
Nº passos pé direito com hálux incorreto	7
Nº passos pé esquerdo com calcâneo incorreto	0
Nº passos pé esquerdo com V metatarso incorreto	3
Nº passos pé esquerdo com hálux incorreto	3
Nº passos pé direito com calcâneo incorreto	**0**
Nº passos pé direito com calcâneo incorreto p2	0
% passos pé direito com calcâneo incorreto p2	0,0%
Nº passos pé direito com calcâneo incorreto p3	0
% passos pé direito com calcâneo incorreto p3	0,0%
Nº passos pé direito com V metatarso incorreto	**1**
Nº passos pé direito com V metatarso incorreto p1	1
%l passos pé direito c/ V metatarso incorreto p1	100,0%
Nº passos pé direito com V metatarso incorreto p3	0
% passos pé direito c/ V metatarso incorreto p3	0,0%
Nº **de passos pé direito com hálux incorreto**	**7**
Nº passos pé direito com hálux incorreto p1	6
% passos pé direito com hálux incorreto p1	85,7%
Nº passos pé direito com hálux incorreto p2	1
% passos pé direito com hálux incorreto p2	14,3%
Nº **passos pé esquerdo com calcâneo incorreto**	**0**
Nº passos pé esquerdo com calcâneo incorreto p2	0
% passos pé esquerdo com calcâneo incorreto p2	0,0%

Nº passos pé esquerdo com calcâneo incorreto p3	0
% passos pé esquerdo com calcâneo incorreto p3	0,0%
Nº passos pé esquerdo com V metatarso incorreto	**3**
Nº passos pé esquerdo com V metatarso incorreto p1	3
% passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto p1	100,0%
Nº passos pé esquerdo com V metatarso incorreto p3	0
% passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto p3	0,0%
Nº **passos pé esquerdo com hálux incorreto**	**3**
Nº passos pé esquerdo com hálux incorreto p1	3
% de passos pé esquerdo com hálux incorreto p1	100,0%
Nº passos pé esquerdo com hálux incorreto p2	0
% de passos pé esquerdo com hálux incorreto p2	0,0%

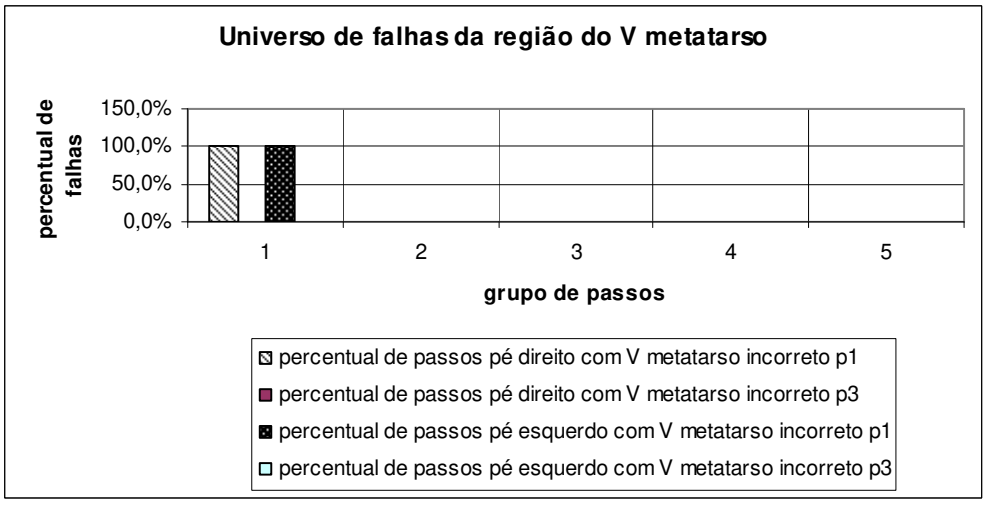
Tabela 10. Resumo geral da análise dos dados colhidos para o sujeito 3.

	Pé direito	Pé esquerdo
Nº passos total	20	28
Nº de passos corretos	0	0
Nº de passos incorretos	20	28
Ausência de apoio	Calcâneo – 7 V metatarso – 19 Hálux - 13	Calcâneo – 6 V metatarso – 22 Hálux - 25
Passos com apoio calcâneo	13 – correto: 13 - incorreto: 0	22 – correto: 22 - incorreto: 0
Passos com apoio do V metatarso	1 – correto: 0 - incorreto: 1 – 1p1	6 – correto: 3 - incorreto: 3 – 3 p1
Passos com apoio hálux	7 – correto: 0 - incorreto: 7 - 6 p1 - 1p2	3 – correto: 0 - incorreto: 3 – 3 p1

O sujeito 3 não apresentou passos corretos, por isso não há um gráfico de evolução dos passos.

Quanto aos gráficos de universos de falhas, que ocorreram apenas para o V metatarso e para o hálux de ambos os pés, encontram-se expostos na figura 44.

I -



II -

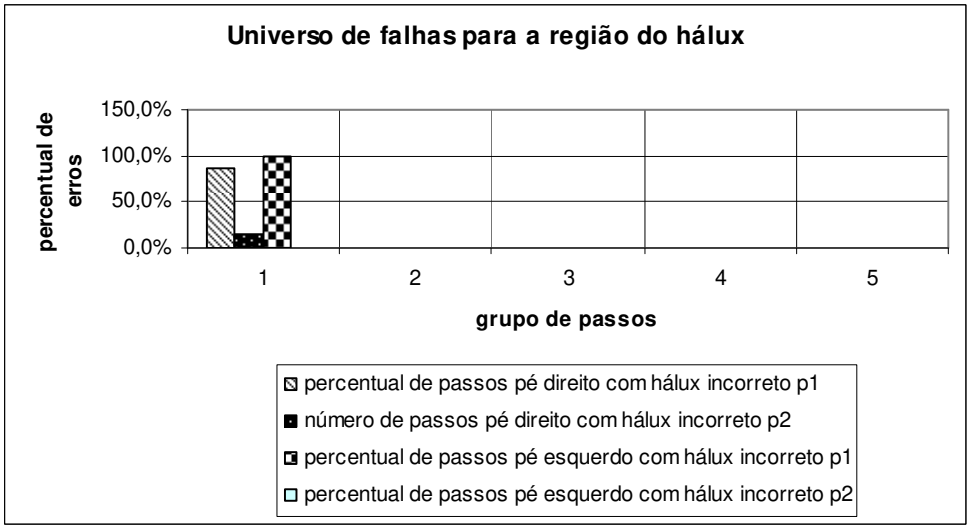


Figura 44. Universo de falhas do sujeito 3. I – falhas do apoio do V metatarso para cada pé e II - falhas do apoio do hálux para cada pé.

Observa-se a ausência de passos corretos e uma predominância de acertos isolados do calcâneo (todos os contatos corretos para ambos os pés), uma grande ausência de contato do hálux, sempre incorreto quando ocorria (6 vezes na p1 e uma na p2 para o pé direito e 3 vezes em p1 para o esquerdo), um único contato do metatarso direito incorretamente na p1 para o pé direito e apenas 6 contatos do V metatarso esquerdo, 50% correto e 50% incorretamente em p1. A reação do sujeito quatro foi de frustração ante a impossibilidade de ouvir o som. Aparentemente apenas

o estímulo sensorial não foi suficiente para provocar adaptação à palmilha e assim modificar o rolamento do pé, efeito verificado nos testes dos sujeito 1 e 2, que tiveram a presença do estímulo sensorial, proporcionado pela sensação de pisar sobre os sensores, associado ao estímulo auditivo.

Um ponto de cuidado no uso do "biofeedback dinâmico", para Huang, Wolf e Jiping (2006), é verificar se o sistema nervoso não está sendo sobrecarregado pelo uso de múltiplas fontes de informação. Um sistema de "biofeedback orientado a tarefa" requer múltiplas variáveis que caracterizem o desempenho desta tarefa, mas que não sobrecarreguem as habilidades cognitivas e de percepção do paciente. No caso deste dispositivo, foi interessante observar que os dois estímulos sensoriais se complementaram, uma vez que os sujeitos buscavam o toque da planta do pé sobre os sensores à medida que esperavam o som correspondente.

Sujeito 4 - Sexo feminino, 50 anos

Como citado na metodologia, o sujeito 4 não se enquadra à idéia principal do trabalho, que é o teste nos pés de pacientes idosos, pois não participa da faixa etária pela qual a ONU define indivíduos idosos - acima de 60 anos de idade. Entretanto, após a realização dos testes nos idosos, houve uma oportunidade aleatória de contato com este sujeito, que apresenta uma deformidade nos pés – pés em eversão, conforme mostrado na figura 45, que lhe dá uma marcha característica. Pela observação visual, a marcha adaptada à deformidade aparentemente não passava o peso para o antepé, mantendo como ponto de apoio principal a região calcânea, o que foi confirmado pela leitura dos sensores, cujos resultados são mostrados nas tabelas 11 e 12.

Figura 45. Tipo de deformidade dos pés do sujeito 4.

Tabela 11. Dados colhidos no teste do sujeito 4. Total de passos (48) mantidos em um único grupo para análise.

Padrão direito	**a1b2c3**
Padrão esquerdo	**e1f2g3**
Nº total de passos	48
Nº total de passos pé direito	23
Nº de passos pé direito corretos	0
% passos pé direito com acerto	0,0%
Nº total de passos pé esquerdo	25
Nº passos pé esquerdo corretos	0
% passos pé esquerdo com acerto	0,0%
Nº passos pé direito sem calcâneo	1
Nº passos pé direito sem V metatarso	22
Nº passos pé direito sem hálux	23
Nº passos pé direito com calcâneo	22
Nº passos pé direito com V metatarso	1
Nº passos pé direito com hálux	0
Nº passos pé esquerdo sem calcâneo	3
Nº passos pé esquerdo sem V metatarso	22
Nº passos pé esquerdo sem hálux	24
Nº passos pé esquerdo com calcâneo	22
Nº passos pé esquerdo com V metatarso	3
Nº passos pé esquerdo com hálux	1
Nº passos pé direito com calcâneo correto	22
Nº passos pé direito com V metatarso correto	0
Nº passos pé direito com hálux correto	0
Nº passos pé esquerdo com calcâneo correto	22
Nº passos pé esquerdo com V metatarso correto	1
Nº passos pé esquerdo com hálux correto	0

Nº passos pé direito com calcâneo incorreto	0
Nº passos pé direito com V metatarso incorreto	1
Nº passos pé direito com hálux incorreto	0
Nº passos pé esquerdo com calcâneo incorreto	0
Nº passos pé esquerdo com V metatarso incorreto	2
Nº passos pé esquerdo com hálux incorreto	1
Nº de passos pé direito com calcâneo incorreto	**0**
Nº passos pé direito com calcâneo incorreto p2	0
% passos pé direito com calcâneo incorreto p2	0,0%
Nº passos pé direito com calcanhar incorreto p3	0
% de passos pé direito com calcanhar incorreto p3	0,0%
Nº de passos pé direito com V metatarso incorreto	**1**
Nº passos pé direito com metatarso incorreto p1	1
% passos pé direito c/ V metatarso incorreto p1	100,0%
Nº passos pé direito com V metatarso incorreto p3	0
% passos pé direito c/ V metatarso incorreto p3	0,0%
Nº passos pé direito com hálux incorreto	**0**
Nº passos pé direito com hálux incorreto p1	0
% de passos pé direito com hálux incorreto p1	0,0%
Nº de passos pé direito com hálux incorreto p2	0
% passos pé direito com hálux incorreto p2	0,0%
Nº passos pé esquerdo com calcâneo incorreto	**0**
Nº passos pé esquerdo com calcâneo incorreto p2	0
% passos pé esquerdo com calcâneo incorreto p2	0,0%
Nº passos pé esquerdo com calcâneo incorreto p3	0
% passos pé esquerdo com calcâneo incorreto p3	0,0%
Nº passos pé esquerdo com V metatarso incorreto	**2**
Nº passos pé esquerdo com V metatarso incorreto p1	2
% passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto p1	100,0%
Nº passos pé esquerdo com V metatarso incorreto p3	0
% passos pé esquerdo c/ V metatarso incorreto p3	0,0%
Nº passos pé esquerdo com hálux incorreto	**1**
Nº passos pé esquerdo com hálux incorreto p1	1
% passos pé esquerdo com hálux incorreto p1	100,0%
Nº passos pé esquerdo com hálux incorreto p2	0
% passos pé esquerdo com hálux incorreto p2	0,0%

Tabela 12. Resumo geral da análise dos dados colhidos para o sujeito 4.

	Pé direito	Pé esquerdo
Nº passos total	23	25
Nº de passos corretos	0	0
Nº de passos incorretos	23	25
Ausência de apoio	Calcâneo – 1 V metatarso – 22 Hálux - 23	Calcâneo – 3 V metatarso – 22 Hálux - 24
Passos com apoio calcâneo	22 – correto: 22 - incorreto: - 0	22 – correto: 22 - incorreto: 0
Passos com apoio do V metatarso	1 – correto: 0 - incorreto:1 – 1p1	3 – correto: 1 - incorreto: 2 – 2p1
Passos com apoio hálux	0 – correto: 0 - incorreto:0	1 – correto: 0 - incorreto: 1 – 1p1

O sujeito 4 não apresentou nenhum passo correto em toda avaliação, o que impossibilita um gráfico de acertos. Também não foi feito gráfico do universo de falhas, pois a observação da tabela já permite detectar que 100% dos contatos incorretos, que ocorreram nos metatarsos de ambos os pés e no hálux do pé esquerdo, aconteceram na posição 1.

O sujeito 4 não apresentou nenhum passo correto. Dos 23 passos com o pé direito, apenas um não apresentou apoio calcâneo, sendo que este teve apoio incorreto do V metatarso na primeira posição e nenhum apoio do hálux. O pé esquerdo fez 25 passos, nenhum correto, 22 com apoio correto do calcâneo e um único passo com dois pontos de apoio corretos (calcâneo e V metatarsos), além de dois apoios incorretos do metatarso na posição 1 e uma vez o hálux na posição 1. Os dados demonstram uma marcha com apoio apenas do calcâneo.

Os dados colhidos pelo dispositivo confirmaram o achado clínico de uma marcha sem apoio sobre o antepé. A deformidade e o desequilíbrio não permitiam à senhora seguir o padrão de sinais proposto, mesmo que se esforçasse para isso. O trabalho com ela requer mais que apenas treinamento do rolamento, requer uma intervenção importante nos pés. O dispositivo, neste caso, seria um bom aliado para a avaliação da evolução do tratamento.

Por tratar-se de um primeiro e único contato com o dispositivo, os sujeitos levaram algum tempo para assimilar o que fazer com as informações e como integrá-las ao passo, o que sugere que o dispositivo deve ser usado apenas com acompanhamento do fisioterapeuta e, de preferência, devem ser realizadas várias sessões para treinamento, mais um ponto a ser estudado nos trabalhos posteriores.

Os estudos sobre neuroplasticidade de Lundy-Ekman (2000) afirmam que o aprendizado e a memória dependem de alterações persistentes e de longa duração da força das conexões sinápticas. Esta informação, associada aos resultados obtidos neste estudo, direcionam a idéia de que seria necessário um número repetido de sessões para promover a adaptação do sistema nervoso e, conseqüentemente, uma resposta sustentada. Estudos posteriores devem ser realizados para desenvolver protocolos de treinamento com indicação de número de sessões ou tempo de duração das mesmas.

Diante disto e do relato verbal dos pacientes sobre o quanto é possível sentir os sensores de toque durante o uso da palmilha, lembrando ainda da existência também de um retorno sonoro, este trabalho abre a possibilidade de se utilizar as palmilhas criadas como fonte de estímulo sensorial (auditivo e proprioceptivo) para auxiliar no treino de marcha.

Não foi objetivo deste trabalho buscar estatísticas sobre tais utilidades, mas desenvolver um dispositivo capaz de ler e possibilitar a análise do rolamento do pé durante a marcha, além de enviar estímulos sensoriais que possibilitassem um trabalho de treinamento do mesmo através de um sistema de “biofeedback”. O protótipo foi criado e testado, vários ajustes feitos graças às simulações e aos testes realizados. Deverá agora passar por algumas modificações para facilitar sua manipulação e, assim, permitir a realização de estatísticas e protocolos.

Capítulo 5

Conclusões Finais e Trabalhos Futuros

Este trabalho foi um esforço conjunto da parceria de profissionais da área da saúde, da engenharia e da mecatrônica, para a elaboração e desenvolvimento de um dispositivo com sensores que pudessem avaliar o rolamento dos pés durante a marcha. Foi desenvolvido um dispositivo formado por 3 partes: um conjunto de sensores de película que respondem ao toque e são acoplados a uma palmilha, juntamente com um estímulo sonoro em resposta a este toque; um sistema eletrônico com microprocessador (hardware) e um software, capazes de adquirir e armazenar dados sobre a seqüência de distribuição da carga na região plantar dos pés (rolamento) durante a marcha. Foi também desenvolvida uma forma de análise dos dados colhidos utilizando o programa Microsoft Office Excel 2003, por sua facilidade de acesso.

O dispositivo criado, simples e de baixo custo, mostrou-se capaz de avaliar em tempo real como o rolamento do pé está ocorrendo, abrindo a possibilidade de sua utilização para uma avaliação clínica inicial ou para verificar a evolução de pacientes durante treinamentos de marcha. Este trabalho abre a proposta de estudos para verificação estatística desta utilidade para diferentes populações, tanto em idosos, saudáveis ou não, quanto em adultos jovens com problemas no mecanismo de rolamento da marcha.

O dispositivo também é capaz de enviar estímulos sonoros e sensoriais associados às diferentes áreas de apoio da região plantar. Esta dupla estimulação provida por sons associados às áreas plantares de contato com o solo e pela sensação dos sensores de contato seco sob os pés pode ser utilizada como "biofeedback dinâmico" para treinamento do rolamento do pé, funcionando como um complemento para os treinamentos de marcha tradicionais.

Em termos de propostas futuras, avaliou-se como possibilidade para próximos trabalhos:

- Criação de um sistema de teste mecânico para verificação da confiabilidade e precisão do sistema de sensores.

- Comparação dos resultados obtidos pelo dispositivo desenvolvido com os resultados de outros sistemas comerciais, como o F-Scan ou o Mart-Scan.

- Substituição da interface serial de padrão RS232 para padrão USB.

- Diminuição do tamanho do dispositivo microprocessador em pelo menos metade;
- Melhoria no som utilizado para um mais elaborado;
- Possibilidade de desenvolver um sistema sem fio, para evitar o problema de rompimento dos fios dos sensores e a necessidade de longos fios amarrados às pernas dos pacientes;
- Testes estatísticos da utilização em diferentes faixas etárias, patologias e/ou para desenvolvimento de protocolos de avaliação e/ou treinamento.

Referências Bibliográficas

ANACKER, S. L.; Di FABIO, R. P. Influence of sensory inputs on standing balance in community dwelling elders with a recent history of falling. **Physical Therapy,** *USA,* v.72, n. 8, p. 575–581, Aug 1992.

AMADIO, A. C. **Fundamentos da biomecânica do esporte – considerações sobre a analise cinética e aspectos neuromusculares do movimento** [Tese de livre docência]. Escola de educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, São Paulo, 1989,119p.

AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. J. **A biomecânica do movimento humano e suas relações interdisciplinares.** Escola de educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo. São Paulo: Estação Liberdade, 2000.

ANDRADE, L. M. **Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas** [dissertação de mestrado]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física; 2002.

ARAÚJO, C. C.; PREIS, C.; RIBAS, D. I. R.; FALLER, L.; ISRAEL, V. L.; RECH, V. Sistemas de avaliação da marcha humana (online). Paraná. Disponível em <http://telemedicina.unifesp.br/pub/SBIS/CBIS2004/trabalhos/arquivos/296.pdf> Acesso em 03/01/2008.

ARAÚJO, L. F.; CARVALHO, V. A. M. L. Velhices – estudo comparativo das representações sociais entre idosos de grupos de convivência. **Textos Envelhecimento (online)**, Rio de Janeiro, v. 7, n. 1, 2004. Disponível em: < http://www.unati.uerj.br/tse/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1517-59282004000100004&lng=pt&nrm=iso > Acesso em 23/01/2008.

BACARIN, T. A.; SACCO, I. C. N.; KAGEY, A. M. A.; ERN, YOGI, L. S. Propriocepção na artroplastia total de joelho em idosos – uma revisão da literatura. **Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo**, São Paulo, v. 11, n. 2, p. 96-104, jul/dez 2004.

BAMBERG, S. J. M. L.; DIBBLE, P. L.; MUSSELMAN, J. R.; DASA, S. K. Development of a quantitative in-shoe measurement system for assessing balance: sixteen-sensors insoles. **Engineering Medicine and Biology Society**, 28th Annual International Conference of the IEEE, supplement, p. 6041-6044. Aug/Sept 2006.

BARAÚNA, M. A. Estudo do equilíbrio estático de idosos e sua correlação com quedas. **Fisioterapia Brasil**, São Paulo, v. 5, n. 2, p. 136-140, mar/ab 2004.

BATISTELLA, L. R. Apresentação: a análise do movimento como ferramenta da reabilitação. IN SAAD M, BATISTELLA LR – **Análise de Marcha:** manual do CAMO-SBMFR. São Paulo: Lemos Editorial, 1997, p. 5-9.

BATTISTELLA, L. R. Envelhecimento e Reabilitação. **Acta Fisiátrica**, São Paulo, v. 10, n. 3, p. 99-120, dez 2003.

BENJUVA, N.; MELTZER, I.; KAPLANSKI, J. Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle co-contraction during balanced standing. **Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences,** USA, v. 59, n. 2, p. M166-M171, Feb. 2004.

BERG, K. O.; MAKI, B. E.; WILLIAMS, J. I.; HOLLIDAY, P. M.; WOOD-DAUPHINEE, S. L. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, USA, v. 73, n. 11, p. 1073-1080, Nov 1992.

BIENFAIT, M. **Os desequilíbrios estáticos: fisiologia, patologia e tratamento fisioterápico**. São Paulo: Summus, 1995.

BLOEM, B. R.; STEIJNS, J. A. G.; SMITS-ENGELSMAN, B. C. A update on falls. **Current Opinions in Neurology, London**, v. 16, n. 1, p. 15-26, Feb 2003.

BUKSMAN, S.; VILELA, A. L. Instabilidade postural e quedas. In SALDANHA AL, CALDAS CP. **Saúde do idoso – a arte de cuidar**. Rio de Janeiro: Intercorrência, 2004, p208-18.

BURKE, J. R.; KAMEN, G.; KOCEJA, D. M. Long latency enhancement of quadriceps excitability from stimulation of skin afferents in young and old adults. **Journal of Gerontology,** USA, v. 44, n. 5, p. M158–M163, Sep 1989.

CAMICOLI, R.; PANZER, V. P.; KAYE, J. Balance in the healthy elderly: posturography and clinical assessment. **Archives of Neurology,** USA, v. 54, n. 8, p. 976-981, Aug, 1997.

CHEN, H.; NIGG, B. M.; HULLIGER, M.; de KONING, J. Influence of sensory input on plantar pressure distribution. **Clinical Biomechanics**, Australia, v. 10, n. 5, p. 271 - 274, Jul 1995.

CHETTA G. Postura e Benessere – un approccio di tipo ergonomico. Itália, 2007, 22p. disponível em <http://www.giovannichetta.it/documentaz/Postura_Benessere_Giovanni_Cnetta.pdf>Acesso em 24/01/2008.

CHUMANOV, E. S.; REMY, C. D.; THELEN, D. G. **Tracking the position of insole pressure sensors during walking and running**. USA: American Society of Biomechanics. Disponível em: <http://www.asbweb.org/conferences/2007/111.pdf> Acesso em 23/01/2008.

CRUZ, C. F. **Sistema de biofeedback para otimização de movimento de membro superior de corredores com paralisia cerebral.** (Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica). Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2003.

CRUZ, C. F. **Biofeedback e exterocepção no controle do movimento humano voluntário**. Revista Digital. Buenos Aires: ano 10- n. 88, set/2005. Disponível em <http://www.efdeportes.com> Acesso em 23/01/2008.

DAVIES, P. M. **Passos a Seguir – um manual para o tratamento da hemiplegia no adulto**. São Paulo: Manole, 1996a

DAVIES, P. M. **Exatamente no centro – atividade seletiva do tronco no tratamento da hemiplegia do adulto**. São Paulo: Manole, 1996b.

DAVINI, R.; NUNES, C. V. Alterações no sistema neuromuscular decorrentes do envelhecimento e o papel do exercício físico na manutenção da força muscular em indivíduos idosos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. l7, n. 3, p. 210-207, set/dez 2003.

De COCK, A.; De CLERCQ, D.; WILLEMS, T.; WITVROUW, E. Temporal characteristics of foot roll-over during barefoot jogging: reference data for young adults. **Gait&Posture**, Oxford, v. 21, n. 4, p. 432-439, Jun 2005.

DHRUV, N. T.; NIEMI, J. V.; HARRY, J. D.; LISPSITZ, L. A.; COLLINS, J. J. Enhancing tactile sensation in older adults with electrical noise stimulation. **Neuroreport**, London, v. 13, n. 5, p. 597-600, Apr 2002.

DIETZ, V.; DUYSENS, J. Significance of load receptor input during locomotion: a review. **Gait & Posture**, Holanda, v. 11, n. 2, p. 102-110, Ap. 2000. Disponível em <http://www1.elsevier.com/homepage/sab/gait/99000521/fulltext.pdf> Acesso em 12/01/2008.

DIONÍSIO, V. C.; PINI, G. A. Reabilitação na lesão do ligamento cruzado anterior: uma revisão de literatura. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 1, n.2, p. 51-60, 1996.

DOUBLE, K. L.; HALLIDAY, G. M.; KRILL, J. J.; HARASTY, J. A.; CULLEN, K.; BROOKS, W. S., CREASEY, H.; BROE, G. A. Topography of brain atrophy during normal aging and Alzheimer`s disease. **Neurobiology of Aging**, v. 17, N. 4, p. 513-521, Jul-Aug. 1996.

EILS, E; NOLTE, S.; TEWES, M.; THORNWETEN, L.; VOLKER K.; ROSENBAUM, D. Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. **Journal of Biomechanics,** USA, v. 35, n. 10, p. 1307-1313, Oct 2002.

ERNST, E. Systematische reviews zu biofeedback (Systematic reviews of biofeedback). **Physikalische Medizin Rehabilitationsmedizin Kurortmedizin**, v. 13., n. 6, p. 321-324, Dec 2003.

FARIA, J. C.; MACHALA, C. C.; DIAS, R. C.; DIAS, J. M. D. Importância do treinamento de força na reabilitação da função muscular, equilíbrio e mobilidade de idosos. **Acta Fisiátrica.** São Paulo, v. 10, n. 03, p. 122-132, dez 2003.

FARRINGDON, J.; GOUGH, P.A.; MOORE, A. J. Shoe based force sensor and equipment for use with the same. United States: **KONINKL PHILIPS ELECTRONICS** NV (NL) 2004 – disponível em: < http://www.freepatentsonline.com/6807869.html.> Acesso em 20/07/2008.

FIOLKOWSKI, P.; BISHOP, M.; BRUNT, D.; WILLIAMS, B. Plantar feedback contributes to the regulation of the leg stiffness. **Clinical Biomechanics**, Australia, v. 20, n. 9, p. 952-958, Nov 2005.

FRANK, S. J.; EARL, M. Coordination of posture and movement. **Physical Therapy**, USA, v. 70, n. 12, p. 855-63, Dec 1990.

FRONTERA, W. R.; DAWSON, D. M.; SLOVICK, D. M. **Exercícios físicos e reabilitação**. Porto Alegre: Artmed, 2001.

GAGEY, P. M.; WEBER, B. **Posturologia**. São Paulo: Manole, 2000.

GAUCHARD, G. C.; JEANDEL, C.; TESSIER, A.; PERRIN, P. P. Beneficial effect of proprioceptive physical activities on balance control in elderly human subjects. **Neuroscience Letters**, Ireland, v. 273, n. 2, p. 81-84, Oct 1999.

GOULART, F.; VASCONCELOS, K. S. S.; SOUZA, M. R. V.; PONTES, P. B. A utilização de biofeedback no tratamento fisioterapêutico da paralisia facial periférica. **Acta Fisiátrica**, São Paulo, v. 9, n. 3, p. 134-140, dez. 2002.

GREGO NETO, A.; VEITA, C. C. C. B.; BITTENCOURT, E.; GODINHO, F.; RINALDI, G. R.; ISRAEL, V. L. **Movimento Humano Funcional e Sistemas de Medições** (online). Laboratório de Biomecânica, Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo. Disponível em <http://www.sbis.org.br/cbis/arquivos/1045.pdf> Acesso em 24/01/2008.

GUCCIONE, A. A. **Geriatric Physical Therapy**, 2 ed. Alexandria: Mosby, 2000.

GUCCIONE, A. A. **Fisioterapia Geriátrica** 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002.

GUIDI, M. L. M.; MOREIRA, M. R. L. P. (orgs) **Rejuvenescer a Velhice: novas dimensões para a vida**. 2 ed, Brasília: Ed. Universidade de Brasília, 1996.

HANNULA, M.; SAKKINEN, A.; KYLMANEN, A. Development of EMFI-sensor based pressure sensitive insole for gait analysis. In. **Medical Measurement and Applications – MEMEA 2007**, International Workshop, May 2007, p 1-3.

HESSERT, M. J.; VYAS, M.; LEACH, J.; HU, K.; LIPSITZ, L. A.; NOVAK, V. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. **BMC Geriatrics**(online), v. 5, n.8, May 2005. Disponível em <http://www.biomedcentral.com/1471-2318/5/8> Acesso em 24/07/2008.

HIJMANS, J. M.; GEERTZEN, J. H. B.; SCHOKKER, B.. POSTEMA, K. Development of vibrating insoles: brief research reports. **International Journal of Rehabilitation Research,** London, v. 30, n. 4, p. 343-345, Dec 2007.

HILDEBRAND, K. J. **Análise de programas sobre terceira idade em currículos de faculdades de educação física do Estado de São Paulo**. Campinas: UNICAMP, 1991. Monografia, curso de especialização em educação física do terceiro grau, UNICAMP 1991

HUANG, H.; WOLF, S.; JIPING, H. E. Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation** (online), v.3, n.11, Jun.

2006. Disponível em <http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/11> Acesso em 25/01/2008.

HURKMANS, H. L. P.; SUSSMANN, J. B.J.; BENDA, E.; VERHAAR, J. A. N.; STAMB, H. J. Techniques for measuring weight bearing during standing and walking. **Clinical Biomechanics**, Austrália, v. 18, n. 7, p. 576-589, Aug 2003.

INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TODD, F. Locomoção Humana. In ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana.** São Paulo: Premier, 1998, p.1-22.

JUDGE, J.O.; KING, M. B.; WHIPPLE, R.; CLIVE, J.; WOLFSON, L. I. Dynamic balance in older persons: effects of reduced visual and proprioceptive input. **Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences,** USA v. 50, n. 5, p**.** M263–M270, 1995

KAUFFMAN, T. L. **Manual de Reabilitação Geriátrica**. 1ª ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

KAUFMAN, K. R.; MORROW, D.; HANSEN, D.; KITAOKA, H. B. **Technique for measurement of foot and ankle kinematics** (online). Orthopedic Biomechanics Laboratory, Mayo Clinic, Rochester, USA. 2p. Disponível em <http://gait.aidi.udel.edu/gaitlab/gcma/info/abstracts/O30.abs20085.pdf > Acesso em 20/11/2008.

KAVOUNOUDIAS, A.; ROLL, R.; ROLL, J. P. Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human plantar soles. **Neuroscience Letters**, Ireland, v. 266, n.3, p. 181-184, May 1999.

KAVOUNOUDIAS, A.; ROLL, R.; ROOL, J. P. The plantar sole is a “dynamometric map” for human balance control. **Neuroreport,** London**,** v. 9, n. 14, p. 3247-3252, October 1998.

KAY, R. What is biofeedback? **National Institute of Mental Health**: Division for Scientific and Public Information, Arizona. Disponível em: <www.psychotherapy.com/bio.html>. Acesso em 01/2008.

KENNEDY, P. M.; INGLIS, J. T. Distribution and behavior of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. **The Journal of Physiology,** v. 538, n. 3, p. 995–1002, Feb. 2002.

LAM, T.; PEARSON, K. G. The role of proprioceptive feedback in the regulation and adaptation of locomotor activity. **Advances in Experimental Medicine and Biology**, USA, v. 308, p. 343-355, 2002.

LEDOUX, W. R.; SONG, J, HILLSTROM H. J.; SECORD, D.; KUGLER, F. The static accuracy and repeatability of the Musgrave Footprint pressure plate system. **Gait and Posture**, Holanda, v. 3, n.2, p. 93-93, jun 1995.

LORD, S. R.; WARD, J. A. Age-associated differences in sensori-motor function and balance in community dwelling women. **Age & Ageing**, Oxford, v. 23, n. 6, p. 452-460, 1994.

LOPES, G. P.; VASCONCELOS, J. C.; RAMOS, A. M.; MOREIRA, M. C. S.; LOPES J. Á. F.; KAVAMOTO, C. A. "O efeito da terapia de biofeedback por eletromiografia de superfície na flexão de joelho da marcha hemiparética". **Acta Fisiátrica**, São Paulo, v. 11, n. 03, p. 125-131, dez/2004.

LOUREIRO, A. A. F.; NOGUEIRA, J. M. S.; LINNYER, B. R.; MINI, R. A. F.; NAKAMURA, E. F.; FIGUEIREDO, C. M. S. **Redes de Sensores sem Fio**. XXI Simpósio de Rede de Computadores. Disponível em <http://www.sensornet.dcc.ufmg.br/pdf/179_Loureiro_Nogueira_Ruiz_Mini_Nakamura_Figueiredo.pdf> Acesso em 24/01/2008.

LUSTRI, W. R.; MORELLI, J. G. S.. Aspectos biológicos do envelhecimento. In: MACIEL A, GUERRA R. Fatores associados a alteração da mobilidade em idosos residentes na comunidade. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 9, n. 1, p. 17-23, 2005.

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociência: Fundamentos para a reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

MADHAVAN, S.; SHIELDS, R. K. Influence of age on dynamic position sense: evidence using a sequential movement task. **Experimental Brain Research***,* Heidelberg, v. 164, n. p. 18–28, 2005

MAKI, B. E.; McILROY, W. E. Postural control in the older adult. **Clinics in Geriatric Medicine**, USA, v. 12, n. 4, p. 635-658, 1996.

MAKI, B.E.; PERRY, S.D.; NORRIE, R.G.; McILROY, W. E. Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. **Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences,** USA**,** v.54, n.6, p. 281-287, 1999.

MAKI, B. E.; McILROY, W. E. Control of compensatory stepping reactions: age-related impairment and the potential for remedial intervention. **Physiotherapy Theory and Practice.** England, v. 15, n. 2, p. 69-90, June 1999.

MAURER C, MERGNER T, BOLHA B, HLAVACKA F. Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles. **Neuroscience Letters,** Ireland, v.302, n.1, p. 45-48, Ap 2001.

MEIRA Jr, C. M. Feedback extrínseco e aprendizagem motora. **Caderno UniABC de Educação Física.** Santo André, n. 21, p. 53-70, set /2000.

MENZ. H. B.; LORD, S. R.; FITZPATRICK, R. C. Age-related differences in walking stability. **Age and Aging**, Oxford, v. 32, n.2, p. 137-142; 2003.

MOCHIZUKI L, AMADIO AC. As funções do controle postural durante a postura ereta. **Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo**, v10, n1, p7-15, jan/jul 2003.

MORRIS, S. J.; PARADIS, J. A. Shoe-integrated sensor system for wireless gait analysis and real-time feedback. In. **The Second Joint EMBS/BMES Conference**. Houston, Tx, USA, Proceedings October 23-26 2002.

MUSSELMAN, J.; GANDHI, M.; BAMBERG, S. M. **Development of an in-shoe sensor insole for motion analysis, physical therapy and rehabilitation**. Robotics: Science and Systems Conference, Philadelphia: 2006, August 16-19, 2006. Disponível em <http://bi.eng.utah.edu/pubs/2006_rss_musselman.pdf> Acesso em 23.05.2008

NICOLOPOULOS, C.; BARNETT, S. **Plantar pressure review using FSCAN system** (online). Gasglow. Disponível em <http://www.figroup.com/PDF/PLANTAR_.PDF> acesso em 26/01/2008.

NITZ, J. C.; CHOY, N. L. The efficacy of an specific balance-strategy training programme for preventing falls among older people: a pilot randomized controlled trial. **Age and Ageing,** Oxford, v 33, n.1, p.52-58; 2004.

NORKIN, C. C.; LEVANGIE, P.K. **Articulações – estruturas e função**: uma abordagem prática e abrangente. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.

NOVAK, P.; NOVAK, V. Effect of step-synchronized vibration stimulation of soles on gait in Parkinson's disease: a pilot study. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, Harvard, v.3, p. 9, May 2006, disponível em <http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/9>. Acesso em 28/06/2008.

NURSE, M. A.; NIGG. B. M. Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity of human foot with plantar pressure distributions during gait. **Clinical Biomechanics.** Australia, v. 14, n. 9, p. 667-672, 1999.

ORLIN, M.E.; MCPOIL, T. G. Plantar pressure assessment. **Physical Therapy**, USA, v. 80, n. 4, p. 399 – 409, Ap. 2000.

PAIXÃO JUNIOR, C. M.; HECKMANN, M. Distúrbios da postura, marcha e quedas. In: FREITAS, E. V.; et al. **Tratado de geriatria e gerontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002, p. 625- 634.

PALLUE, E.; NOUGIER, V.; OLIVIER, I. Do spike insoles enhance postural stability and plantarsurface cutaneous sensitivity in the elderly? **AGE**, Netherlands, v.30, n. 1, p. 53-61, Marc 2008.

PARADISO, J.A.; HSIAO, K.; BENBASAT, A. Y., TEEGARDEN, Z. Design and implementation of expressive footwear. **IBM Systems Journal**, USA, v. 39, n. 3-4, p. 511-529, July 2000a. Disponível em <http://researchweb.watson.ibm.com/journal/sj/393/part1/paradiso.pdf > Acessado em 24/07/2008.

PARADISO, J. A.; HSIAO, K.; BENBASAT, A. Y. **Interfacing to the foot: apparatus and applications**. Conference on Human in Computig Systems – extended abstracts on Human factors in computing systems. Hague, Netherlands: 2000b. p. 175-176, Disponível em <http://www.media.mit.edu/resenv/pubs/papers/99_12_CHI00_Shoe.pdf> Acessado em 24/07/2008.

PATTEN, C.; CRAIK, R. L. O sistema visual. In GUCCIONE AA. **Fisioterapia Geriátrica**, 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002, p 83-131.

PAVIA, I. R. C. C. S.; MARSICO, V.; MORETTI, B.; PATELLA, V.; DE SERIO, S.; SIMONE, C. Analysis baropodométrico del paso en ancianos sanos y en pacientes gonartrósicos antes y después de intervenciones de artroprótesis de rodilla. **Giornale Italiano di Medicina del Lavoro Ed Ergonomia,** Itália, v. 24, n. 1, p. 73, 2002. Disponível em: < http://www.diasu.com/pagine/articoli/13.Analisis%20bar%20paso%201.htm> Acessado em 24/07/2008.

PEACOK, B.; WESTERS, S.; WALSH, S.; NICHOLSON, K. Feedback and maximum voluntary contraction. **Ergonomics,** England**,** v, 24, n. 3, p. 223-228, Mar 1981.

PEDOTTI, A. Prefácio – in SAAD M, BATISTELLA LR. **Análise de Marcha – Manual do CAMO** (Comitê de análise de movimento da Sociedade Brasileira de Medicina Física e Reabilitação). São Paulo: Lemos Editorial, 1997

PEREIRA, L. S. M.; BASQUES, F.V.; MARRA, T. A. Avaliação da marcha em idosos. **O mundo da saúde.** São Paulo, ano 23, v. 23, n. 4, p. 221-229, jul/ag. 1999.

PERES, M.S.; GONSALVES, C. A. Equilíbrio de tronco em pessoas com lesão medular – como mensurar. **Revista Fisioterapia Brasil**, Rio de Janeiro, v. 2, n. 2, p. 124-130, 2001.

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

PERRY, J. **Gait Analysis**: **Normal and Pathological Function**. New Jersey; Thorofare Slack Inc., 1992.

PERRY, S. D.; McILROY, W. E.; MAKI, B. E. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multidirectional perturbation. **Brain Researches**, Netherlands, v. 877, n. 2, p. 401-406, Sep. 2000.

PERRY, S. D.; SANTOS, C. S.; PATLA, A. E. Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination. **Brain Researches**, Netherlands, v 913, p. 27-34, Sep. 2001.

PERRY J. **Análise de marcha**: a marcha normal. São Paulo: Manole, 2005. 1v.

PERRY, J. **Análise da Marcha:**Sistemas de Análise de Marcha. São Paulo: Manole, 2005b, 3v.

PERRY S. D. Evaluation of age-related plantar-surface insensitivity and onset age of advanced insensitivity in older adults using vibratory and touch sensation tests. **Neuroscience Letters**, Ireland, v. 392, n. 1-2, p. 62-67, Jan 2006.

PETROFSKY, J. S.; BWEIR, S. Variable output foot sensors to provide pressure distribution on the foot during gait. **Saudi Journal of Disability and Rehabilitation**. Arábia Saudita, v. 8, n. 3, p. 137-142, Jul-Sep 2002

PETTERSSON, J.; PER, H**. Measuring technique for a lower limb load alarm system**. Master Thesis in Mechatronical Engineering, School of Information Science, Computer and Electrical Engineering Halmstad University, Sweden, Jan 2006. Disponível em <https://dspace.hh.se/dspace/handle/2082/540?mode=full&submit_simple=Show+full+item+record> Acessado em 29/06/2008.

PORTO, C. C. **Semiologia médica**. 4. Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

PRIPLATA, A.; NIEMI, J.; HARRY, J.; LIPSITZ, L.; COLLINS, J. Vibrating insoles and balance control in elderly people. **The Lancet**. USA, v. 362, n. 9390, p. 1123-1124, 2003

PRIPLATA AA, PATRITTI BL, NIEMI JB, HUGHES R, GRAVELLE DC, LIPSITZ L, VEVES A, STEIN J, BONATO P, Collins JJ. Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. **Annals of Neurology**. USA, v. 59, n. 1, p. 4-12, Nov 2005.

QUESADA, P. M.; RASH, G. S. Quantitative assessment of simultaneous capacitive and resistive plantar pressure measurements during walking. **Foot & Ankle International**, USA, v. 21, n.11, p. 928-34, Nov 2000.

REGGAZI, R.D.; PEREIRA, P. S.; SILVA, J. R. M. F. **Soluções práticas de instrumentação e automação**. Rio de Janeiro: PUC Rio. 2005.

ROBBINS, S.; WAKED, E.; McCLARAN, J. Proprioception and stability: foot position awareness as a function of age and footwear. **Age and Aging**, Oxford, v.24, n. 1, p.67-72, 1995.

ROSS, S. E. Noise-enhanced postural stability in subjects with functional ankle instability. **British Journal of Sports Medicine**, England, v. 41, n .10, p. 656-659, October 2007.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**, 2. Ed. São Paulo:Premier, 1998.

SAAD, M.; BATISTELLA, L. R. **Análise de Marcha**: Manual do CAMO (Comitê de análise de movimento da Sociedade Brasileira de Medicina Física e Reabilitação). São Paulo: Lemos Editorial, 1997.

SANTARMOU, E.; DOZZA, E.; LANNOCCA, M.; CHIARI, L.; CAPELLO, A. Insole pressure sensor-based audio-biofeedback for balance improvement. **Gait & Posture**, Holanda, v. 24, p.S30-S31, 2006.

SCOTT, G.; MENZ, H.B.; NEWCOMBE, L. Age-related differences in foot structure and function. **Gait & Posture**, Holanda, v. 26, n. 1, p. 68-75, June 2007.

SHAFFER, S. W.; HARRISON, A. Aging of the somatosensory system: a translational perspective. **Physical Therapy,** USA, v. 87, n. 2, p. 193-207, Feb 2007. Disponível em <http://www.ptjournal.org/cgi/content/full/87/2/193> Acesso em 28/03/2008.

SHEA C. H.; WULF, G. Enhancing motor learning through external-focus instructions and feedback. Human Movement Science, Amsterdam, v. 18, n. 4, p. 553-571, Aug 1999.

SHIGUEMOTO, G. E. Avaliação do idoso: anamnese e exame da performance física. In: REBELATTO, J. R.; MORELLI, J. G. S**. Fisioterapia geriátrica**: a prática da assistência ao idoso. Barueri: Manole, 2004, p. 85-161.

SHUMWAY, A.; WOOLLACOTT, M. **Controle Motor**: teoria e aplicações práticas. 2 ed. São Paulo: Manole, 2003.

SKELTON, D. A. Effects of physical activity on postural stability. **Age and Ageing**, Oxford, v. 30, n. S4, p. 33-39, 2001. Disponível em: <http://ageing.oxfordjournals.org/cgi/reprint/30/suppl_4/33.pdf> Acesso em 20/07/2008.

SILVA, A. P. S.; et al. O equilíbrio postural no idoso: influência das alterações da visão e da postura. **Revista Fisio&Terapia,** São Paulo, ano VII, n. 40, p. 34- 36, ago/ set 2003.

SPIRDUSO, W. W. Força e endurance muscular. In: **Dimensões físicas do envelhecimento.** Barueri: Manole, 2005, p. 135-164.

SIQUEIRA, R. L.; BOTELHO, M. I. V.; COELHO, F. M. G. A velhice – algumas considerações teóricas e conceituais. **Revista Ciência & Saúde Coletiva** (online), RJ, v. 7, n. 4, p. 899-906, 2002. Disponível em: <http://www.scielosp.org/pdf/csc/v7n4/14613.pdf> Acesso em: 20/02/2007.

TEIXEIRA, L. F. Curso de Avaliação Biomecânica da Marcha – **INTERCOBRAF** – Santos, 12 a 14/10/2006.

TIMO-IARIA, C. O Envelhecimento. **Acta Fisiátrica**, São Paulo, v. 10, n. 3, p. 114-120, dez. 2003.

TOKARS, E.; MOTTER, A. A.; MORO, A. R. P.; GOMES, Z. C. M. A influência do arco plantar na postura e no conforto dos calçados ocupacionais. **Fisioterapia Brasil**, Rio de Janeiro, v. 4, n. 3, p. 157-162, maio-jun 2003.

TREMBLAY, R.; MIREAULT, A. C.; DESSUREAULT, L.; MANNING, H.; SVEISTRUP H. Postural stabilization from fingertip contact II. Relationship between age, tactile sensibility and magnitude of contact forces. **Experimental Brain Research**, Heidelberg, v. 164, p. 155-16, March 2005.

VARGAS, M. Instabilidade e quedas no idoso. **O diário do Pará**. Belém, 15 jun. 2003, Caderno da Família, p. 5.

VELLUTINI, W.C. Envelhecimento e degeneração da cartilagem articular. **Acta Ortopédica Brasileira,** São Paulo, v. 5, n. 1, p. 1-4, jan-mar 1997. Disponível em <http://www.inscricaoonline.com.br/docs/sbcj/img/V5A00001ss1997.pdf > Acesso em 30/08/2007.

VIEL, E. **A marcha humana, a corrida e o salto**: biomecânica, investigações, normas e disfunções. São Paulo, Manole, 2001.

VILLANI, C.; MANTEGNA, N.; RUO, P.; CHIOZZI, F. El apoyo plantar fisiológico – valuación baropodométrica. **Chirurgia el Piede**, 2000, v 24. Disponível em: http://www.diasu.com/pagine/articoli/appoggio_plantare.htm. Acesso em 15/12/2007.

VISWANATHAN, V.; MADHAVAN, S.; SARASWATHY, G.; GOPALAKRISHNA, G.; NATH DAS, B.; RAJASEKAR, S.; REMACHANDRAN, A. Effectiveness of different types of footwear insoles for diabetic neuropathic foot – a follow-up study. **Diabetes Care**, USA, v. 27, n. 2, p. 474-477, Feb. 2004.

VUILLERME, N.; PINAULT, N.; CHENU, O.; BOISGONTIER, M.; DEMONGEOT, J.; PAYAN. Y. How a plantar pressure-based, tongueplaced tactile biofeedback modifies postural control mechanisms during quiet standing. **Experimental Brain Research**, Heidelberg, v. 181, p. 547-554, Mar 2007.

VUILLERME, N.; CHENU, O.; DEMONGEOT, J.; PAYAN, Y. Controlling posture using a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback system. **Experimental Brain Research,** Heidelberg, v. 179, n. 3, p. 409-414, May 2007.

WEERDT, W.; SPAEPEN, A . Equilíbrio. In: DURWAR, B. R.; BAER, G. D.; ROWE, P. J. **Movimento Funcional Humano**: mensuração e análise. São Paulo: Manole, 2001, p. 203-218.

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

WINSTEIN, C. J. Knowledge of results and motor learning: implications for physical therapy (movement science series) (includes extensive bibliography on motor learning). **Physical Therapy,** USA*, v.* 71, n. 2, p. 140 – 150, Feb 1991.

WINSTEIN, C. J.; POHL, P.S.; CARDINALE, C.; GREEN, A.; SCHOLTZ, L.; WATERS, C.S. Learning a partial-weight-bearing skill: effectiveness of two forms of feedback**. Physical Therapy,** *USA, v.* 76, n. 9, p. 985-9, Sept 1996.

WULF, G.; PRINZ, W. Directing attention to movement effects enhances learning: a review. **Psychonomic Bulletin & Review**, USA, v. 8, n. 4, p. 648-660, Dec. 2001.

ZUCCO, F. A. reabilitação vestibular no idoso. **Revista Fisio&Terapia**, Rio de Janeiro, v 7, n. 39, p. 35-37, jun/jul 2003.

.

Anexo: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Você está sendo convidado a participar do projeto de pesquisa chamado "Projeto e desenvolvimento de um dispositivo de avaliação do rolamento do pé de idosos durante a marcha", sob responsabilidade da fisioterapeuta Marta Regiane Corrocher Gaino, que irá lhe explicar a pesquisa e solicitar seu consentimento voluntário para participar nela. O objetivo é desenvolver um dispositivo que facilite o treinamento de marcha em indivíduos idosos, pois estes costumam ter um mecanismo deficitário na distribuição do peso nos pés quando andam. Este dispositivo foi criado por uma equipe formada por engenheiros, estudantes de engenharia e pela própria fisioterapeuta, que já o testou nos próprios pés para os ajustes iniciais e agora precisa verificar sua eficiência nos pés dos idosos. Para ajudar nessa pesquisa, tudo que você precisa fazer é colocar esse dispositivo embaixo de seus pés e andar com eles por volta de 20 minutos, tentando seguir as orientações que a fisioterapeuta lhe der. Os dados obtidos serão armazenados e utilizados para analisar a eficácia do dispositivo. Espera-se com isso obter uma forma simples e barata de auxílio para acelerar os tratamentos da marcha em idosos, que hoje costumam ser realizados apenas com a orientação do profissional fisioterapeuta, sem equipamentos que ajudem nessa tarefa. Você será acompanhado durante todo o processo pela própria pesquisadora, podendo solicitar esclarecimentos a qualquer momento. Seus dados poderão ou não ser utilizados nas análises finais, dependendo da existência de alterações no padrão de distribuição de carga na região plantar observado durante a avaliação com o dispositivo. Você poderá deixar o grupo de voluntários da pesquisa a qualquer momento, sem que isso acarrete qualquer penalidade ou prejuízo ao seu tratamento, nem represálias de qualquer natureza. Sua identidade não será revelada em nenhum momento, sendo apenas os dados colhidos divulgados no trabalho

final. Os dados colhidos lhes serão explicados e então guardados sob sigilo, sendo divulgados sem qualquer relação com sua identidade. Não vai haver nenhuma forma de reembolso de dinheiro, ou ajuda financeira, já que com a participação na pesquisa você não vai ter nenhum gasto. Os riscos que você correrá ao participar são mínimos: desconforto pelo uso do dispositivo em forma de palmilha sob os pés e risco de queda, caso se desequilibre ao andar. Esses riscos serão minimizados pela presença e supervisão constante do fisioterapeuta ao seu lado durante os procedimentos. Você receberá uma cópia deste termo de consentimento.

Eu, _____, entendi os termos aqui descritos e concordo voluntariamente em participar da pesquisa.

_____

Assinatura do participante da pesquisa

Pesquisador responsável: Marta R Corrocher Gaino – R Santa Cruz, 142 – Araras, SP. Telefone – (19)3542-0188. Email: martagaino@gmail.com

Comitê de ética da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP