

DANIELA CHIAPPIN

**A IMPORTÂNCIA DA ANÁLISE DO APOIO PLANTAR EM IDOSOS:
UM ESTUDO COMPARATIVO ENTRE JOVENS E IDOSOS**

Dissertação apresentada como requisito para obtenção do grau de mestre pelo Programa de Pós-graduação em Gerontologia Biomédica do Instituto de Geriatria e Gerontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Claus D. Stobäus

Porto Alegre

2007

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO (CIP)

C532i Chiappin, Daniela

A importância da análise do apoio plantar em idosos: um estudo comparativo entre jovens e idosos / Daniela Chiappin; orient. Claus D. Stobäus. Porto Alegre: PUCRS, 2007.
92f.: il. tab.

Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Instituto de Geriatria e Gerontologia. Mestrado em Gerontologia Biomédica.

1. PÉ/fisiologia. 2. PÉ/fisiopatologia . 3. EXTREMIDADE INFERIOR. 4. BIOMECÂNICA. 5. IDOSO. 6. ADULTO. 7. MARCHA. 8. ESTUDO COMPARATIVO. I. Stobäus, Claus D. II. Título.

C.D.D. 612.75

C.D.U. 611.986-053.9:611.986-

053.81(043.3)

DANIELA CHIAPPIN

**A IMPORTÂNCIA DA ANÁLISE DO APOIO PLANTAR EM IDOSOS:
UM ESTUDO COMPARATIVO ENTRE JOVENS E IDOSOS**

Dissertação apresentada como requisito para obtenção do grau de mestre pelo Programa de Pós-graduação em Gerontologia Biomédica do Instituto de Geriatria e Gerontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Claus D. Stobäus.

Aprovada em 14 de setembro de 2007.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Claus D. Stobäus

Prof. Dr. Lenizar Antonio da Silva Melo

Prof. Dr. Rodolfo Herberto Schneider

Dedico esta obra aos meus pais:

Pedro João Chiappin e Neusa Maria Chiappin

AGRADECIMENTOS

Chegando ao término deste trabalho, olho para trás e vejo quantas pessoas me auxiliaram de uma forma ou de outra durante esta caminhada. Mas a cima de tudo sou eternamente grata a Deus por ter tido esta oportunidade singular.

Agradeço com muito amor a toda minha família, em especial aos meus pais maravilhosos, Pedro e Neusa, que sempre acreditaram em mim e estavam ao meu lado em todos os momentos com uma palavra de ânimo para que eu tivesse força para seguir em frente.

Ao meu amado filho, Lucas, que sempre compreendeu os meus momentos ausentes nesta fase, é a minha razão de viver.

Aos meus irmãos, Patrícia e Pedro que acompanharam a minha trajetória sempre torcendo pelo meu sucesso, ao meu afilhado e sobrinho, Guto, por seu sorriso inocente.

Agradeço a minha alma gêmea, Alex, que sempre me apoiou e cuidou sozinho do Lucas durante três meses para que eu pudesse finalizar a pesquisa.

Agradeço ao meu cunhado Carlos Alberto, por emprestar seu notebook, foi minha principal ferramenta de trabalho.

Quero agradecer ao meu orientador, Professor Dr. Claus Dieter Stobäus, pela confiança e sua orientação para a realização deste dissertação.

A todos os membros do Laboratório de Biomecânica, (CEBEC), em especial ao Alexandre Severo Pinho, pela sua paciência e conhecimento nas fases da pesquisa.

Ao Prof. Dr. Denizar Melo pelo auxílio de grande valia na hora certa.

Ao Dr. João Senger que me auxiliou indicando seus pacientes para participação na pesquisa.

Aos participantes da pesquisa o meu carinhoso agradecimento, sem vocês não seria possível este trabalho.

Agradeço a todos que direta ou indiretamente contribuíram para meu crescimento pessoal e profissional nesta etapa.

Muito obrigada!!!!

“É muito importante que o homem tenha ideais.
Sem eles, não se vai a parte alguma.
No entanto, é irrelevante alcançá-los ou não.
É apenas necessário mantê-los vivos e procurar atingi-los.”

Dalai-Lama

RESUMO

A mensuração da distribuição da pressão plantar é um método que atualmente tem sido utilizado para avaliar possíveis patologias dos pés. Com o avançar da idade, modificações fisiológicas vão acontecendo, inclusive na marcha, que possui relação com a distribuição da pressão plantar. Este estudo teve a finalidade de mensurar e comparar a distribuição da pressão plantar em grupos de adultos jovens e de adultos idosos. A amostra foram 29 participantes jovens ($30,4 \pm 5,0$), e 29 participantes idosos ($68,1 \pm 6,4$) saudáveis, sem patologias de membros inferiores e pés. A distribuição da pressão plantar foi realizada ao caminhar, de forma dinâmica, realizada através do método com palmilhas capacitivas (pedar® novelgmbh© ,2005) introduzidas em um calçado padronizado para ambos os gêneros, com objetivo de analisar o pico de pressão e através do sistema de plataforma de pressão (emed-x®novelgmbh© ,2004) com os pés descalços, para avaliar as variáveis pico de pressão máxima, área de contato e centro de pressão. O pé foi dividido e três mascaras: retropé, mediopé e antepé. Os resultados encontrados foi uma pressão menor no pico total do pé no grupo dos idosos com os pés calçados. Não houve diferença com o grupo com os pés descalços. A área de contato foi maior nos idosos na região do retropé e a linha da trajetória do centro de pressão foi semelhante para ambos os grupos. A conclusão do presente estudo mostra que a hipótese de que existem diferenças significativas entre a distribuição da pressão plantar nos grupos foi acertada, isto acontece com o avançar da idade, ocorrendo menor pressão plantar durante a caminhada, podendo apresentar uma marcha mais conservadora, com maior apoio no primeiro momento do toque do calcanhar. Isto nos leva a recomendar que sejam realizados mais estudos, levando em conta diferentes idades, por gênero, amostras maiores.

Palavras Chaves: Adultos Jovens, Adultos Idosos, Pressão Plantar, Apoio Plantar, Marcha.

ABSTRACT

The measurement of the distribution of the plantar pressure is a method which has been used nowadays to evaluate possible feet pathologies. With aging physiologic changes take place, including the march, which has a relation to the distribution of plantar pressure. This study aimed to measure and also compares the distribution of the plantar pressure in groups of young adults and aged adults. The sample counted on 29 young participants ($30,4 \pm 5,0$) and 29 old participants ($68,1 \pm 6,4$), healthy, without any pathology on lower limbs and feet. The distribution of the plant pressure was carried out while walking, in a dynamic way, accomplished through the method with capacitive insoles (pedar[®] novel_{gmbh}[©], 2005) inserted in a standardized shoe for both genres, with the objective of analyzing the pressure peak and through the system of pressure platform (emed-x[®] novel_{gmbh}[©], 2004) barefoot to evaluate the variable of the maximum peak of pressure, contact area and center of pressure. The foot was divided in three faces: rearfoot, forefoot and middlefoot. The result found was a smaller pressure on the total peak of the foot in the group of old ones who were wearing shoes. There was no difference regarding the group who was barefoot. The contact area was bigger in the group of old ones in the rearfoot region and the trajectory line of the center of pressure was similar for both of the groups. The conclusion of the present study shows that the hypothesis of the existence of significant differences between the distribution of the plantar pressure in the groups was correct, this happens with ageing, occurring a smaller plantar pressure during the walking, and it can show a more conservative march, with a bigger support in the first moment of the touching of the heel. This leads us to recommend that more studies can be carried out taking into consideration different ages, genres and bigger samples.

Key words: Young Adults, Aged Adults, Plantar Pressure, Plantar Support, March.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Representação da palmilha sensorizada do Sistema PEDAR	42
Figura 2 - Representação da trajetória do centro de pressão plantar através do <i>Sistema EMED</i>	47
Figura 3 - Sistema PEDAR conectado com a palmilha.....	61
Figura 4 - Participante realizando o teste do sistema PEDAR	61
Figura 5 - Passarela e a plataforma de pressão EMED	62
Figura 6 - Sistema EMED.....	62
Figura 7 - Representação das quatro máscaras – Sistema EMED.....	64
Figura 8 - Representação da divisão do pé por zonas através do <i>software gait line & podometry</i> – Sistema EMED.....	65
Gráfico 1 – Associação entre os sistemas EMED e PEDAR em relação ao pico de pressão plantar total.....	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características gerais da amostra	71
Tabela 2 – Comparação entre as faixas etárias com relação ao Pico de Pressão do sistema Pedar	72
Tabela 3 – Análise de regressão linear múltipla* para avaliar os preditores do pico de pressão total do sistema PEDAR.....	72
Tabela 4 – Comparação entre as faixas etárias com relação ao Pico de Pressão	73
Tabela 5 – Comparação entre as faixas etárias quanto à Área de Contato do sistema EMED... ..	73
Tabela 6 – Comparação entre as faixas etárias quanto ao COP.....	74

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
Tema	13
Objetivo Geral	13
Problema	13
2 REFERENCIAL TEÓRICO	14
2.1 CARACTERÍSTICAS DO ENVELHECIMENTO	14
2.2 ASPECTOS FÍSICOS DO ENVELHECIMENTO	20
2.3 A MOBILIDADE NA TERCEIRA IDADE	23
2.4 BIOMECÂNICA DA MARCHA.....	31
2.4.1 Tornozelo e Pé	32
2.4.2 A Marcha	35
2.4.3 Baropodometria Eletrônica	38
2.4.4 A Distribuição da Pressão Plantar	43
2.4.5 Aspectos Clínicos do Pé na Distribuição da Carga Plantar	51
3 MÉTODOS	57
3.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO	57
3.2 TEMA	57
3.3 OBJETIVO GERAL	57
3.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	57
3.5 PROBLEMA	58
3.6 HIPÓTESES.....	58
3.7 VARIÁVEIS	58
3.8 AMOSTRA.....	59
3.9 COLETA DE DADOS	60
3.10 INSTRUMENTOS DE MEDIDA.....	60
3.11 PROCEDIMENTO PARA O TRATAMENTO DOS DADOS DO SISTEMA PEDAR E SISTEMA EMED.....	63
3.11.1 Sistema PEDAR	63
3.11.2 Sistema EMED	63
3.12 PROCEDIMENTOS.....	65

3.12.1 Avaliação Inicial	65
3.12.2 Medidas Antropométricas	66
3.13 AQUISIÇÃO DOS DADOS DA MARCHA.....	68
4 ANÁLISE ESTÁTISTICA	69
5 RESULTADOS.....	70
5.1 CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA.....	70
5.2 PICO DE PRESSÃO DO SISTEMA PEDAR	71
5.3. PICO DE PRESSÃO COM OS PÉS DESCALÇOS (EMED)	73
5.4. ÁREA DE CONTATO COM OS PÉS DESCALÇOS (EMED).....	73
5.5. CENTRO DE PRESSÃO PLANTAR (COP) COM OS PÉS DESCALÇOS (EMED).....	74
6 DISCUSSÃO	76
7 CONCLUSÃO	81
REFERÊNCIAS.....	83
APÊNDICE A - Termo de consentimento livre e esclarecido.....	91
APÊNDICE B – Entrevista e exame físico do tornozelo e do pé.....	93

1 INTRODUÇÃO

Com o aumento da expectativa de vida que vem ocorrendo desde a metade século XX, surgiu uma ampla gama de estudos com enfoque sobre os inúmeros aspectos que englobam o processo de envelhecimento. Este processo envolve aspectos como biológicos, psicológicos, psicossociais, ambientais e físicos entre outros. Uma questão relevante em toda esta transformação, que ocorreu e continua ocorrendo, é o fato de que as pessoas estarem em busca da longevidade com qualidade.

A presente pesquisa direciona-se a um fator de grande importância na qualidade de vida do indivíduo: a deambulação. Sabe-se que a independência do ser humano é almejada por todos e em todas as idades. A área da saúde tem se esforçado para realizar um trabalho preventivo para a população de um modo geral e, principalmente, àquela que se aproxima ou encontra-se na fase que se conceitua a terceira idade.

O fisioterapeuta é um profissional que possui um papel influente dentro de todo o processo de saúde e bem-estar do idoso. Busca a prevenção e o tratamento de sua independência, sua segurança, seu equilíbrio, do ponto de vista biológico tanto estático (ficar parado, sentado, entre outros) como dinâmico (correr, andar, pular, entre outros).

Durante a caminhada, existem inúmeros fatores influenciando o equilíbrio, a independência, a segurança da marcha. Um deles é a base de sustentação que são os pés. No momento do apoio dos pés, ocorrem pressões que são geradas conforme o peso corporal transfere ao membro inferior. Com o avanço da idade, mudanças estruturais apresentam-se e podem alterar esse apoio que, por sua vez, pode causar desconforto, dores, ulcerações, levando ao desequilíbrio e interferindo na deambulação.

Alguns idosos apresentam também diminuição da força e encurtamento muscular que, por razões físicas, têm seu equilíbrio debilitado, caminhando de forma mais lenta com passos mais curtos e, com isso, podendo apresentar diferenças nos aspectos do apoio dos pés, que podem ser analisados através de diversos recursos tecnológicos. O presente estudo objetiva a descrição e a análise de parâmetros relacionados ao apoio plantar entre dois grupos, um de adultos jovens e outro de adultos idosos, através do método da baropodometria eletrônica, que oferece a análise de diversos aplicativos. Serão analisados os picos de pressão plantar que ocorrem no momento da fase de apoio da marcha, área de contato do pé, e a trajetória do centro de pressão plantar. A questão a ser pesquisada relaciona-se a quais são as diferenças significativas existentes entre os adultos jovens e os adultos idosos nas descrições dos aspectos biomecânicos dos picos de pressão, do centro de pressão plantar, da área de contato.

A pesquisa sobre o apoio plantar ainda não é muito explorada e divulgada, porém apresenta necessidade de maiores aprofundamentos que abordem esta questão tão significativa que é a base de sustentação do corpo. Estudos com pés de pessoas diabéticas e com artrite reumatóide foram mais explorados por serem patologias que causam ulcerações, dores e, conseqüentemente, dificuldades na deambulação, ocasionando, assim, maior dependência funcional dos pacientes idosos.

Atualmente, já existe um número maior de laboratórios direcionados a pesquisar a marcha, a distribuição das pressões plantares e o equilíbrio na busca de compreender melhor estes aspectos tão complexos, que fazem parte da qualidade de vida do ser humano em qualquer idade ou condição de saúde. No Brasil, existem três laboratórios que utilizam métodos de baropodometria eletrônica com sistemas de pés descalços e calçados: em Florianópolis/SC, na Universidade Estadual – UDESC, em São Paulo, na Universidade Estadual – USP, e em Novo Hamburgo/RS – no Instituto Brasileiro de Tecnologia em Couros, Calçados e Artefatos. Neste último, foi realizada a pesquisa. O estudo comparativo entre adultos jovens e adultos idosos tem como finalidade identificar que diferenças há no apoio plantar com o processo de envelhecimento.

TEMA

Descrever os parâmetros do pico de pressão, da área de contato e do centro de pressão plantar (COP) entre as regiões anatômicas dos pés de adultos jovens e adultos idosos, verificando as possíveis relações nos aspectos biomecânicos das variáveis.

OBJETIVO GERAL

O objetivo do estudo é descrever, analisar e comparar os dados colhidos dos indivíduos adultos jovens e adultos idosos dos picos de pressão, da área de contato e do centro de pressão (COP) realizados através da baropodometria eletrônica dinâmica.

PROBLEMA

Que diferenças significativas existem entre adultos jovens e adultos idosos nas descrições dos aspectos biomecânicos do pico de pressão, área de contato plantar e o centro de pressão plantar?

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 CARACTERÍSTICAS DO ENVELHECIMENTO

Conforme Rebelatto e Botomé (1999), a prática do trabalho fisioterapêutico é desenvolvido desde a antiguidade. Cada época possui suas diversidades em recursos, mas o objetivo é o mesmo: curar. Somente em meados do século XV, iniciou-se uma fase de medicina preventiva. Mas logo foi cessado pela Industrialização, a qual trouxe condições precárias, pois, com a Guerra, o principal objetivo era reabilitar o indivíduo para a sua volta à sociedade. Esta é uma questão que permanece há muitos anos e que ainda não se tem condições suficientes para promover saúde preventiva.

Pereira et al. (2002, p. 846) descreve a função do fisioterapeuta:

O fisioterapeuta tem como metas preservar a função motora, promovendo o adiamento da instalação de incapacidades decorrentes do processo do envelhecimento; tratar as alterações e os sintomas provenientes de doenças e problemas associados; e reabilitar funcionalmente o idoso dentro das suas potencialidades e especificidades. O fisioterapeuta participa na promoção e no desenvolvimento de pesquisas científicas na área de Gerontologia, enfocando o envelhecimento motor e funcional do idoso, aprimorando, dessa forma, a sua prática clínica cotidiana.

Com o aumento da média de vida da população, o fisioterapeuta tem ocupado um espaço maior e mais relevante na promoção à saúde do idoso. Este enfoque da reabilitação gerontológica, conforme Perracini, Najas e Bilton (2002, p. 814), pode ser assim descrito:

O aumento das condições crônicas, decorrente do crescimento contínuo da população idosa e do aumento da expectativa de vida, impõe um desafio para o Sistema de Saúde em todos os países do mundo, especialmente para os países do Terceiro Mundo, que ainda convivem com problemas não resolvidos na área da saúde infantil e no campo das doenças infecciosas.

O aumento das doenças crônico-degenerativas com o crescente aumento da expectativa de vida interfere na qualidade de vida das pessoas longevas. Não é tarefa fácil falar sobre envelhecimento e qualidade de vida e, muito menos, conceituá-los. Nos dias de hoje, uma das maiores preocupações do ser humano é com relação ao envelhecer saudavelmente e pode-se dizer que isso se tornou um desafio para o ser humano. Porém cada indivíduo possui sua própria concepção sobre o que é qualidade de vida e o que espera da sua velhice.

O termo qualidade de vida é difícil de ser definido, tanto que Paschoal (2002, p.80) expõe que:

Qualidade de vida é um conceito que está submetido a múltiplos pontos de vista e que tem variado de época para época, de país para país, de cultura para cultura, de classe social para classe social e, até mesmo, de indivíduo para indivíduo.

O século XX foi um marco ao se falar do aumento da expectativa de vida. Segundo Camarano (2002), para o Brasil, a população maior de 60 anos aumentou de 4% em 1940, para 9% em 2000, esperando 15% no ano 2020. Com isso, surgiram problemáticas entre o envelhecimento e dependência funcional do idoso. Camarano (2002, p. 60) diz que:

O aumento da “dependência” se dá, por um lado, pela queda da fecundidade, que reduz, ao menos relativamente, em médio/longo prazo, a população adulta, ou seja, os indivíduos em idade produtiva, contribuintes potenciais para o Estado; por outro lado, a queda da mortalidade faz com que os idosos, os “dependentes”, vivam por mais tempo.

Papalia e Olds (2005) descrevem que o último censo dos Estados Unidos mostra que o número de centenários quase dobrou durante a década de 1990, indo para mais de 70 mil. Tudo indica que poderão chegar a quase 850 mil centenários em meados do século XXI. Em 2025, mundialmente falando, haverá mais de 800 milhões de pessoas com mais de 65 anos. Dois terços em países desenvolvidos. Sendo que as causas do aumento do envelhecimento da população foram: altas taxas de natalidade e de imigração durante o início e os meados do século XX, progressos da medicina, estilos de vida mais saudáveis, crescimento econômico, maior controle de doenças infecciosas, acesso à água potável, instalações sanitárias e assistência à saúde.

Isto deixa clara a questão problemática que a saúde enfrenta. A necessidade de desenvolver mais programas de promoção à saúde para prevenir e tratar as doenças crônico-degenerativas que se intensificam com o avanço da idade, sem esquecer o acréscimo de custos. Baseado nestes ideais, Cabrera (2002) discute sobre a atuação da universidade e dos profissionais da área da saúde na assistência à população idosa. Terá que haver maior comprometimento na formação de docentes com maior conhecimento gerontológico, alinhando-se à realidade social.

Para Papalia e Olds (2005), há estereótipos negativos sobre o envelhecimento, tais como: as pessoas velhas são vistas como cansadas, isoladas, são suscetíveis a quedas, a acidentes, não são tão produtivas, aspectos que são subentendidos pelos mais jovens que os mais velhos não praticam mais, doenças tratadas como normais da fase do envelhecimento, enfim, trazendo um aspecto prejudicial e um preconceito de idade. Precisa-se compreender que a velhice é um período normal do ciclo de vida, com seus próprios desafios e com suas oportunidades.

Na busca da longevidade surgiram diversos recursos, Moura (2005) acredita na nutrição adequada e na prática da atividade física como sendo as atitudes mais importantes. Exemplifica a importância da nutrição pelas deficiências que podem ocorrer durante o processo de envelhecimento. A diminuição do metabolismo, das secreções gástricas, salivares, pancreáticas, enfim, atitudes práticas cotidianas, realizadas sem o interesse comercial de produtos industrializados. É este caminho a ser seguido, atitudes naturais e comprovadas que fazem diferença no processo do envelhecimento. Complementando, Rocha (2005) salienta o potente interesse do comércio anti-envelhecimento que expande a cada dia com as pesquisas existentes.

Stéfansson (2004) sintetiza a conferência interdisciplinar da EMBL/EMBO Ciência e Sociedade sobre “Tempo e Envelhecimento – Mecanismos e Significados”, desenvolvendo todas as questões relacionadas da ciência com a sociedade, almejando a longevidade. Relata o aumento dramático da expectativa de vida, suas causas e expõe a mudança que vem por trás da busca por uma vida mais longa, ocorrendo automaticamente o sucesso da indústria do anti-envelhecimento, ou seja, o comércio das mercadorias que prometem a longevidade. Inúmeras questões são

abordadas, e os críticos questionam esta ascensão da indústria do anti-envelhecimento com o campo da ciência, da biogerontologia. Problemas como: a tecnologia envolvida no anti-envelhecimento, em que somente as pessoas com poder aquisitivo alto se beneficiariam, e o mercado oferecendo produtos sem embasamento científico e, assim, a população sendo iludida.

Ainda segundo Vicent (2003), esta guerra do anti-envelhecimento demonstra uma crise cultural e não tecnológica, em que se acredita até mesmo na imortalidade, interpretando a fase da velhice erroneamente, colocando a ciência como a cura da morte. Na verdade, a finalidade atual dos gerontologistas biológicos, sociais e clínicos é proporcionar mais anos de vida com qualidade. O principal problema é a ideologia da ciência, como se ela fosse capaz de tudo. Ocorre uma negação da velhice. Por outro lado, Stuart e Hamilton (2002) sustentam que não existe um tipo de personalidade específica do velho; o que ocorre é que alguns indivíduos lidam melhor com a velhice do que outros.

Para Cruz (2002), questões como: por que vivemos tanto? por que envelhecemos? E por que morremos? podem ser compreendidas através do conhecimento de uma estrutura fundamental que é a célula.

Jeckel-Netto e Cunha (2002) especificam que, a partir do século XX, juntamente com o aumento da expectativa de vida, houve um avanço na pesquisa da biologia molecular, permitindo, assim, uma avaliação mais profunda do tema do envelhecimento. E aproveitam para tentar, pois até hoje não existe definição clara de alguns conceitos que auxiliam nas diferenças no processo de envelhecimento. Definições essas que são sobre o que é envelhecimento, senilidade, senescência e longevidade. Pode-se caracterizar envelhecimento como mudanças morfofuncionais ao longo da vida, após a maturação sexual e que podem comprometer à manutenção da homeostasia. A senescência trata-se de mudanças que ocorrem em um organismo relacionado com a idade. Senilidade caracteriza-se pelo estágio final da senescência. E a longevidade pode-se dizer como o tempo entre o nascimento e a morte.

Papaléo-Netto (2002) acrescenta que na senilidade ocorrem modificações por afecções em pessoas idosas. E ao falar de envelhecimento, inicia com a definição da maioria dos biogerontologistas dizendo que é uma fase de um continuum que é a vida, iniciando com o nascimento e indo até a morte. Sendo que neste continuum o organismo irá sofrer modificações que podem ser especificados como marcadores biofisiológicos, como a menarca e a menopausa. O envelhecimento possui alguns diferenciais e, ao falar brevemente, o autor cita três tipos: Comum (fatores extrínsecos presentes); Bem-Sucedido (fatores extrínsecos ausentes) e o Normativo (processo natural de desenvolvimento em fases avançadas da vida -genética/fatores extrínsecos).

Todo o processo de envelhecimento encontra-se baseado em teorias. Existem diversas teorias por diversos autores, baseadas em teorias celular, órgãos e sistemas, populacionais, teorias integrativas. Jeckel-Netto e Cunha (2002) descrevem as teorias do envelhecimento baseadas por Arking (1998), que classifica da seguinte maneira: Teorias Estocásticas têm como base teorias que postulam ser a deterioração associada à idade avançada pelo acúmulo de danos moleculares que ocorrem ao acaso, e dividem-se em: uso e desgaste; proteínas alteradas; mutações somáticas; erro catastrófico; desdiferenciação; dano oxidativo e radicais livres; lupofuscina e o acúmulo de detritos e mudanças pós-tradução em proteínas. Teorias Sistêmicas: interação entre genes e ambiente. Com divisão de metabólica, genéticas, apoptose, fagocitose, neuroendócrinas e imunológicas.

Phelan e Rose (1997) fazem um entendimento do envelhecimento através da biologia do envelhecimento, a pesquisa evolucionária, ligada a investigações genéticas e moleculares. Todas as descobertas dessa pesquisa demonstram a variedade de genes que afetam o período de vida. São conhecidos como genes “relógios”, pois têm a função de controlar todo o mecanismo de processos corporais. Porém há dificuldade de aplicabilidade em humanos. Mas há também a estratégia de experimentos com ratos que exemplificam a teoria de Hayflick sobre a divisão celular – os telômeros. Também considera o ambiente um fator de mortalidade independente da idade. Em ambientes seguros, os seres vivos envelhecem mais lentamente. A restrição calórica é outro fator levantado para o aumento da

longevidade. Isso tudo mostra como os estudos científicos estão acontecendo, e isso deve ser levado em consideração.

Sato (2002) descreve sobre conceitos de envelhecimento baseado nas idéias de Shock (fundador do National Institute of Gerontology dos Estados Unidos): para entender o mecanismo básico do envelhecimento, deve-se estudá-lo no decorrer de toda a vida; esclarecer que envelhecimento não é doença e que é um equilíbrio dinâmico.

Percebe-se que o indivíduo preocupa-se em viver mais, porém este ideal envolve inúmeras atitudes, sendo uma parte pessoal, para que sua vida se torne cada dia mais saudável e, conseqüentemente, que ele viva por mais tempo. Para que isso possa se desenvolver, uma breve divisão da geriatria Preventiva demonstra que este processo inicia-se na infância. Moriguchi (2002) explica a classificação da Geriatria Preventiva, como primária, secundária e terciária. A primária intensifica a idéia da prevenção desde a infância. A secundária trabalha sobre o diagnóstico e tratamento precoce de doenças crônico-degenerativas. E, por último, a terciária tem como finalidade amenizar as disfunções já instaladas, sendo que esta última já não pode modificar algumas seqüelas que possam comprometer a qualidade de vida do indivíduo.

Jeckel-Netto (2000, p.18) destaca a importância da prática de ações preventivas durante o processo da vida do ser humano, para que, ao chegar à terceira idade, esta não seja uma fase interligada a doenças, incapacidades, dependência, solidão, depressão, expondo que, “se quisermos entender o processo de envelhecimento, precisamos aprender mais sobre as mudanças normais associadas à idade que aumentam nossa vulnerabilidade a essas e outras doenças da velhice”.

2.2 ASPECTOS FÍSICOS DO ENVELHECIMENTO

Durante todo o processo da vida do ser humano, pode-se caracterizar que acontecem fases singulares: infância, adolescência, adulto jovem, adulto maduro e adulto idoso, ocorrendo, assim, o processo de envelhecimento, o qual pode ser dividido em idosos jovens, de 60 a 80 anos, e idosos mais velhos, a partir dos 80 anos de idade. Cada fase tem suas características fisiológicas que trazem ao organismo mudanças significativas e que, se não obtiverem atenções específicas, podem, por sua vez, transformarem-se em doenças. Alterando, assim, uma fase natural em doença. Neste momento, serão explanadas modificações físicas naturais durante o processo de envelhecimento.

Segundo Freitas, Miranda e Nery (2002), as alterações fazem parte de um processo biológico, sem serem ocasionadas por doenças. Os autores citam diversas alterações anatômicas, como processos degenerativos da coluna vertebral e osteoporose, que podem ocasionar perda da estatura, aumento da cifose cervicodorsal, reduzindo, assim, o tronco. Há perda da elasticidade da pele, redução de tecido subcutâneo, com ganho de peso, pois aumenta o tecido adiposo e há perda da massa muscular e óssea. A redução da densidade óssea nas mulheres acentua-se na fase pós-menopausa, podendo trazer o surgimento da osteoporose. Outras alterações como perda e embranquecimento dos cabelos, perda do paladar, diminuição da cavidade oral, tornando-se também mais secas e atróficas, desgastes dos dentes e redução de 13 a 15% da quantidade de água corporal.

Para esta pesquisa, é de suma significância compreender o processo de envelhecimento músculo-esquelético, relacionado com a coluna vertebral, força muscular, principalmente dos membros inferiores que são utilizados na deambulação e apoio dos pés e também à postura e marcha.

A degeneração da cartilagem articular, segundo Rossi e Sader (2002, p. 509), foi bem definida: “de longe, contudo, é a idade do indivíduo a principal responsável pela composição da cartilagem”. Ao longo do tempo, há uma diminuição da função reparadora dos condrócitos, na espessura da cartilagem, e a rede

colágena torna-se mais rígida. Para os discos intervertebrais, sua degeneração ocorre pelas rupturas e alterações na composição da matriz.

Moncur (2000) explica a estrutura do disco intervertebral, o qual constitui 20 a 30% da altura da coluna vertebral e seu núcleo pulposo possui conteúdo hídrico de 70 a 90%, perdendo suas propriedades durante a idade. Toda esta estrutura tem a finalidade de proteção dos elementos espinhais no momento em que as unidades funcionais sofrerem cargas excessivas. A partir das alterações como perda hídrica, rupturas do anel fibroso, o disco poderá vir a sofrer colapso, juntamente com o processo degenerativo. Além dos ligamentos permitirem mobilidade, mantém a estabilidade da coluna vertebral, suportando também tensões externas. E estas funções também sofrem degradação, contribuindo no prejuízo da postura do idoso.

Rossi e Sader (2002) complementam que, juntamente com tantas perdas, há perda da massa muscular, sendo esta ocasionada pela excreção da creatinina urinária, responsável pela creatina nos músculos, exibindo uma diminuição de 50% entre 20 e 90 anos. O número de fibras na velhice é 20% menor do que no adulto, pois há uma redução na secção transversal dos músculos com menor densidade muscular e maior conteúdo gorduroso intramuscular, ocasionando, assim, a atrofia muscular pela perda das fibras musculares. Todo este complexo faz com que haja diminuição da força muscular de 15% entre 60 a 70 anos, passando, após esta idade, para 30%, com redução da densidade óssea e menor capacidade aeróbica. Porém, ao falar em idosos fragilizados, sedentários, todas estas alterações intensificam-se, prejudicando outros fatores, podendo causar dificuldade de realizar atividades da vida diária e dependência.

Colaborando com o conteúdo anterior, Frontera e Larsson (2001), descrevem a perda na área transversal e no volume muscular de 10 a 40% através de técnicas como ultra-som, tomografia computadorizada, ressonância magnética, morfometria da musculatura humana total e também pela excreção urinária de creatinina, potássio corporal total. Especificam que 40 a 50% da força, massa muscular e dos motoneurônios e células musculares diminuem aos 80 anos. Sendo que, ao perder tecido muscular, também há o aumento do tecido adiposo e conjuntivo, dificultando a mensuração do perímetro dos membros. Observou-se que

a perda predomina na área transversa das fibras tipo II (rápida) e nas do tipo I se mantém, influenciando no comportamento de contração muscular. Quanto à resistência muscular, há vários fatores que interferem no momento de executar um exercício com intensidade máxima nos adultos idosos, como: aporte sanguíneo reduzido transporte de glicose deficitário, atividade de enzimas oxidativas, densidade mitocondrial, taxa de depreção de fosfocreatina diminuídas. Contudo, tanto Frontera e Larsson (2001) como Brown (2000) relatam que são necessários maiores estudos quanto à unidade motora e resistência muscular, para afirmarem que se existe relação com a idade.

Conforme Chandler (2000), a perda do equilíbrio, que pode ocasionar possíveis quedas em idosos acima de 65 anos, representa uma causa significativa de morbidade e mortalidade. Classifica os fatores de riscos como sendo intrínsecos (do idoso) e extrínsecos (ambientais). Nos fatores intrínsecos cita exemplos como tontura, fraqueza, dificuldade em caminhar, confusão, entre outros. E os fatores ambientais estão representados por superfícies deslizantes, tapetes, escadas e iluminação deficiente.

Para Zinni e Pussi (2003), há diversas causas para quedas de idosos, tais como: neurológicas, cardiovasculares, acuidade visual, instabilidade postural, entre outras. Ao se falar em instabilidade postural, é de suma relevância realizar um trabalho para a melhora e a manutenção da postura, buscando o equilíbrio, fortalecimento dos membros inferiores, propriocepção e autoconfiança do idoso.

Complementando os autores acima, Rossi e Sader (2002) e Freitas, Miranda e Nery (2002) constatam que, a partir de tantas modificações no aparelho musculoesquelético, a marcha e a postura são muito afetadas, podendo dificultar a rotina do idoso. O trabalho preventivo e terapêutico pode ser feito através de atividade física, exercícios específicos para as alterações posturais, para a cinemática da marcha, entre outros.

Para Freitas, Miranda e Nery (2002), um diagnóstico multidimensional, desenvolvendo um plano mais específico de tratamento e de reabilitação, é fundamental perante o processo natural do envelhecimento. Este plano realiza-se

através de uma avaliação Geriátrica Global, fazendo uma abordagem ampla, avaliando todos os aspectos, trazendo maior benefício, tanto na prevenção como em idosos frágeis e doentes.

Moncur (2000, p. 251) propõe que: “quando alguém é solicitado a imaginar a postura de um idoso, com muita frequência, a imagem que surge é a de uma pessoa curvada ou inclinada para frente que, na maioria das vezes, é do sexo feminino e apresenta um alto risco de queda”. A partir destas alterações dos aspectos físicos que ocorrem ao decorrer da idade mais avançada, pode-se destacar que a mobilidade nas atividades diárias, principalmente a marcha que muitas vezes vem em consequência de uma má postura, possui um papel relevante na qualidade de vida.

2.3 A MOBILIDADE NA TERCEIRA IDADE

Um estudo realizado por Maciel e Guerra (2005) em uma comunidade de Santa Cruz/RN com 310 idosos, que corresponde a 10% da população urbana, objetivou um levantamento das causas do déficit da mobilidade desta comunidade. Foi realizado uma entrevista abordando aspectos demográficos, saúde física e mental e o teste para avaliar a marcha. Neste teste, 46,1% da amostra obteve normalidade, 50% apresentou alguma alteração e 3,9% não realizaram o teste. Os resultados encontrados foram três causas mais relevantes que deixam os idosos mais suscetíveis à redução da mobilidade: a própria idade, acima de 75 anos, percepção negativa do envelhecimento, gerando assim sentimentos de insegurança e fragilidade, e o déficit cognitivo (AVC, Parkinson, demência). Na conclusão dessa pesquisa, deram ênfase ao papel do fisioterapeuta na promoção à saúde do idoso. Com informações como desta pesquisa o fisioterapeuta poderá direcionar com mais eficiência o seu trabalho de prevenção e de reabilitação para a população da terceira idade.

Chandler (2000), Bienfait (1995) e Bricot (2001) ressaltam a importância do controle postural e do equilíbrio. Como explicado acima, o centro de gravidade com

o seu papel relevante atua sobre a base de sustentação tanto nas posturas estáticas como dinâmicas. O controle postural depende do sistema sensorial (visual, vestibular e somatosensorial) do sistema efetor (força, amplitude de movimento, flexibilidade e resistência).

Bankoff et al. (2006) realizaram um estudo com o objetivo de analisar a oscilação do centro de pressão através da baropodometria eletrônica nas posições estáticas bipodálica e monopodálica, com os pés descalços, sendo que e uma vez com os olhos abertos e outra com os olhos fechados. Participaram do estudo trinta sujeitos adultos do sexo masculino, com idades entre 21 a 58 anos. Foi usado um Baropodômetro Eletrônico composto de uma plataforma modular da Diagnostic Support Italy.

Na estabilometria bipodálica, as oscilações do centro de pressão não mostram diferenças significativas entre os sujeitos nos testes com os olhos abertos e com os olhos fechados. Com isso, não ficou confirmada a questão de que a visão seja tão indispensável como parece para a manutenção do equilíbrio corporal. A única diferença no desvio padrão para este teste foi devido à discrepância apresentada entre um sujeito e a pequena dificuldade em outros quatro com os olhos fechados. As alterações médias foram menores no teste com os olhos abertos. Porém, no teste monopodálico, a diferença foi significativa, apresentando oscilações bastante superiores. O pé esquerdo com os olhos abertos e fechados mostrou uma diferença maior, pois os sujeitos tiveram bastante dificuldade em manter o equilíbrio com o apoio do pé esquerdo e de olhos fechados, podendo ser atribuído à dominância existente entre os membros inferiores, sendo que este dado não foi observado neste estudo. Quanto à média e desvio padrão do pé esquerdo apresentou-se mais heterogêneo. Confirma-se, com este estudo, a importância do sistema visual na manutenção do equilíbrio e uma maior dificuldade em momentos de apoio unilateral, mas também as diferenças podem mostrar um somatório de fatores mecânicos, antropométricos e neuromusculares.

Em outro estudo de Bankoff et al. (2004) foram analisados cinco sujeitos do sexo masculino, com idade 18 a 25 anos. Foi usado o mesmo baropodômetro do estudo anterior. Foram realizadas análises baropodométricas estáticas e dinâmicas

com e sem calçado com o objetivo de comparação. As análises posturográficas monopodálicas sem calçado e com os olhos abertos e fechados. O aparelho foi calibrado com o tempo de três segundos para cada procedimento. Para a região anterior do pé (ossos metatarsos), valores percentuais em carga, através da pressão plantar na análise dinâmica, foi maior com calçado e sem calçado.

O estudo conclui que na postura dinâmica o percentual de carga e a área de superfície são maiores quando comparada com a postura estática, independente do sujeito estar com ou sem calçado para as regiões plantares anterior, posterior e plantar total, nas análises baropodométricas. Nas análises posturográficas, a única variável que mostrou ser dependente entre os olhos abertos e fechados foi a carga para o pé esquerdo.

Os autores sugerem que para melhorar o equilíbrio torna-se necessário realizar algumas medidas como: praticar atividades físicas, exercícios de alongamento, relaxamento, massoterapia, exercícios respiratórios, realizar pequenos percursos com os olhos vendados, exercícios de balançar os membros superiores e inferiores. Os dois estudos anteriores não foram direcionados às pessoas idosas, mas servem para relevar a importância do trabalho preventivo na questão do equilíbrio, postura, deambulação para os adultos idosos e todos os aspectos que existem neste sistema complexo.

Contribuindo para a questão sobre equilíbrio e postura, Granito (2005), em seu estudo, concluiu que o torque dos músculos flexores e extensores do tronco e a sensibilidade proprioceptiva diminuem com o envelhecimento fisiológico, o que aumenta o grau de cifose torácica. Porém, o envelhecimento adicionado à osteoporose acentua o grau da cifose torácica e o declínio do torque dos extensores do tronco. E, também, Pickles (2000) cita que a redução da atividade física, trazendo fraqueza e perda de tônus muscular, principalmente dos membros inferiores e extensores da coluna, pode prejudicar a postura.

Moncur (2000), Freitas, Miranda, Nery (2002) e Rossi e Sader (2002) descrevem que o aumento da cifose da coluna dorsal pode contribuir para redução da estatura, anteriorização da cabeça e ombros protrusos. São alterações posturais

que atingem a maioria das pessoas, até mesmo pela ação da gravidade e pelas atitudes do cotidiano que nos levam a realizar a anteriorização do tronco. Porém estas alterações podem intensificar-se com a idade juntamente com a redução da lordose lombar, flexão dos joelhos e valgismo nos joelhos e pés.

As alterações posturais citadas acima fazem com que o centro de gravidade se desloque para frente, deixando, assim, o idoso suscetível a quedas e instabilidade postural, alterando a marcha. Considerando que a marcha proporciona grande parte da independência do ser humano, sua preservação torna-se essencial. Pereira et al. (2002, p. 846) destacam que “a marcha humana ou deambulação, é definida como o deslocamento do corpo no espaço, na posição bípede, com um gasto energético mínimo, uma postura aceitável e uma estabilidade adequada”.

Kendall et al (1995) definem a postura-padrão como sendo a postura com as curvaturas normais da coluna vertebral, que consiste em uma curva convexa para frente na região cervical, convexa para trás na região torácica e convexa para frente na região lombar, ocasionando, assim, uma posição neutra da pelve. O ponto-chave encontra-se na posição da pelve, que, ao se encontrar em posição “neutra”, proporciona um bom alinhamento geral do corpo. E, quando ocorre um desequilíbrio, este poderá ser anterior, posterior ou lateral que pode ser de origem muscular, trazendo alterações na pelve, coluna vertebral em geral, membros inferiores e superiores.

Para exemplificar, Rocha, Casarotto e Sznelwar (2003) realizaram uma pesquisa sobre a ergonomia no uso de computadores em 126 escolas de ensino fundamental e médio de São Paulo. Verificou-se nesta pesquisa que a minoria das escolas teria fornecido orientações ergonômicas sobre a postura correta ao manusear o computador. Também, havia em média dois a três alunos para cada máquina, não sendo possível realizar ajustes das cadeiras para as diferentes idades e alturas dos alunos. Com isso, a prevenção de uma postura para o futuro, começa, neste momento, para esta geração que permanece por muitas horas utilizando computadores sem a ergonomia correta. Como será a postura desta geração ao aproximar-se da velhice?

Considerando diversos fatores que circundam o complexo sistema do controle postural estático e dinâmico, destaca-se um fator de grande relevância que é o apoio dos pés, a base de sustentação. Menz et al. realizaram diversas pesquisas direcionadas a influência dos problemas nos pés e nas pernas nas atividades cotidianas em comunidades de idosos.

Em (2001), Menz et al. desenvolveram um estudo com a finalidade de determinar a contribuição relativa da deficiência/debilidade do pé e as medidas do aspecto psicológico para testes de equilíbrio e habilidade funcional. E, juntamente, avaliar os idosos relacionando àqueles com relatos de quedas anteriores, sem quedas e àqueles com uma única queda com problemas no pé. A população foi de 135 sujeitos com problemas no pé, avaliados por um podólogo que questionava se eles referiam dores nos pés sendo que a resposta era objetiva de sim ou não. O relato de dor no pé tinha uma pontuação mais alta do que outras patologias, pois já se considera a dor um maior fator que debilita a habilidade funcional. Os problemas investigados nesta avaliação eram: hálux valgo médio (maior de 15°), moderado (15° e 45°) e o severo (maior de 45°) e sua pontuação da avaliação era de 1, 2 e 3 respectivamente, sendo o hálux valgo severo um indicador na debilidade funcional. Dedos em forma de garra e martelo, calos e calosidades, proeminências ósseas anormais marcavam um ponto. No final destas observações, somavam-se os pontos e registrava como uma variável contínua.

A pontuação de problema do pé apresentou direta relação ao desempenho no teste de estabilidade coordenada e testes funcionais, pois os deslocamentos mais amplos do corpo interferem em um trabalho maior da base, que são os pés e isso causaria deficiência na resposta de estabilidade para quem apresentar problemas nos pés. Na parte dos testes funcionais, o momento de subir e descer escadas e na passada alternada exigem dos pés uma estabilidade e movimentos adequados ao transferir o peso corporal e, no caso de dores, isso ficaria prejudicado. Quanto à velocidade da caminhada também apareceu interferência, porém não tão significativa quanto aos outros testes funcionais.

Limitações ocorreram no estudo, como: estas avaliações, por mais que fossem objetivas, pelo sistema de pontuação de problema do pé é confiável por ser

realizado por podólogos foram, de certa forma, subjetivas e a amostra era de idosos saudáveis e ativos de uma comunidade geral. Na população, foi de 17 pessoas que caíram múltiplas vezes, por isso, em alguns testes, que podem ser fatores de quedas, não foram piores que aqueles que não caíram. A questão observada é que os participantes utilizaram seus próprios calçados e não foi de pés descalços, com isso, não houve controle do calçado. Ressaltando que os sujeitos que apresentavam histórico de diversas quedas mostraram pontuações significativamente mais altas.

Houve uma pesquisa semelhante em que Barr and Menz et al. (2005) investigaram uma ligação entre os problemas nos pés e nas pernas em idosos com a debilidade funcional em uma comunidade de 1000 idosos com idade acima de 65 anos. Foram realizados entrevistas estruturadas face-a-face e exames físicos compactos na casa dos participantes. Segundo os autores, existem estudos em comunidades de idosos mostrando que 9-34% das pessoas entre 65 anos e mais velhas relatam dificuldades nas suas atividades diárias por apresentarem problemas nos pés e nas pernas. Os problemas com maior frequência são patologias na unha, pele, hálux valgo, dor, inchaço, infecções e problemas circulatórios. Mostrando uma relação à restrição do movimento da articulação, fraqueza muscular, dificuldade ao utilizar um calçado que, conseqüentemente, podem vir a prejudicar a mobilidade e causar quedas.

Um valor de 36% da amostra apresentaram problemas do pé e da perna, sendo pessoas com mais idade, mulheres, com pouca escolaridade, que tiveram derrame, problema no coração, osteoporose, artrite, dores crônicas, depressão e com pouca acuidade visual. A partir dos resultados deste estudo, pode-se indicar que um em três idosos refere problemas no pé e na perna, sendo este é um valor considerável em relação aos estudos anteriores. Os resultados desse estudo também indicam que os problemas do pé e da perna são estimadores independentes do status funcional em idosos. Pois sua principal função é manter uma base estável para posição em pé e deambulação e podem relacionar com a restrição da articulação, fraqueza muscular, infecção, problemas circulatórios.

Os pontos mais fortes deste estudo foram uma amostra significativa de idosos e a avaliação objetivas de status funcional com auto-declaração. Porém não

havia dados com maiores detalhes sobre as causas e problemas do pé e da perna e sua relação específica com a medida do status funcional. Juntamente, há a dificuldade de associar os fatores da quedas com o declínio do status de saúde. Contudo foi possível mostrar que os problemas do pé e da perna eram a segunda condição médica mais referida interferindo no dia a dia do idoso. Alguns estudos acharam que a redução da atividade pode levar à dependência e à mortalidade. Em conclusão, os problemas do pé e da perna são comuns em comunidades de idosos na Austrália e são independentes ao desempenho da debilidade funcional após controlar a escala de condições médicas.

Mesmo com algumas limitações, a partir dos estudos anteriores, pôde-se observar a importante relação que existe dos problemas em membros inferiores com o equilíbrio, mobilidade, independência em idosos. Foi ressaltado o grande valor de realizar o cuidado preventivo com os pés, citando até áreas da fisioterapia e da enfermagem como serviços para desenvolver um trabalho de prevenção na manutenção da mobilidade dos membros inferiores em idosos.

Menz et al. (2003) pesquisaram a fim de verificar se havia diferenças nos padrões de aceleração ao caminhar em uma velocidade auto-selecionada entre 30 jovens e 30 idosos. Foram selecionados idosos com risco de queda menor, porém com declínios normais à idade na maior parte dos sistemas psicológicos que influenciam para a estabilidade. A hipótese é que seria semelhante à estabilidade na cabeça e na pélvis, como nos jovens. Os participantes foram solicitados para caminharem em sua velocidade natural, calçavam sapatos amarrados do tipo Oxford. Foram realizados dois testes para cada tipo de superfície.

Os resultados do estudo mostraram que os jovens eram mais altos, o IMC era mais baixo. A acuidade visual era mais fraca nos idosos. Para os idosos a sensibilidade de contraste, percepção profunda, senso de vibração, força de dorso-flexão do tornozelo e do quadríceps na espuma com os olhos fechados apresentaram maior oscilação e mais erros no teste de estabilidade coordenada. O risco de quedas foi maior para os idosos, porém em relação a suas idades, estes participantes apresentam boa qualidade no caminhar e na mobilidade. Quanto à velocidade, foi mais lenta para os idosos, o comprimento do passo foi mais curto e

uma variabilidade maior nas duas superfícies, constatando que realmente a caminhada dos idosos é mais cautelosa, principalmente em terreno irregular.

Os idosos mostraram menores valores de aceleração RMS na pélvis nos três planos e na cabeça apresentaram menor no plano vertical em ambas as superfícies. Quanto aos índices harmônicos, não apresentaram diferenças entre os grupos. Há estudos anteriores que mostram que os idosos com problemas de equilíbrio possuem índices harmônicos menores, mas, neste estudo, conclui-se que os idosos apresentaram estabilidade na cabeça e na pélvis semelhante a dos jovens, mesmo tendo déficits no aspecto psicológico.

A mesma metodologia do estudo anterior foi utilizada por Menz et al. (2005), com o objetivo de avaliar o padrão da marcha com a influência do hálux valgo. Participaram 71 pessoas entre 75 e 93 anos. A análise do caminhar foi realizada similar ao estudo anterior de 2003, o qual apresentava como objetivo constatar se havia diferenças nos padrões de aceleração ao caminhar em uma velocidade auto-selecionada entre jovens e idosos.

Dos 71 sujeitos, 21 não apresentavam hálux valgo, 29 tinham leve, 16 moderado e 5 grave; sendo divididos em dois grupos: sem-leve – 50 sujeitos e moderado-grave – 21 sujeitos. O grupo de moderado a grave apresentava características como: serem mais mulheres, mais velhas, mais baixas, com mais probabilidades de terem lesões nos dedos e piores nos testes de sensibilidade tátil. Este grupo apresentou velocidade mais lenta e o comprimento do passo reduzido nas duas superfícies e quanto aos coeficientes harmônicos também foram reduzidos, ou seja, menos acelerações rítmicas na cabeça e na pélvis. Em relação aos outros testes e outros acometimentos dos pés, não houve diferenças entre os grupos.

Juntamente com estudos anteriores e este estudo, os resultados mostram que o conjunto de força dos membros inferiores, velocidade e o comprimento do passo resultam em um fator de suma importância na caminhada dos idosos. E que a falta de força da perna relacionado com a idade pode ser um ponto determinante de limitação em que pode evitar a queda nos idosos ao caminharem em uma

velocidade similar aos jovens. Portanto os idosos mesmo com menor risco de queda e com melhores habilidades psicológicas alteram seu padrão de caminhada, através da redução da velocidade e o comprimento mais curto do passo, a fim de manter a estabilidade da cabeça e da pélvis intensificando ao caminharem em terrenos irregulares.

Os problemas nos pés têm aumentado significativamente, chegando a 80% dos idosos, porém têm sido deixado sem importância nos relatos de dores, pois analisam ser características comuns do envelhecimento. Ao contrário desta teoria, os problemas dos pés são patologias que devem receber a devida relevância, pois diversos estudos mostram que patologias dos pés podem aumentar o risco de quedas em idosos. Isso acontece devido à decadência na mobilidade e habilidade de realizar atividades domésticas comuns. Há também uma hipótese de estudos que os idosos que haviam sofrido quedas apresentavam uma probabilidade maior de problemas nos pés e que poderia ser realmente um fator de risco para quedas (MENZ et al, 2001).

2.4 BIOMECÂNICA DA MARCHA

A presente pesquisa é direcionada ao apoio plantar, portanto uma breve descrição da biomecânica da marcha e também dos pés e tornozelos torna-se necessária. Kapandji (2000) expõe que o homem urbano, por utilizar calçado, protege em excesso os pés, ocorrendo, conseqüentemente, atrofia na musculatura da abóbada plantar. E que há necessidade de readquirirem o hábito de caminhada em terrenos irregulares, escalada, descida, para que seja trabalhada a abóbada na adaptação destas inclinações do chão, pois é pelo seu afundamento que se tornam possíveis as adaptações dos pés nestes terrenos.

2.4.1 Tornozelo e Pé

Para Haal (2000), o tornozelo apresenta três articulações: tibiotalar, tibiofibular e a fibulotalar. Kapandji (2000) divide o complexo articular do tornozelo em três eixos: eixo transversal, o qual atravessa os dois maléolos pela articulação tíbio-társica e realiza os movimentos de flexo-extensão do pé; Após, é o eixo longitudinal da perna, localizado em menor proporção nas articulações posteriores do tarso, que ocorre pela rotação axial do joelho fletido e corresponde aos movimentos de adução-abdução do pé. E, por último, o eixo longitudinal do pé que condiciona a pronação-supinação, correspondendo a orientação da planta do pé.

Conforme Hamill e Knutzen (1999), os maléolos são feitos pelo encaixe da tíbia sobre o tálus medialmente e a fíbula sobre o tálus lateralmente, sendo que nestas articulações há um suporte forte de ligamentos para a estabilidade. O maléolo lateral projeta-se mais para baixo, têm uma função de proteção para o maléolo medial e, assim, é mais susceptível a entorse, lesões e fraturas. Nesta região dos maléolos, como foi citado anteriormente, há um sistema ligamentar importante. Kapandji (2000) caracteriza os ligamentos laterais como leques fibrosos potentes, sendo que seu vértice se fixa no maléolo correspondente. Os ligamentos laterais são divididos em ligamento lateral externo e interno, anterior e posterior. O ligamento lateral externo é formado pelos fascículos anterior, médio e posterior e realizam o suporte do maléolo externo. O ligamento lateral interno possui dois planos, superficial (ligamento deltóide) e o profundo (fascículo anterior e posterior). Os ligamentos anterior e posterior são como espessamentos capsulares.

Hamill e Knutzen (1999) descrevem sobre os movimentos de flexão dorsal (flexão) e flexão plantar (extensão) que ocorrem na articulação tibiotalar. A amplitude média da dorsiflexão é de 20 graus e o movimento é realizado principalmente pelos músculos tibial anterior e extensores dos artelhos. E o movimento de flexão plantar acontece em torno de 50 graus, sendo produzido pelos músculos gastrocnêmio e sóleo, podendo acontecer assistência dos músculos fibulares e extensores do tornozelo.

Haal (2000) divide o pé em 26 ossos, apresentando as articulações subtalar e mediotársica e as tarsometatársicas, intermetatarsicas, metatasofalangeanas e interfalangeanas. E, para a pesquisa, é importante dividir o pé, segundo Smith, Weiss e Lehmkuhl (1997), em retropé que corresponde ao talo e calcâneo, o mediopé, que comporta os ossos navicular, cubóide e os três cuneiformes e o antepé, que consiste nos metatarsianos e falanges.

Hamill e Knutzen (1999) descrevem que a articulação subtalar representa a articulação do tálus com o calcâneo e que também é denominada de retropé. É esta articulação que sustenta a maior parte do peso do pé. Sua função principal é absorver a rotação do membro inferior no apoio, através dos movimentos de pronação e supinação. Também absorve o choque no momento da pronação na articulação subtalar quando se abaixa o membro inferior durante o apoio do calcanhar. Os movimentos são triplanares e denominados de supinação e pronação.

Haal (2000) expõe que as articulações tarsometatársicas e intermatatársicas facilitam somente movimentos de deslizamento, permitindo que o pé se adapte aos terrenos e superfícies irregulares no momento da caminhada. E as articulações metatasofalangeanas são como condilóideas e interfalangeanas como dobradiças.

Os movimentos de supinação e pronação constituem-se em uma combinação de movimentos. Haal (2000) define que durante a marcha ou corrida, o calcanhar sofre certo movimento de inversão, ao se deslocar para frente ocorre a flexão plantar na região do antepé e, com isso, acontece uma combinação de inversão, flexão plantar e adução, caracterizando o movimento de supinação. Enquanto que no momento do apoio do pé existe uma facilidade de movimento de eversão e abdução e dorsiflexão, sendo assim o movimento de pronação.

As articulações mediotársicas ou também chamada articulação de Chopart consistem nas articulações entre o calcâneo e o cubóide – articulação calcaneocubóidea e o tálus com o navicular – articulação talonavicular. Quando os dois eixos destas articulações encontram-se paralelos, permitem grande mobilidade ao pé, porém, se esses eixos não estão paralelos, o pé torna-se rígido, ocorrendo na

supinação, no momento do pé plano sobre o solo até a retirada dos artelhos no andar. Kapandji (2000) salienta que esta articulação é rica em ligamentos, sendo o mais saliente é o ligamento em Y de Chopart. Composto por dois fascículos que se originam do mesmo ponto na face dorsal da apófise maior do calcâneo e o interno direciona-se para extremidade externa do navicular e o externo orienta-se na face dorsal do cubóide. Outras articulações do pé, como as intertársicas, tarsometatársicas, metatarsofalângicas e interfalângicas participam dos movimentos do pé e artelhos.

Uma descrição detalhada sobre a abóbada plantar é feita por Kapandji (2000), que a define como um conjunto arquitetônico. Possui um papel de amortecedor para a flexibilidade da marcha, adaptação aos diversos tipos de terrenos. A abóbada plantar é constituída por três arcos e três pontos de apoio. Os três pontos de apoio correspondem pela cabeça do primeiro osso do metatarso, cabeça do quinto osso do metatarso e tuberosidades posteriores do calcâneo. Os arcos são anterior, externo e interno.

Os autores Hamill e Knutzen (1999) e Kapandji (2000) descrevem os tipos de arcos. O pé possui três arcos que são formados pelos tarsos e metatarsos. São dois arcos longitudinais e um transversal. O arco longitudinal medial tem como característica ser mais alto e dinâmico que o lateral. Sua trajetória é do calcâneo até o tálus, escafóide, cuneiforme e três primeiros metatarsos. São suportados pela fásia plantar que se prolonga sobre a superfície plantar do pé. Possuem a função de absorção de choque e suporte após o contato com o solo. O arco longitudinal lateral é mais baixo que o medial, fazendo assim maior contato com o solo e tem como função apoiar parte do peso na locomoção, fornecendo suporte no pé. Sua trajetória é constituída pelo calcâneo, cubóide e quarto e quinto metatarsos. Há também o arco transversal formado pelos tarsos e base dos metatarsos, que corre pelo pé e se deprime quando suporta o peso. Quando isto acontece, o antepé se espalha dentro do calçado, sendo necessário um espaço adequado para essa acomodação. Os metatarsos e as falanges constituem o antepé. Sua função é a manutenção do arco metatársico transversal e o arco longitudinal medial com a flexibilidade do primeiro metatarso.

Para Hamill e Knutzen (1999), através da altura do arco medial, são classificados os tipos de pés: normal, pé cavo (arco elevado) e pé chato (arco plano). Subdivididos em pé rígido ou flexível. O pé rígido com o arco elevado é quando não faz nenhum contato com o meio do pé e não apresenta quase inversão ou eversão no apoio. Isto causa deficiência na parte de absorção de choque. A abóbada plantar encontra-se escavada pela contração dos músculos que se localizam na sua concavidade (tibial posterior, fibulares laterais, plantares, flexores dos dedos) ou o relaxamento da musculatura da sua convexidade (tríceps, tibial e fibulares anteriores, extensor comum dos dedos e extensor próprio do hálux). Já, o pé chato é hipermóvel, o apoio no solo dá-se com maior superfície plantar, apresentando enfraquecimento da face medial e ocorre pronação excessiva na fase de apoio. Quanto à abóbada plantar, ocorre ao contrário do pé cavo, principalmente pelo enfraquecimento do fibular lateral longo. Não se pode esquecer que poderá haver qualquer alteração no alinhamento do membro inferior.

Bricot (2001) descreve com detalhes a influência dos pés sobre o equilíbrio postural, sobre as possíveis lesões que podem ser causas ou conseqüências do apoio dos pés. Os pés possuem inúmeras funções, é um complexo proprioceptivo e exteroceptivo, o qual recebe informações dos músculos, articulações e da pele. Com isso, torna-se peça indispensável no sistema postural, dentre as disfunções posturais, pode vir a ser causativo ou adaptativo. Portanto é importante seu exame ao realizar uma avaliação postural.

2.4.2 A Marcha

A marcha consiste em uma atividade cíclica e um sistema interativo complexo com coordenação de várias partes do corpo, predominando membros inferiores, define Nordin e Frankel, (2003).

Santos (2002) expõe que a marcha inicia-se através de um desequilíbrio anterior da cabeça, em que ela cai anterior e o restante do corpo vem atrás trazendo

a base de sustentação, que são os pés. Mostra a ação do sistema cruzado na marcha, que é quando um lado comporta-se como flexor enquanto o outro como extensor, e a cabeça permanece centralizada.

Smith, Weiss e Lehmkuhl (1997) definem que na marcha existem características como: velocidade (m/s), número de passos – chamado de cadência (passos/min) – e um ciclo de marcha que é quando um pé está em apoio e o outro no balanço e sua duração é até o momento que o mesmo pé toca novamente o solo.

Nordin e Frankel (2003) constituem a marcha em duas fases: a de suporte, que consta de 62% do ciclo do passo, e a de balanço, 38%. A fase de suporte apresenta o toque do calcanhar, pé-plano, elevação do calcanhar, empurrão e dedos-fora. A fase de balanço consiste na aceleração, liberação dos dedos do pé e desaceleração.

Rose e Gamble (1998) descrevem o ciclo da marcha mais detalhadamente. A fase de apoio caracteriza-se pelo: duplo apoio inicial - toque do pé e desprendimento do pé oposto; apoio simples – desprendimento do pé e o toque do pé contralateral; segundo duplo apoio – toque do pé contralateral e desprendimento do pé. A fase de balanço é dividida: balanço inicial – desprendimento do pé até a passagem do pé; balanço médio – passagem do pé até a perna vertical; balanço terminal – desaceleração do membro.

Os autores descrevem uma breve ação muscular durante a marcha. Kapandji (2000) descreve o papel da abóbada plantar como amortecedor elástico nestas fases da marcha. No momento do toque do pé ou do calcanhar no solo, ocorre um trabalho excêntrico da musculatura pré-tibial para manter a parte anterior do pé; o tibial anterior é o músculo mais potente. No meio da fase de suporte, há a contração dos fibulares para reduzir a velocidade do movimento anterior corporal sobre o pé, a musculatura intrínseca se contrai até os dedos começarem a sair, controlam a posição do hálux.

No momento do máximo contato, a abóbada se aplaina e, ao mesmo tempo, ocorre a contração de todos os tensores plantares opondo-se ao seu aplainamento,

sendo este o primeiro papel amortecedor, e a abóbada alonga-se. O tibial posterior é o mais forte inversor da junta subtalar, é um suporte dinâmico do arco longitudinal medial e assegura a rigidez do pé na fase dos dedos-fora. Os flexores plantares reduzem a velocidade do movimento dianteiro da tibia sobre o pé. Ao acontecer este movimento de transição entre o chão pela frente, a força muscular posterior e o peso corporal, a tendência da abóbada seria de aplainar ainda mais, porém ocorrem novamente forças dos tensores plantares, sendo assim, o segundo efeito amortecedor. No momento em que os dedos saem fora, é um movimento passivo, a musculatura pré-tibial se contrai durante a fase de balanço, para que o pé fique livre do solo. No final do apoio, quando permanecem somente os primeiros dedos em contato com o solo, a abóbada resiste ao aplainamento pelos flexores dos dedos e, então, o pé termina seu contato com o chão. Este é o momento em que os dois pés se encontram por segundos ao mesmo tempo no chão.

Quanto à cinética da deambulação, Smith, Weiss e Lehmkuhl (1997) citam sobre a força de reação do solo nos momentos de contato do calcanhar no solo e na retirada dos dedos através de mensurações de plataformas de força. Citam também sobre a trajetória do centro de pressão plantar que é o ponto de no tempo e espaço da força aplicada durante o passo.

Nordin e Frankel (2003) enfatizam que durante a caminhada é o momento que se exerce a interferência primária na pressão plantar. Através de estudo, a progressão do centro de pressão plantar (COP); durante a caminhada de pés descalços, ocorre inicialmente no centro do calcanhar, passa rapidamente para o meio do pé e ao chegar à região dianteira do pé a velocidade decresce, mas o pico das pressões nesta região se aproxima 80% da fase de apoio e centraliza-se no segundo metatarsal. Já, outro autor diz que é na terceira metatarsal. No momento dos dedos-fora, o COP localiza-se no hálux e as cabeças metatarsais ficam em contato com o solo pelo menos em 50% da fase de apoio. É importante ressaltar que o COP modifica-se com o calçado, podendo as pressões aumentar nos dedos.

Estes aspectos do centro de pressão plantar e distribuição de carga serão descritos posteriormente com maiores detalhes, através de estudos realizados com plataformas de forças, e palmilhas sensorizadas.

2.4.3 Baropodometria Eletrônica

Lord (1981) fez uma revisão dos estudos que registravam a medida da pressão do pé, enfatizando toda relevância das informações que podem ser adquiridas através de métodos diversos. A distribuição da pressão pé-solo pode ocorrer entre o pé-descalço e o solo, a sola do sapato e o chão e, também, a superfície plantar e a palmilha interna do sapato. Todas as informações são direcionadas a estudos e profissionais diversos. Antes da virada do século, já se iniciaram as técnicas. Beely, em 1882, com o intuito de registrar a pressão do pé, colocou sujeitos em pé sobre um saco fino preenchido com gesso de Paris, esperando que, onde estaria a parte mais profunda, seria o local de maior pressão, mas não foi tão simples, pois as impressões serviram para verificar os formatos dos pés. E, assim, foram surgindo outros experimentos, entre eles, os de Morton. Foi uma das primeiras técnicas para registrar a distribuição pressão-pé, o cinetógrafo, uma esteira de material, de propriedade elástica, de borracha, com a superfície plana e mais abaixo uma superfície de cume preenchida com tinta, a fim de aferir pressão no momento do contato do pé nesta superfície, deixando uma impressão de tinta de linhas paralelas com o comprimento proporcional à pressão. Sendo estas pegadas a amostra dos picos de pressão, tanto em posição estática como em uma fase de apoio do ciclo de caminhada. A partir disso, desenvolveram-se muitos estudos posteriores.

Outro método que Lord (1981) expõe, é a visualização direta, através do barógrafo de Elfman, que consiste em uma esteira de borracha que era colocada sobre uma placa de vidro iluminada abaixo. A pressão do pé contra a esteira, causa projeções nas partes mais baixas, achatando a placa de vidro que, em perfil são piramidais e de baixo a visualização aparece como uma matriz de pontos pretos sobre a luz de fundo. As regiões de alta pressão aparecem mais escuras. O uso de fotografia é bastante útil para visualização direta. Elfman observou a importância do escaneamento opto-eletrônico dos registros para quantificar os resultados. Foi

surgindo a pedografia plástica, que produzia um gráfico 2-D. Nos anos 50, surgiu um segundo momento dos barógrafos.

Com o avanço da tecnologia vídeo-computador e após os microcomputadores e microprocessadores, diversas técnicas visuais foram desenvolvidas para o processo da caminhada. Cavanagh e Michiyoshi também utilizam o computador para produzir ações 3-D com significado visual e quantitativo. As placas de força são sistemas de medida de força eletrônicos com a sensibilidade fornecida pelos cristais piezo-métricos a fim de converter força em pressão em uma variável elétrica equivalente. São medidores de pressão por fio e semi-condutor. Na prática, o sujeito caminha sobre a placa e os componentes de força vertical e distribuição de pressão bruta é registrada. O uso de palmilhas internas de sapato verifica a carga do pé durante a caminhada, mostrando a interação do pé com qualquer sapato. A diferença das placas para as palmilhas é que com a palmilha interna são feitos registros sucessivos durante a caminhada e nas placas os registros tornam-se limitados.

Atualmente, existem dois sistemas mais utilizados para as mensurações de pressão plantar: o sistema capacitivo, que são capacitores dielétricos elásticos e o sistema resistivo, que consiste em usar uma tinta resistiva seca para demarcar a pressão na superfície plantar. Quesada e Rash, (2000) realizaram uma pesquisa que direcionou a coleta simultânea da pressão plantar pelos dois sistemas (PEDAR, Novel Electronics Inc.) para capacitivo e resistivo (F-Scan, Tekscan, Inc. Boston, MA). nas regiões do calcâneo, metatarsos centrais e dedão. A finalidade era determinar se os dois sistemas mediam diferentes picos de pressão nestas áreas, se esses padrões mostram uma variação semelhante e se o sistema resistivo é influenciado pela calibração.

Os resultados das medidas de pico de pressão dos dois sistemas foram influenciados pelo posicionamento dos solados. O sistema resistivo variou significativamente pelas técnicas de calibração. O sistema capacitivo obteve pico de pressão mais elevada quando seus solados foram posicionados em cima dos solados resistivos. Sendo assim, a variabilidade do sistema capacitivo foi menor que do sistema resistivo em cada região.

Os estudos sobre a locomoção humana e sua relação com os pés têm aumentado significativamente. Rose e Gamble (1998) descrevem uma pesquisa realizada em 1945 na Universidade da Califórnia sobre locomoção humana em indivíduos normais e em amputados. Utilizaram-se novas técnicas para medir quantitativamente os aspectos da locomoção como: fotografias para medir os graus de rotações no plano transversal, velocidades e acelerações do corpo, eletromiografia para atividade muscular, uma passarela de vidro com espelhos instalados sobre o vidro para filmar a marcha dos dois grupos. Também foram construídas duas das primeiras placas de força com sensores de deformação, que, instaladas em um trajeto, poderiam registrar a carga vertical, as forças de cisalhamento, o torque e a posição instantânea do centro de pressão em uma fita de oscilógrafo. Esta pesquisa foi a mais ampla da época; foi um marco nos estudos da locomoção humana, sendo possível à comparação das marchas dos amputados e de outras marchas. Atualmente, podem-se ter registros mais abrangentes, pois, com o avanço da tecnologia, melhorou a precisão e a confiabilidade dos registros.

Quesada e Rash (2000) enfatizam que pesquisas com o objetivo de medir a pressão da superfície plantar entre grupos de sujeitos ou comparar dados de um grupo sob inúmeras condições são suficientemente assessoradas com o sistema capacitivo, pois foi o que mostrou uma variabilidade mais baixa.

Segundo Putti et al. (2007) o pé é a estrutura que possui contato direto com o solo tanto na posição estática como na dinâmica. Através do uso de calçados, há auxílio na absorção do impacto das forças de reação do solo. Mas depende da estrutura do calçado e do material utilizado. Existem sistemas que identificam a distribuição da pressão plantar produzida pelos calçados. Putti et al. (2007) tiveram como objetivo medir a repetição do sistema e identificar os valores de pressão plantar normais em adultos saudáveis com o calçado padronizado através do sistema de palmilhas sensorizadas – PEDAR. E podem ser usados para padrões de comparação com casos patológicos ou avaliação de órteses com esta específica marca de calçado esportivo.

Zaro et al. (2005) descreveram a importância das normas da ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas) e como é realizado a avaliação do conforto de calçados no IBTeC - Instituto Brasileiro de Tecnologia em Couros, Calçados e Artefatos, anteriormente chamado de CTCCA – Centro Tecnológico de Couro, Calçados e Afins. O Laboratório de Biomecânica do IBTeC realiza seu trabalho de certificado de conforto aos calçados e suas pesquisas conforme as normas da Associação Brasileira de Normas Técnicas - ABNT. A norma ABNT – NBR 14834 é uma norma geral que estabelece os métodos de ensaio e os requisitos para estabelecer o grau de conforto dos calçados, através da determinação de diversos itens referentes ao calce, tais como: determinação da massa do calçado, dinâmica da distribuição da pressão plantar, da temperatura interna do calçado, do comportamento da componente vertical da força de reação do solo, dos ângulos de pronação do calçado durante a marcha e dos níveis de percepção do calce.

A norma ABNT – NBR 14840 estabelece os níveis de percepção do calce, através de um questionário. O sujeito observa requisitos como a sensação de bem-estar, se o calçado prejudica os pés, o toque agradável, a segurança, a sensação de seco, entre outras e, após, pontua de 1 a 10 cada item. Sendo que a classificação é de muito confortável até muito desconfortável. Só poderá ser confortável o calçado que obtiver 56 a 72 pontos. Existe uma classificação do nível e do índice de conforto.

Outra norma é a ABNT – NBR 14836: esta norma estabelece o método de determinação dinâmica da distribuição da pressão plantar no calçado. É realizada pelo sistema de palmilhas.

O sistema de palmilhas possui imprecisão inferior a 5%. O indivíduo com treino para esteira, caminha em velocidade de $\pm 10\%$ 5 km/h (4,5 a 5,5Km/h) para homens, 4 km/h (3,6 a 4,4Km/h) para mulheres e 3 km/h para crianças. Necessita uma climatização do ambiente de temperatura entre 21º e 25º C e de umidade entre 45% e 55% – conforme norma NBR ISO/IEC 17025.

Zaro et al. (2005) expõe que a Indústria Brasileira obteve um avanço muito relevante Internacionalmente, sendo que o Brasil em 2002 foi o primeiro país a realizar a criação das normas através da ABNT para a avaliação do conforto de calçado.

Nesta presente pesquisa, foram utilizados somente sistemas para medir a distribuição da pressão plantar do tipo capacitivo. Os objetivos em geral do presente estudo englobam a descrição, a análise e as possíveis relações dos picos de pressão com o pé calçado entre um grupo de adultos jovens e adultos idosos. Será utilizado o sistema *pedar[®] novel_{gmbh}[©]* (2005) versão 8.3. Composto por duas palmilhas com 99 sensores do tipo capacitivo, conectados por intermédio de cabos a um sistema de aquisição, que encaminha os dados adquiridos para um amplificador de sinais, sendo capturado por uma placa instalada em um computador onde o sinal é processado por um software de análise em tempo real. O funcionamento do sistema, qualidade e confiabilidade do sinal dependem de uma calibração periódica que segue protocolos do fabricante. Consiste em utilizar um compressor de ar que alimenta uma câmara de pressão, onde são realizadas medidas de compressão mecânicas padronizadas da palmilha sensorizada, através do controle de um medidor de pressão digital e seguindo uma metodologia indicada por software específico *pedar-m calibration*, (*novel_{gmbh}[©]*, 2005). Estes dados de calibração são armazenados na forma de arquivos no próprio sistema gerenciador, sendo utilizado pelos aplicativos do sistema *pedar[®]* a cada vez que se faz a coleta, informando as características da palmilha, de acordo com procedimentos inerentes ao próprio *software*.

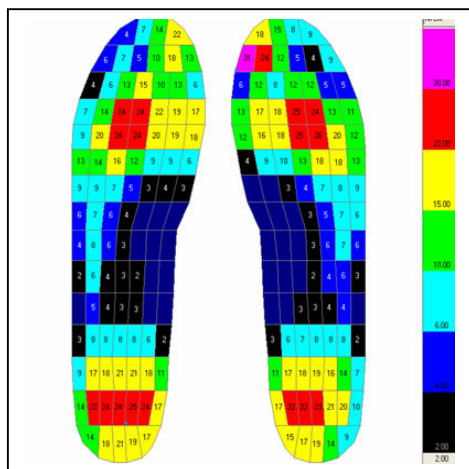


Figura 1- Representação da palmilha sensorizada do Sistema PEDAR.

Fonte: ZARO et al., 2005.

Através do sistema *emed-x[®]novel_{gmbh}[®]* (2004) serão descritos, analisados e relacionados às variáveis de picos de pressão, a área de contato e o COP. É um sistema de medição podográfica, com sensores capacitivos calibrados. Conecta-se diretamente ao computador. Método rápido, com resolução de 1 sensor/cm² e com tempo de 400 Hz, ou em modo de alta resolução de 4 sensores/cm² em um tempo de 100Hz. Este sistema possui base de dados, amplo software pra monitorar pacientes e análise do pé.

Para avaliar a marcha, podem-se ter vários instrumentos, depende do objetivo principal do estudo. Os métodos mais utilizados para análise dos movimentos são cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia. A cinemetria possui uma base em sistemas de imagem para analisar os movimentos humanos, quanto à posição, orientação, deslocamentos, velocidade e aceleração. A dinamometria inclui medidas de força e pressão, as plataformas de forças para medir as forças de reação do solo durante a caminhada, corrida, fixo ou para esteiras. A baropodometria é bastante utilizada nas disfunções biomecânicas dos pés e dos membros inferiores. Permite controlar a distribuição da pressão plantar dos pés em várias patologias como: pés diabéticos e com artrite, analisar as assimetrias da marcha em pós-operatórios, em órteses funcionais, transferência de peso, controlar as disfunções degenerativas dos pés. Enfim, proporciona uma avaliação abrangente do comportamento dos pés. E a eletromiografia, que consiste na investigação específica da ativação muscular durante um movimento específico ou ciclo da marcha (JOÃO, 2006).

2.4.4 A Distribuição da Pressão Plantar

Inúmeros fatores influenciam na função dinâmica do pé, mais propriamente a pressão plantar. Fatores que podem ser de origem estática, cinemática e velocidade (CAVANAGH, et al. 1997).

Através de estudos que mostraram relação da elevada pressão plantar com lesões dos tecidos em pés com diminuição da sensibilidade e dor pela artrite

reumatóide, intensificaram as pesquisas nesta área, admitindo que fatores estruturais do pé predisponham a um aumento dos picos de pressão (CAVANAGH, et al. 1997; QUESADA, RASH, 2000).

A cinética do pé, da marcha, inclui a distribuição de cargas sob o pé, exclusivas da fase de apoio do pé no ciclo da marcha. Segundo Nordin e Frankel (2003), existem muitos estudos sobre este tema, em que há a distribuição de carga no pé. Os autores citam pesquisadores desta área como a de Cavanagh et al., de 1987, que determinou a distribuição em 60% no calcanhar, 8% no meio do pé, 28% na parte dianteira do pé e 4% nos dedos. Sendo que o pico de pressão no calcanhar ocorre 2,6 vezes maior do que na parte dianteira do pé e, mais precisamente, na segunda cabeça metatarsal.

Nestes achados, citados acima por Nordin e Frankel (2003), há uma descrição mais detalhada do estudo de Cavanagh et al. (1987) sobre a distribuição da pressão sob a posição descalça do pé. Com uma amostra de 107 indivíduos, divididos em 66 homens e 41 mulheres. O equipamento para medir a distribuição da pressão foi capacitação de 265 elementos com uma placa com resolução espacial de 1cm x 1cm. A mensuração foi de maneira estática, a pessoa parava de forma confortável sob esta placa com um pé e o outro em uma balança para medir a metade do peso do corpo em cada pé.

Os resultados achados por Cavanagh, foram em pico de pressão de 140,5 KPa com desvio padrão de 30.0 KPa. Foram caracterizados os sujeitos pela idade (em torno de 30 anos), peso de 70 N e altura 1,74 cm. O pico de pressão depende da velocidade e da intensidade. As regiões de picos de pressão foram 2,6 vezes maiores no calcâneo do que na região anterior. A pressão embaixo da primeira cabeça do metatarso foi 27% menor que a pressão na região das outras cabeças. Isto resulta em 60% da carga na região posterior, 8% meio do pé, 28 % região anterior dos dedos (embaixo da segunda cabeça do metatarso) e 4% participam os dedos.

Neste estudo de Cavanagh (1987), o equipamento utilizado mostrou uma variação alta. Uma das causas desta variabilidade significativa pode ser pela

justificativa que Cavanagh (1987) descreveu em seu estudo: esta grande variabilidade nas pressões regionais por serem muito diferentes entre os pés e de diferentes indivíduos, após ter analisado em 107 pessoas os picos de pressão em dez máscaras em posição estática em uma plataforma de pressão. Em nenhuma máscara o coeficiente de variação foi inferior a 20%, no meio do pé região medial foi de 70,3% e no meio do pé lateral foi de 52,5% e no hálux foi de 113,3%. Juntamente com estas justificativas lembra-se que o equipamento não era tão preciso quanto o que existe disponível atualmente.

Kapandji (2000) descreve sobre a distribuição das cargas na abóbada plantar e cita que, segundo Morton, 1935, o calcanhar recebe metade do peso. Se for aplicado 6 kg sobre o pé, um se desloca para o apoio ântero-externo, dois para o apoio antero-interno e três para o apoio posterior.

Lord, Reynolds e Hughes (1986) realizam uma revisão dos achados clínicos dos padrões estáticos e dinâmicos normais dos pés descalços. Na posição em estática, há uma grande discussão sobre a distribuição da carga do pé entre seus apoios, como: o calcanhar e a parte da frente do pé são iguais; ou que há uma proporção de carga 5:3 do calcanhar e frente do pé; ou calcanhar suporta entre uma e três vezes a carga da parte da frente do pé e o centro de pressão localizado entre 50 a 15 mm na frente da articulação do tornozelo e dos dedos com carga frontal de 5 a 10%. Através de diversos estudos, autores como Aharanson et al., propõem 43% da carga anterior. Outro pesquisador, Ghost et al., também expõe 40% anterior e 60% na parte posterior. Morton já divide que cada cabeça dos metatarsos suporta carga igual, exceto a primeira, que suporta duas vezes a carga das outras. Jones mostra que uma proporção da primeira às outras cabeças é de 1:2, 5. E Arvikar e Seireg demonstram que a carga frontal localiza-se na terceira cabeça do metatarso.

Nesta mesma revisão Lord, Reynolds e Hughes (1986) abordam a análise para padrões de pressão dinâmica, em que, geralmente, uma placa de força é utilizada em laboratórios. No desenvolvimento de um único passo sobre a placa de um ciclo de caminhada é registrado a força total. Determina-se o ponto de aplicação que é o COP desta força de reação do solo pela análise de proporção de força suportada por cada região da placa. A dupla, força de reação e a posição do COP

deste passo poderão fornecer informações sobre a distribuição bruta da pressão durante o passo. O fator vertical da força de reação é a integração da pressão sobre a área total em contato e o COP é o centro do primeiro momento da pressão sobre a mesma área.

Neste processo da trajetória, os autores descrevem que o primeiro contato que acontece é do pé com o chão pelo impacto do calcanhar, o pé rola sobre o chão e a força ocorre no seu primeiro pico sustentado (10 a 20% acima do peso corporal). Após, o segundo pico (abaixo do peso corporal) é antes da retirada no término do passo. Relatam a pesquisa de Grundu et al. (apud LORD; REYNOLDS; HUGHES, 1986), um estudo simultâneo da trajetória do COP e um vídeo de contato plantar: o contato do calcanhar ocorre bem atrás sobre o calcanhar enquanto que o COP dirige-se à frente com rapidez conforme a força aumenta. No início da fase do suporte do pé, a região frontal do pé encontra-se em contato também e o COP move-se pela linha média, em direção à região do médio-pé. O primeiro pico de pressão ocorre quando o COP está bem à frente da bola do calcanhar e as cabeças dos metatarsos fazem contato. O segundo pico é no momento que o calcanhar está deixando o chão e os dedos estão em contato e esta fase ocorre por um tempo considerável e dá início a trajetória mover-se para fora da linha média medialmente em direção ao hálux.

Sugestões ocorrem como: que a região frontal do pé sustenta três vezes mais carga que a do calcanhar e o tempo de sustentação também é maior no ciclo de caminhada. Leva-se em consideração que há variabilidade entre os indivíduos quanto a cargas da superfície plantar, porém, de uma forma geral, torna-se similar. Os componentes pressão/tempo integram como indicadores sensíveis de função, que podem, em seus valores anormais, levar a dor ou ulcerações. As durações das regiões do pé em contato com o solo foram relatadas por vários autores: McMaster que 15% está posterior do pé; 58%, na parte média do pé; 63%, metatarso; 60%, dedão. Soames mostra 60%, calcanhar e médio-pé; 80%, metatarso; 50-55%, dedos do pé. Resultados de 40 pés 43%, calcanhar; 51%, metatarso; 45%, hálux. Uma força de troca sobre calcanhar e a parte frontal do pé foi achada de 500 KPa. No estágio inicial do contato da parte frontal do pé, a carga no metatarso ocorre pela

força de reação do solo e após, pela articulação metatarsofalangeana que tem tendência de ser mais axial.

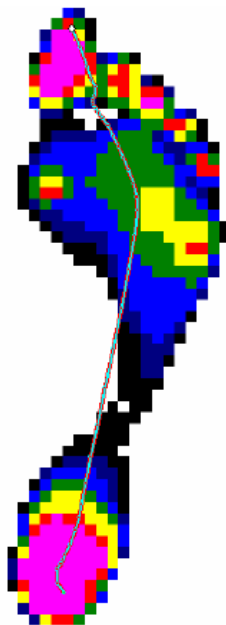


Figura 2 - Representação da trajetória do centro de pressão plantar através do Sistema EMED.

Fonte: NOVEL. Manual scientific, 2004.

Outra pesquisa foi realizada sobre o centro de pressão plantar com o uso de calçados de saltos altos. Estes podem ocasionar instabilidade do pé na fase de apoio durante a marcha, ocorrer torções no tornozelo e, até mesmo, ocasionar quedas. Gefen, Medigo-Ravid, Itzchak, e Arcan (2002) realizaram um estudo para analisar a fadiga muscular e a estabilidade do pé através dos desvios da trajetória do centro de pressão na caminhada com salto alto. Após a prática dos testes notou-se que, no teste de fadiga para as mulheres que usavam salto alto, os músculos fibular longo e gastrocnêmio lateral resistiram menos à fadiga comparada com as mulheres que não usavam salto alto. Os valores médios excêntricos do centro de pressão sobre o calcanhar e as cabeças dos metatarsos durante o apoio médio em condições de fadiga durante a caminhada nas mulheres de salto baixo foram medial. E para as mulheres com salto alto foi anormalmente lateral sendo assim um indicativo de instabilidade do pé. O músculo fibular longo trabalha para a manutenção da estabilidade do tornozelo, protegendo-o de torções e foi ele que apresentou ser mais suscetível à fadiga nas mulheres de salto alto.

A conclusão do estudo acima enfatiza que uma diminuição do comprimento dos músculos e tendões da panturrilha, gerando uma redução do movimento do pé, relaciona-se ao envelhecimento normal entre homens e mulheres, sendo acelerada em mulheres que fazem o uso de salto alto. Sugerem que, associado com diminuição da força muscular pela fadiga, pode vir a ser a causa parcial de quedas em mulheres mais velhas que podem fazer uso de calçados de salto alto.

Os estudos anteriores mostram a distribuição plantar através do pico de pressão e do centro de pressão em valores considerados dentro da normalidade em sujeitos sem alterações dos membros inferiores. O estudo seguinte foi realizado na Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC por um grupo de médicos ortopedistas que objetivaram a análise em pacientes pós-cirúrgicos de fratura de calcâneo. Este aspecto torna-se importante no tratamento clínico, principalmente do conhecimento da fisioterapia, para direcionar com maior ênfase a reabilitação do paciente.

Contreras et al. (2004) registraram o desenvolvimento do centro de pressão plantar (COP) em pós-operatório para verificar a evolução da cirurgia. Ao analisar o COP do pé fraturado e do pé não fraturado mostraram que a trajetória do COP no pé fraturado foi menor. Considerando que a trajetória normal do COP é do calcâneo até o hálux, os pacientes apresentaram três comportamentos diferentes: em 61% dos casos, o deslocamento foi até a região da segunda e primeira cabeças dos metatarsos, em 27% foi até o médiopé e 11% o COP não saiu do retropé. Com isso, concluiu-se que essas alterações se deram ao déficit da transferência do peso para o antepé no momento da caminhada, havendo sobrecarga do retropé. Pode estar relacionada com a limitação do movimento subtalar e túbio-társica com fraqueza do tríceps sural com déficit da impulsão. Através desta pesquisa, chegaram à conclusão que somente voltar a caminhar não é o suficiente e sim ter uma marcha adequada podendo dar qualidade ao paciente.

Outro aspecto importante o qual interfere no apoio plantar foi pesquisado por Cavanagh (1999) sobre a espessura dos tecidos moles da região plantar durante o contato com o chão ao caminhar. Dentro do aspecto plantar do pé, as regiões da

cabeça metatarsal e do calcanhar tem como função auxiliar o amortecimento aos ossos subjacentes e, até mesmo, do corpo em geral. O objetivo principal desta pesquisa foi medir as mudanças do amortecedor embaixo da segunda cabeça metatarsal durante o caminhar através de uma sonda transmissor-receptora linear onde sua superfície ativa ficasse ativada com a superfície da caminhada.

Nos resultados, foram captadas imagens do côndilo metatarsal e da parte do aspecto plantar da diáfise metatarsal e uma imagem da espessura tecido versus tempo para um completo contato do pé com o solo. Começa no primeiro contato da cabeça do metatarso e termina no contato final do metatarso. Mostra-se a tensão do tecido macio baseada na medida da espessura sem carga. A compressão foi rápida nos primeiros 250ms de contato e mais vagarosa pelos seguintes 450ms. Foram captados dados de força-deformação e força-tempo. Este último, foi após a utilização do ultra-som com o mesmo método de caminhada em uma plataforma de distribuição de pressão Novel EMED SF. Ao aumentar o tempo de contato, aumentou a compressão e diminuiu a deformação e a tensão. O tecido auxilia na redução da deformação e da tensão.

Já se tem referido (CAVANAGH, 1997) que a espessura do tecido da cabeça metatarsal é importante para auxiliar na diminuição da pressão. Sendo que em pés neuropáticos onde os apoios metatarsal sofrem deslocamentos pelas alterações ósseas, deixando expostas as cabeças metatarsais de tecidos macio ocorrendo ulcerações.

Burnfield et al. (2004) realizaram um estudo para verificar se em adultos mais velhos a pressão plantar e a força de reação vertical do solo é maior com velocidade mais rápida e também em pés descalços. Participaram vinte adultos saudáveis (10 homens e 10 mulheres), com idade de 55 a 85 anos, idade média de 69 anos, altura média de 170,9 cm e o peso médio de 78,5 kg. Foram testados com pés descalços (solas internas de pressão PEDAR fixadas na parte de baixo dos pés com uma meia de nylon e fita) e na caminhada de pés calçados foram colocados os sensores de pressão entre o pé e a palmilha do calçado como o mais confortável de cada sujeito. A velocidade foi controlada por disparadores fotossensíveis.

Os achados do estudo foram que ao aumentar a velocidade, aumentou a pressão embaixo do calcanhar, metatarsos medial e central e dedos. E previamente foi constatado também em adultos jovens de Nilsson e Thorstensson, de 1989. E durante a caminhada com o pé descalço, os valores foram 16% mais baixos às do pé calçado. Com isso, a área de contato não variou significativamente na comparação dos pés calçados e descalços. Os valores de pressão foram mais baixos no calcanhar e metatarsais centrais durante a caminhada com o pé calçado.

O estudo mostrou que a área de contato nos idosos não aumentou pela razão de que, ao apoiar o calcanhar, os septos fibrosos densos que fornecem uma região de suporte normalmente nos idosos, são alterados e o apoio pode sofrer uma atrofia, ocorrendo o enfraquecimento do calcanhar embaixo das cargas mais baixas associadas à velocidade devagar Jass et al., de 1992. Em sua conclusão: para adultos mais velhos torna-se aconselhável o uso de calçados com solas macias e velocidades moderadas reduzem os picos de pressão e pico médios embaixo do calcanhar e das regiões centrais dos metatarsos. Pois, pressões plantares elevadas contribuem para ulcerações e até mesmo amputações nos casos de diabete.

Hessert et al (2005) enfocam a importância da pesquisa na distribuição plantar durante a caminhada em pessoas idosas e que esta se encontra ainda bastante escassa. A grande importância apresenta-se que pela análise deste fator pode-se chegar a descobertas de instabilidade na deambulação do indivíduo e, conseqüentemente, eleva-se o risco de quedas. Neste estudo, foram analisados nove jovens com idade média de 30 anos e seis idosos apresentando idade média de 68.7 anos. E as variáveis a serem analisadas (em suas médias e para cada passo) para cada máscara: pressão máxima, força máxima, pressão média, força média e carga relativa. Hessert et al. (2005) utilizaram o sistema de palmilhas internas que apresentavam 99 sensores capacitivos, com aquisição dos dados mostrando a pressão para cada sensor em 50 Hz.

Os autores da obra descrevem que quanto à velocidade, aos intervalos das passadas e ao tempo entre os ciclos de caminhada e a carga relativa não apresentaram diferenças entre os dois grupos. Porém não foi avaliado o arco do pé, assim não foi possível confirmar a alteração de achatamento do arco em relação à

idade. Com todas as descobertas há a advertência de que o fator de declínio na pressão em relação à idade não esteja tão relacionado com o achatamento do arco longitudinal ou de que o comprimento da passada também contribuísse à pressão e força mais baixa no momento do impacto do calcanhar.

Hessert et al. (2005) transportam estas descobertas para o cotidiano dos idosos, que apresentam um passo com propulsão mais baixa no toque do calcanhar e final dos dedos, pressão do pé lateralizada, diminuindo a estabilidade do tornozelo, ocasionando assim desequilíbrios, deslocamento anterior e maior adaptação ao solo em que caminha.

2.4.5 Aspectos Clínicos do Pé na Distribuição da Carga Plantar

Através de muitas pesquisas e ainda fatores com pouca compreensão, apresentaram-se aspectos influenciadores nos padrões de pressão plantar. Aspectos estes como: velocidade na caminhada, cadência e comprimento do passo, altura, peso corporal, amplitude de movimento do tornozelo, deformidades dos dedos. Menz e Morris (2005) objetivam sua obra com determinantes clínicos das forças plantares e das pressões no momento da caminhada e em pessoas mais velhas. A população estudada nesta obra foi de 172 pessoas com idades entre 62 e 96 anos; com média de 80 anos.

Segundo os autores, cada um destes testes pode-se correlacionar às medições do arco longitudinal medial, obtidas nas radiografias. E, no aspecto das deformidades do pé, foi verificado hálux valgo, calos e calosidade e menores deformidades. Um teste de pressão de papel registrou a força dos músculos plantar-flexores dos dedos e sensibilidade tátil da 1ª metatarsal-falangeana, através de um estensiómetro de pressão.

As descobertas encontradas pelos testes clínicos em relação ao peso corporal foram que há interferência do peso nas cargas do pé, porém não de forma

exclusiva. E estudos anteriores também mostram que pessoas obesas apresentam pressões do pé elevadas. Ao que se refere à força máxima houve, 34% da variância e 16% em picos de pressão. Quanto à carga do calcanhar, neste estudo, a velocidade da caminhada interfere na força máxima e pico de pressão juntamente com movimentos de dorsi flexão do tornozelo. Morag e Cavanagh, 1999, já haviam descrito que a velocidade e a espessura do apoio do calcanhar relacionam-se no pico de pressão do calcanhar. A força máxima e pico de pressão na parte medial do pé apresentaram associação com o peso e índice do arco. Morag e Cavanagh expõem que no índice do arco aumentado (pé chato), a carga é elevada. O pé chato possui abaixamento do arco medial na fase de apoio médio e isto aumenta a carga na parte média do pé na fase de apoio.

Em relação à região frontal do pé, houve associação com a primeira metatarsofalangeana. Quando há uma limitação do hálux, a primeira articulação metatarsofalangeana apresenta-se com seu movimento reduzido, gerando menos força na propulsão. Também a carga elevada na região frontal do pé ao pé cavo. Foi observado neste estudo que a força plantar contribui para a estabilização dos dedos na propulsão. Portanto força plantar baixa gera força menor no hálux. E severidade do hálux valgo aumenta força máxima embaixo do hálux e do movimento de dorsoflexão da primeira metatarsofalangeana, e Mueller et al descrevem que faz com que o dedão não seja tão eficaz no suporte do peso na fase de propulsão.

Aspectos como velocidade, sensibilidade tátil, calos, calosidades, dedos em martelo não mostraram influências significativas em pessoas mais velhas sem queixas. Mas outros estudos mostraram que há relação em sujeitos com diabetes. De maneira geral, conclui-se neste estudo que testes clínicos simples e práticos do tornozelo e pé e a avaliação do peso corporal auxiliam na análise da distribuição das cargas do pé em pessoas mais velhas, principalmente nas três regiões, parte média do pé, 1ª articulação metatarsofalangeal e hálux.

Scott et al. (2006) realizaram um estudo com o mesmo método do estudo de Menz e Morris (2005), porém 100 participantes, 50 jovens saudáveis e 50 idosos. Foram feitos todos os testes, as forças e pressões plantares do pé direito (calcanhar, meio pé, primeira, segunda, terceira e quinta metatarsofalangeana, hálux e demais

dedos) foram registradas pelo sistema MatScan (Tekscan, Boston, MA) dinâmico de pé descalço. As características das amostras foram pessoas idosas mais baixas, IMC mais alto, porém não havia diferença no peso corporal. Idosos apresentam ter pés mais planos/pronados, gama de locomoção do tornozelo e da primeira metatarsfalangeana mais reduzida, maior predominância de hálux valgo e de deformidades nos dedos, fraqueza muscular de flexão e extensão do hálux, redução da sensibilidade tátil e da força e da pressão no calcanhar, região anterior do pé lateralmente e hálux, apresentando maior tempo relativo no calcanhar, meio do pé e metatarsfalangeanas.

Quanto à postura do pé, gama de locomoção, sensação e força já estão demonstradas em estudos anteriores. Evidenciando que diversos estudos a associação do envelhecimento com as mudanças significantes nas características músculo-esquéticas sensoriais do pé.

A força e a pressão diminuídas na região lateral do pé foram correlacionadas as variáveis de postura do pé, quanto mais plano o pé menor a carga lateral. Song et al. descobriram que pés planos mostram deslocamento medial maior do centro de pressão do pé.

Também se descobriu que através do hálux valgo a força máxima e a pressão embaixo do hálux poderiam encontrar-se reduzidas – Mueller et al e Menz e Morris. O hálux valgo diminui a propulsão da primeira metatarsfalangeana, juntamente com a diminuição da força do dedo e da flexibilidade do tornozelo. O tempo de contato em porcentagem em idosos foi maior, exceto no hálux e dedos menores, indicando um caminhar menos propulsor em idosos. Esta questão é apoiada pelo comprimento do passo que foi mais curto. Quanto mais curto o comprimento do passo, mais longo o tempo de contato. E intensifica pensando que uma aceitação do peso mais cautelosa na presença de diminuição da sensibilidade tátil. A postura do pé indica que quanto mais plano o pé, maior a duração relativa da carga no meio do pé e mais curta a duração da carga da parte frontal lateral do pé.

Não foi avaliada a questão do tecido mole e que pode fornecer informações nos padrões de força e pressão no calcanhar. Outra limitação é que todos os idosos

não apresentavam problemas nos pés e torna-se possível a hipótese que idosos com problemas nos pés tenham associações com as variáveis da carga plantar.

Achados clínicos importantes foram questionados pela pesquisa de Cavanagh et al. (1987), como: entre o pico de pressão e o peso corporal não houve correlação. Tanto que mulheres com menores pesos que os homens apresentaram picos maiores, mas não deve ser ignorado. Fatores determinantes para os picos de pressão podem ser vistos pela arquitetura do esqueleto, variação da anatomia e a composição e localização das placas de gordura plantar que distribui o peso. Pois, há uma localização focal de distribuição de pressão abaixo de uma proeminência óssea. Há uma grande variabilidade da distribuição de peso entre os indivíduos. Em pés planos o pico de pressão e a distribuição do peso no médio pé foram pequenos. Em pés cavos deve-se considerar uma tendência de ser maior a pressão na região na frente do pé. Não havendo apoio na teoria trípole da sustentação do peso, que seria que as correlações de ambos os picos de pressão e distribuição da carga debaixo das cabeças dos metatarsos medial e lateral e as regiões do calcâneo seriam mais altos.

Outro aspecto que pode interferir na pressão plantar foi pesquisado por Menz et al (2007) que é sobre a influência da presença de calos no aumento do pico de pressão em 292 idosos entre 62-69 anos de idade. Iniciou o estudo com um questionário sobre histórico médico, avaliação do pé (observando hálux valgo, deformidades, calos e calosidades), velocidade do caminhar por cronômetro em 10m e a medida da pressão plantar foi com o pé descalço – MatScan. Foi analisado o pé direito, dois passos e três testes com máscara de 5 regiões: hálux, outros dedos, primeira metatarsofalangeana, segunda metatarsofalangeana e terceira a quinta metatarsofalangeana. O tamanho do efeito foi de pequeno a médio.

Os resultados mostram que os locais com calosidades apresentaram picos de pressão mais altas, exceto na primeira articulação metatarsofalangeana e dedos com aumento médio de 9-12%. As explicações por não apresentar diferença significativa na primeira metatarsofalangeana e dedos pode ser por não terem feito distinção entre o local das calosidades desta articulação. Estes resultados concordam com Potter e Potter, mas o número de 25% menor neste estudo. Pode-

se explicar esta diferença pelo grupo com calosidades de Potter e Potter que tinha média de idade mais velha (67 anos) do que o grupo sem calosidade (48 anos). Pois com o avançar da idade aumenta as chances de deformidade como hálux valgo e deformidades dos dedos.

Estas lesões podem ocorrer através dos calçados ou por forças tangenciais no momento da propulsão, mais do que aumentos dos picos de pressões verticais. Quanto aos dedos, a amostra foi pequena (22 pessoas com calosidades nos dedos). E com o pé descalço pode não dar o devido valor a magnitude da pressão pelos dedos e com o pé calçado o prolongamento dos dedos na propulsão é contraído por uma parte pelo calçado.

Neste estudo há uma dificuldade em definir a causa dos aumentos dos picos de pressão e as calosidades. Se o aumento dos picos de pressão levam a calos ou os calos se formam por outros motivos e com isso levam ao aumento dos picos de pressão. As calosidades podem surgir em locais com aumento dos picos de pressão e contribuir para aumentar mais ainda.

Tratamento e prevenção com calçados, intervenções ortóticas, mostram uma redução da espessura da calosidade pelo uso de órtese. Uso de palmilhas que absorvam impacto com remoção do tecido morto. Estudos mostram que as calosidades dificultam o equilíbrio e a debilidade funcional. Em conclusão, este estudo confirma que as regiões calosas do pé (com exceção da primeira articulação metatarsofalangeana e dos outros dedos) exibem aumento de pressão pico significativo durante o caminhar.

Um fator clínico importante é quanto ao tipo de arco do pé. Um equipamento utilizado clinicamente e até mesmo para confecções de palmilhas é o pedígrafo. Usado pela impressão do pé em tinta de carbono. Oliveira e Otowicz (2004) analisaram o apoio dos pés no chão e sua correlação com as disfunções biomecânicas da articulação ílio-sacra. O objetivo era definir o tipo de arco antes e depois de uma manipulação osteopática de uma disfunção da articulação ilio-sacra. Para validar as impressões plantares o pedígrafo foi o equipamento utilizado. Os registros foram efetuados antes e depois da manipulação. A posição da coleta das

impressões plantares era unipodal, estática e de pé descalço. Após a coleta, traçaram-se as linhas de referência e a divisão das áreas caracteriza-se pelo antepé, mediopé e retropé. Posteriormente ao pedigrama, analisam-se as impressões e classifica-se o tipo de arco. Oliveira e Otowicz classificaram pelas obras de Valenti, de 1979; apud Barroco, 2003. Sua classificação de pé plano que mostra o pé cavo ao ter largura do mediopé menor que $1/3$ do antepé. O pé normal à largura do mediopé correspondente a $1/3$ do antepé. Quanto ao pé plano há quatro graus. Grau um, quando a largura do mediopé superior a $1/3$ a largura do antepé. Grau dois, a medida do mediopé superior a metade do antepé. Grau três o pé mostra a medida do mediopé superior à do antepé. Grau quatro caracteriza o pé plano com abaulamento da borda medial, com a imagem semilunar lateral.

Santos (2001) também cita a análise das pegadas através da impressão plantar após a pintura da sola do pé. Sendo assim possível o diagnóstico do tipo de pé: chato, cavo ou normal. Existem estudos diversos sobre a questão do arco plantar, como foi citado anteriormente, portanto, nesta pesquisa a coleta foi realizada pelo equipamento pedígrafo.

3 MÉTODOS

3.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

A presente pesquisa é quantitativa, observacional, transversal.

3.2 TEMA

Descrever os parâmetros do pico de pressão, da área de contato e do centro de pressão plantar (COP) entre as regiões anatômicas dos pés de adultos jovens e adultos idosos, verificando as possíveis relações nos aspectos biomecânicos das variáveis.

3.3 OBJETIVO GERAL

O objetivo do estudo é analisar, descrever e comparar os dados colhidos dos indivíduos adultos jovens e adultos idosos dos picos de pressão, da área de contato e do COP realizados através da baropodometria eletrônica dinâmica.

3.4 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Analisar os aspectos biomecânicos do pico de pressão, área de contato plantar e o COP em grupos de adultos jovens e adultos idosos, colhidos pelo sistema EMED.

2. Analisar os aspectos biomecânicos do pico de pressão pelo sistema PEDAR.

3. Descrever os resultados dos dados dos grupos de adultos jovens com os dos adultos idosos.

4. Verificar as relações nos aspectos biomecânicos das variáveis: picos de pressão, área de contato e o COP.

3.5 PROBLEMA

Que diferenças significativas existem entre adultos jovens e adultos idosos nas descrições dos aspectos biomecânicos do pico de pressão, área de contato plantar e o COP?

3.6 HIPÓTESES

1. Há diferença significativa dos aspectos biomecânicos do pico de pressão entre os dois grupos.

2. Há diferença significativa dos aspectos biomecânicos da área de contato plantar entre os dois grupos.

3. Há diferença significativa dos aspectos biomecânicos do COP entre os dois grupos.

3.7 VARIÁVEIS

As variáveis correspondem ao pico de pressão, área de contato e a trajetória do COP.

Pico de pressão consiste na representação máxima de pressão ocorrida na região do retopé, mediopé e antepé durante o contato com o solo e sua medida é em Kilo Pascal (KPa) pelo sistema PEDAR. E através do sistema EMED o pico de pressão ocorre nas regiões do retopé, mediopé, antepé e hálux e dedos.

A área de contato constitui a área total em cm^2 a qual o pé toca o solo, nas regiões do retopé, mediopé, antepé e hálux e dedos sendo sua análise pelo sistema EMED.

O centro de pressão plantar é medido através de sua linha regional, sua trajetória identifica as regiões de maior pressão no momento do apoio do pé ao solo. Sua análise realizada através do sistema EMED e pela localização do primeiro toque do calcanhar e a saída dos dedos.

3.8 AMOSTRA

O universo da presente pesquisa são adultos jovens entre 25 a 40 anos e outro grupo de adultos idosos a partir de 60 anos.

A amostra da pesquisa caracteriza-se em 29 indivíduos do grupo de adultos jovens e 29 indivíduos do grupo de adultos idosos selecionados pelos critérios de inclusão. O cálculo do tamanho da amostra foi baseado nos artigos BURNFIELD, J.M.; FEW, C.D.; MOHAMED, O.S.; PERRY, J. ***The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults.*** Clinical Biomechanics (2004) 19: 78-84; HESSERT, M.J.; VYAS, M.; JASON, L.; HU, K.; LIPSITZ, L.A.; NOVAK, V. ***Foot pressure distribution during walking in young and adults.*** BioMed Central Geriatrics (2005) 5: 8. CAVANAGH, P.R.; RODEGERS, M.M.; LIBOSHI, A. ***Pressure distribution under symptom-free during barefoot standing.*** Foot & Ankle (1987) 7: 262-76.

Para um nível de significância de 5%, um poder de 90% e um tamanho do efeito de no mínimo 0,9, obteve-se um total de 56 sujeitos, sendo 28 jovens e 28 idosos.

Os voluntários foram convidados a participar da pesquisa através de indicações de um médico geriatra, fisioterapeutas, relacionamento da pesquisadora, população em geral e indicação dos próprios participantes. A partir de auto relatos foram considerados os critérios de inclusão: para o grupo de sujeitos adultos jovens com idade de 25 a 40 anos e para o grupo de adultos idosos com idade acima de 60 anos, de gênero masculino e feminino, sem apresentar queixas físicas. Caracterizou-se como critérios de exclusão indivíduos que apresentassem doenças cardíacas e respiratórias graves, surdez, doença neurológica, demência, neuropatia periférica e condições músculo-esqueléticas que limitassem a locomoção, discrepância significativa entre os membros inferiores, cirurgias de coluna e membros inferiores, obesidade (índice de massa corporal acima de 30), diabete, gravidez, artrite reumatóide, artrose severa, dedos em garra, em martelo e hálux valgo.

3.9 COLETA DE DADOS

A pesquisa foi desenvolvida no Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos – IBTeC, localizado na rua Araxá, 750 - Bairro Ideal em Novo Hamburgo/RS. Este Instituto dispôs de toda estrutura com o apoio do Centro Brasileiro de Engenharia do Calçado (CEBEC) para desenvolver entrevista e a utilização da baropodometria eletrônica.

3.10 INSTRUMENTOS DE MEDIDA

O sistema *pedar[®] novel_{gmbh}[®]* (2005) versão 8.3 é composto por duas palmilhas com 99 sensores do tipo capacitivo, conectados por intermédio de cabos a um sistema de aquisição, que encaminha os dados adquiridos para um amplificador

de sinais, sendo capturado por uma placa instalada em um computador onde o sinal é processado por um *software* de análise em tempo real.

O funcionamento do sistema, qualidade e confiabilidade do sinal, depende de uma calibração periódica que segue protocolos do fabricante. Consiste em utilizar um compressor de ar que alimenta uma câmara de pressão, onde são realizadas medidas de compressão mecânicas padronizadas da palmilha sensorizada, através do controle de um medidor de pressão digital e seguindo uma metodologia indicada por *software* específico *pedar-m calibration*, (*novel_{gmbh}*[®], 2005). Estes dados de calibração são armazenados na forma de arquivos no próprio sistema gerenciador, sendo utilizado pelos aplicativos do sistema *pedar*[®] a cada vez que se faz a coleta, informando as características da palmilha, de acordo com procedimentos inerentes ao próprio *software*.



Figura 3 - Sistema PEDAR conectado com a palmilha.



Figura 4 - Participante realizando o teste do sistema PEDAR.

Após equipar o indivíduo com o sistema, estabelece-se o valor “referência zero” de pressão plantar mediante uma “auto-calibração” onde se procede a checagem dos valores pelo teste de apoio unipodal indicado pelo manual. Salienta-se que este procedimento foi realizado a cada troca de palmilhas e repetido aleatoriamente durante a coleta de dados de cada sujeito e nas diferentes trocas de blocos simuladores. Este procedimento foi seguido com a intenção de atenuar as

chances de se obter interferência nos sinais, provenientes de mau alinhamento ou mau posicionamento da palmilha.

O sistema *emed-x[®]novel_{gmbh}[®]* (2004) é a primeira versão da Novel em plataforma de baropodometria. Sua funcionalidade é feita por calibração de sensores capacitivos. O sistema é conectado diretamente ao computador. Possui opções de resolução de 1 sensor/cm² com tempo de 400 Hz, ou em modo de alta resolução de 4 sensores/ cm² em um tempo de 100Hz, sendo a última utilizada na pesquisa. A coleta dos dados pode ser realizada na postura estática ou dinâmica com os pés descalços.



Figura 5 - Passarela e a plataforma de pressão EMED



Figura 6 - Sistema EMED.

O sistema *pedar[®] novel_{gmbh}[®]* (2005) e o sistema *emed-x[®]novel_{gmbh}[®]* (2004) possuem diversos aplicativos para análises diferenciadas, com caracterizações relacionadas a vários parâmetros de estudo da marcha e com objetivos específicos para o qual cada software foi desenvolvido.

3.11 PROCEDIMENTO PARA O TRATAMENTO DOS DADOS DO SISTEMA PEDAR E SISTEMA EMED.

3.11.1 Sistema PEDAR

A partir do momento que foi realizado a coleta dos dados, o *software* de aquisição armazena-os para em seguida estruturar uma máscara, que consiste em selecionar as regiões anatômicas do pé, as quais serão analisadas as variáveis.

Foram selecionadas três áreas para a máscara pelo *software Multi mask evaluation*, as regiões do retropé (M04), médiopé (M05) e antepé (M06), excluindo os dedos. Após, selecionou-se o sujeito e normalizou-se com o peso corporal. Sendo que será analisado somente o pico de todos os passos. Salvou-se como arquivo ASC, aparecendo os resultados em gráficos com a média e o desvio padrão de cada sujeito do pé direito. Estes resultados foram salvos em arquivo texto no *software Excel*.

3.11.2 Sistema EMED

Após a coleta de 10 a 15 passos de cada sujeito do pé direito foi realizado uma seleção dos melhores parâmetros, com o objetivo de obter um padrão de cinco passos. Em seguida acessou-se o *software multi mask da Novel* para realizar a seleção das regiões do pé. Foram feitas quatro regiões anatômicas, retropé (M1), médiopé (M2), antepé (M3) e dedos (M4). Posteriormente, pelo *software Group Editor* normalizou-se o sujeito com o peso corporal e foram escolhidas as variáveis: pico de pressão, área de contato. Os resultados foram representados pelos gráficos, salvando em arquivo texto e no *Microsoft Excel* para a análise estatística.

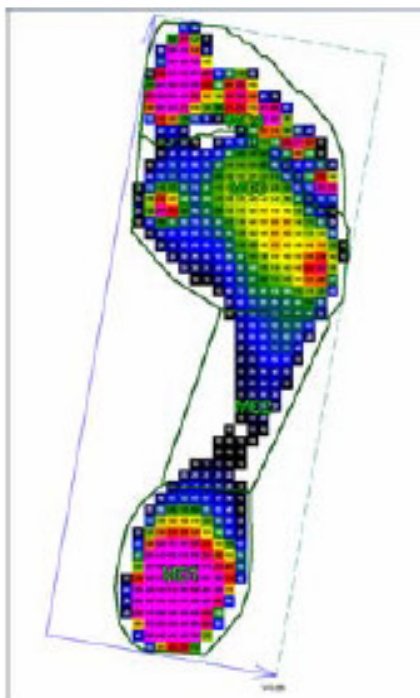


Figura 7 - Representação das quatro máscaras – Sistema EMED.
Fonte: NOVEL. Manual scientific, 2004.

Para a linha regional do centro de pressão foi utilizado o *software gait line & podometry*. Consiste em um programa que mapeia o pé com uma linha, chamada COP. O programa *gait line & podometry* divide o pé por zonas, que são numeradas de 1 a 24. Cada zona corresponde a diferentes regiões anatômicas dos pés. O objetivo do estudo é verificar em qual zona localiza-se a linha do centro de pressão no momento do toque do calcanhar e no momento da saída dos dedos, fase de impulsão do passo. Foi realizado nos pés direito e esquerdo a fim de verificar se existe diferença na entrada e saída entre os pés e entre os adultos jovens e idosos.

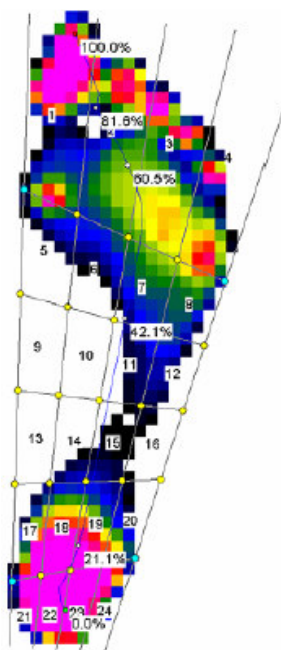


Figura 8- Representação da divisão do pé por zonas através do *software gait line & podometry* – Sistema EMED.

Fonte: NOVEL. Manual scientific, 2004

3.12 PROCEDIMENTOS

3.12.1 Avaliação Inicial

Ao serem selecionados os participantes, foi explicada a avaliação baropodométrica e o participante assinou o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A), em duas vias. A coleta dividiu-se em dados gerais, ficha informativa, avaliação antropométrica e exame físico. Na ficha informativa foi coleta do peso corporal, altura, medidas dos pés, inspeção, movimentos ativos do tornozelo e o pedígrado (Apêndice B).

3.12.2 Medidas antropométricas

As principais medidas antropométricas utilizadas na área da Educação Física são classificadas em Lineares que se subdividem em longitudinais ou altura ou comprimento, transversais ou diâmetros, circunferências ou perímetros e massa ou peso (ROCHA, 2000). Na pesquisa as medidas utilizadas foram altura, massa corporal e para complementar o peso o Índice da Massa Corporal (IMC) com a razão entre a massa corporal em quilogramas e a altura do indivíduo em metro ao quadrado. Utilizando a Classificação da Obesidade, segundo o IMC (OMS) Neves, 2003.

IMC (Kg/m ²)	Classificação	Grau de Obesidade
Menor de 18,5	Magreza	0
18,5 – 24,9	Normal	0
25 – 29,9	Sobrepeso	I
30 – 39,9	Obesidade	II
Maior de 40,0	Obesidade grave	III

Fonte: NEVES, 2003.

Para mensurar a altura utilizou-se uma balança digital da marca Balmak com estadiômetro, modelo BK 50 F, número de série 0549 e com certificado de calibração dentro do prazo de vencimento. A medida foi com estadiômetro da distância do vértex ao solo. O participante permaneceu na posição ortostática com os calcanhares unidos e a cabeça ereta, os braços soltos ao longo do corpo e com as palmas da mão voltadas medialmente. A massa corporal foi medida na mesma balança, o participante permanecia em pé, na mesma posição (NEVES, 2003).

As medidas do pé foram realizadas pelo equipamento Paquímetro digital da marca Mitutoyo. A unidade utilizada foi em milímetro. Foram divididas em total do pé que corresponde à região do primeiro contato anterior e o primeiro contato posterior, após a região do calcanhar e região anterior, com o indivíduo distribuindo o peso do corpo em ambos os pés. O perímetro do pé foi utilizado uma trena modelo VL-867820, fabricante Starirett, sua medida foi na região do antepé.

Inspeção

Observar se os dedos são uniformes, se não há algum dedo exageradamente grande, com alguma anomalia congênita. Avaliar o contorno e a forma do pé, coloração, unhas, bolhas, hálux valgo, dedos em martelo, dedos em garra.

Arco longitudinal através do pedígrafo

As coletas da impressão digital dos pés foram realizadas através do equipamento Pedígrafo da marca Salvapé. A partir destas impressões foram caracterizados qualitativamente o arco plantar como plano, cavo ou normal. O procedimento do teste consistiu em que o participante posicionava-se ao lado do equipamento apoiando o pé direito sob o pedígrafo e o outro ao lado, permanecendo por segundos em posição relaxada. Em seguida obtinha-se a pegada e a análise do arco foi realizada qualitativamente pela observação da pesquisadora baseado na classificação de Kapandji (2000). O autor classifica em pés do tipo normal e três tipos de cavos e planos. Porém, para a presente pesquisa não caracterizamos os graus da classificação, somente a análise de normal, plano ou cavo.

Mobilidade e força do tornozelo e dedos

Foi realizado um teste de mobilidade ativa do tornozelo e dedos. Com os pés descalços solicitou ao participante que caminhasse na ponta dos dedos, isto auxilia para verificar a flexão plantar e a movimentação dos dedos. Após ficar na ponta dos calcanhares, testando assim a flexão dorsal. O movimento de inversão o indivíduo ficará na parte lateral dos pés e a eversão na borda medial dos pés (HOPPENFELD, 2001).

Para o estudo do apoio plantar foram utilizados dados referentes ao pé direito dividido em três regiões: antepé que consiste nos metatarsianos e falanges,

médiopé pelos ossos navicular, cubóide e três cuneiformes e o retropé constituído pelos ossos do talo e calcâneo (SMITH, WEISS, LEHMKUHL, 1997).

3.13 AQUISIÇÃO DOS DADOS DA MARCHA

A avaliação da baropodometria eletrônica foi realizada com o pé descalço pelo sistema EMED e com o pé calçado pelo sistema PEDAR. A escolha de qual sistema iniciaria a coleta foi aleatória. Na avaliação com o pé calçado, o participante foi equipado com o sistema que consiste em introduzir as palmilhas no interior do calçado, o qual foi padronizado. Os participantes masculinos utilizaram calçados do tipo de amarrar, material de couro, com sola de poliuretano emborrachado, entressola enchimento (anti-impacto). Com numeração de 40, 41 e 42. Os calçados femininos eram do modelo Boneca, material camursa, palmilha de poliuretano e solado de termo ruble. Com numeração de 35, 36, 37, 38 e 39.

Na sua cintura foi conectado um suporte que transmite os sinais por telemetria em tempo real para o *software* de aquisição e o participante caminhou em uma passarela de 10 metros sendo adquiridos três ciclos completos de marcha a uma frequência de aquisição de 50 hz com velocidade usual. Para o tratamento dos dados serão excluídos o primeiro e o último passo. A análise dos dados foi executada pela utilização dos *softwares* específicos do sistema PEDAR para análise das médias e desvios padrões somente dos picos de pressão.

Na avaliação com os pés descalços foi realizada a coleta de dados pelo sistema EMED. O participante caminhou em uma passarela de 8,5 metros, onde ao meio desta encontra-se uma plataforma de força, a qual o indivíduo apóia o pé naturalmente no decorrer da marcha. Foram coletados de 10 a 15 passos do pé direito, selecionou-se os 5 passos mais padrões do indivíduo e realizou-se a média. Foi realizada a análise das variáveis do pico de pressão, área de contato e do centro de pressão plantar.

4 ANÁLISE ESTÁTISTICA

As variáveis quantitativas foram descritas através de média e desvio padrão. As variáveis categóricas foram descritas através de frequências absolutas e relativas.

Para comparar os grupos (jovens e idosos) em relação às variáveis quantitativas, o teste t-Student foi aplicado.

Para comparar os grupos (jovens e idosos) em relação às variáveis categóricas, o teste qui-quadrado de Pearson foi utilizado.

Para avaliar a associação entre as variáveis quantitativas, o coeficiente de correlação de Pearson foi aplicado.

Para avaliar a associação entre os picos de pressão do sistema *emed-x[®]novel_{gmbh}[®]* (2004) e pelo *pedar[®]novel_{gmbh}[®]* (2005), foi utilizado o coeficiente de correlação Intraclasse.

Para controlar variáveis de confusão e avaliar preditores dos picos de pressão, a análise de regressão linear foi aplicada.

Foi realizado o coeficiente de variação nos grupos na análise do pico de pressão plantar e na área de contato.

O nível de significância adotado foi de 5%, sendo considerado estatisticamente significativos valores de $P \leq 0,05$. As análises foram realizadas no programa SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) versão 10.0.

5 RESULTADOS

5.1 CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA

No presente estudo a amostra foi de 58 participantes, sendo a maior parte mulheres jovens (72,4%) e homens idosos (51,7%). A média da idade dos adultos jovens foi de $30,4 \pm 5,0$ e dos adultos idosos foi de $68,1 \pm 6,4$.

A média do IMC dos idosos foi maior do que dos jovens ($25,1 \pm 3,0$; $22,1 \pm 2,2$; $p < 0,001$). Observa-se que o peso dos idosos foi maior que o dos jovens ($68,1 \pm 11,2$; $61,7 \pm 7,8$; $p = 0,014$). A maioria dos participantes de ambos os grupos praticavam alguma atividade física no mínimo duas vezes por semana.

Quanto ao tipo de arco plantar não houve diferença significativa entre os grupos, mas os idosos apresentaram maior número de pés cavos (44,8%) e de pés planos (34,5%). No grupo dos jovens o pé do tipo normal foi de maior prevalência (41,4%).

O comprimento, a largura e perímetro dos pés também foi maior nos indivíduos idosos, mas sem apresentar uma diferença significativa (Tabela 1).

Tabela 1 – Características gerais da amostra

Características	Total (n=58)	Jovens (n=29)	Idosos (n=29)	P
Sexo feminino **	35 (60,3)	21 (72,4)	14 (48,3)	0,107 ^b
Sexo masculino	23 (39,7)	8 (27,6)	15 (51,7)	0,107 ^b
Idade (anos) *	50,0 ± 19,8	30,4 ± 5,0	68,1 ± 6,4	-
Peso (kg) *	64,9 ± 10,1	61,7 ± 7,8	68,1 ± 11,2	0,014 ^a
Altura (m) *	1,65 ± 0,07	1,67 ± 0,07	1,64 ± 0,08	0,210 ^a
IMC (kg/m ²) *	23,6 ± 3,0	22,1 ± 2,2	25,1 ± 3,0	<0,001 ^a
Tipo de pé **				
Cavo	22 (37,9)	9 (31,0)	13 (44,8)	0,229 ^b
Plano	18 (31,0)	8 (27,6)	10 (34,5)	
Normal	18 (31,0)	12 (41,4)	6 (20,7)	
Comprimento do pé *	248,3 ± 14,8	246,4 ± 13,4	250,2 ± 16,1	0,338 ^a
Largura do pé *	95,4 ± 5,9	93,6 ± 5,0	97,2 ± 6,2	0,021 ^a
Perímetro do pé *	24,4 ± 1,6	23,9 ± 1,3	24,9 ± 1,8	0,019 ^a
Atividade física **	43 (74,1)	21 (72,4)	22 (75,9)	1,000 ^b
Calce **				
Masculino (n=23)				
40	14 (60,9)	5 (62,5)	9 (60,0)	0,686 ^b
41	3 (13,0)	1 (12,5)	2 (13,3)	
42	6 (26,1)	2 (25,0)	4 (26,7)	
Feminino (n=35)				
35	8 (22,9)	4 (19,0)	4 (28,6)	0,383 ^b
36	12 (34,3)	8 (38,1)	4 (28,6)	
37	12 (34,3)	6 (28,6)	6 (42,9)	
38	3 (8,6)	3 (14,3)	0 (0,0)	

* média ± desvio padrão

** n (%)

^a Teste t-student^b Teste qui-quadrado de Pearson

Fonte: dados do trabalho

5.2 PICO DE PRESSÃO DO SISTEMA PEDAR

A média dos picos de pressão nas máscaras do retopé (p=0,219), mediopé (p=0,523) e no antepé (p=0,971) não apresentou diferença significativa entre os grupos (Tabela 2). Porém, a média dos picos de pressão total do pé dos indivíduos

idosos foi menor do que nos indivíduos jovens ($248,1 \pm 59,9$; $284,7 \pm 70,7$; $p=0,038$). Em relação ao coeficiente de variação observou-se que o médio pé dos idosos apresentou o coeficiente mais alto (36,13%).

Tabela 2 – Comparação entre as faixas etárias com relação ao Pico de Pressão do Sistema PEDAR

Pico de Pressão (kPa)	Jovens (n=29)	Idosos (n=29)	P	CV (%)	
				Jovens	Idosos
Total – média \pm DP	284,7 \pm 70,7	248,1 \pm 59,9	0,038*	24,83	24,14
Retropé	192,5 \pm 35,8	181,9 \pm 28,5	0,219*	18,59	15,66
Mediopé	48,8 \pm 9,5	51,2 \pm 18,5	0,523*	19,46	36,13
Antepé	198,7 \pm 39,5	198,3 \pm 36,3	0,971*	19,87	18,30

Legenda: DP= desvio padrão; * Teste t-student

Quando ajustado o efeito da faixa etária pelo sexo e IMC (Tabela 3) na análise de regressão linear múltipla, os idosos continuaram apresentando menor pico de pressão total do que os jovens. O que significa que há um efeito significativo da faixa etária independentemente do sexo e do IMC. As variáveis sexo e o IMC mostraram uma interferência para o aumento da pressão plantar.

Tabela 3 – Análise de regressão linear múltipla* para avaliar os preditores do pico de pressão total do sistema PEDAR

Variáveis	Coefficiente angular (b)	IC 95%	beta	P
IMC	6,24	0,24 a 12,2	0,275	0,042
Idosos	-39,9	-75,6 a -4,28	-0,298	0,029
Sexo Feminino	62,8	30,4 a 95,1	0,459	<0,001

* ANOVA para o modelo de regressão: $F(3,54) = 7,891$ com $p < 0,001$; coeficiente de determinação (R^2)=30,5%.

5.3. PICO DE PRESSÃO COM OS PÉS DESCALÇOS (EMED)

Conforme observado na tabela 4 o sistema EMED não foi sensível para observar diferenças nas médias do pico de pressão total e nas máscaras entre os adultos jovens e adultos idosos. Em relação ao coeficiente de variação observou-se que a região que apresentou maior variabilidade foi a do hálux e dedos nos idosos (41,14%).

Tabela 4 – Comparação entre as faixas etárias com relação ao Pico de Pressão Sistema EMED.

Pico de Pressão (kPa)	Jovens (n=29)	Idosos (n=29)	P	CV(%) Jovens	CV(%) Idosos
Total – média ± DP	435,1 ± 95,4	482,5 ± 127,3	0,115*	21,92	26,38
Retropé	372,5 ± 93,2	356,0 ± 97,5	0,511*	25,02	27,38
Mediopé	99,5 ± 27,0	114,6 ± 31,6	0,055*	27,13	27,57
Antepé	390,5 ± 103,0	425,6 ± 138,1	0,278*	26,37	32,44
Hálux e dedos	299,5 ± 83,4	298,2 ± 122,7	0,964*	27,84	41,14

Legenda: DP= desvio padrão; * Teste t-student

5.4. ÁREA DE CONTATO COM OS PÉS DESCALÇOS (EMED)

Na máscara do retropé houve diferença significativa ($p=0,011$) com maior área de contato nos adultos idosos (Tabela 5). Na região do mediopé o coeficiente de variação foi maior em ambos os grupos.

Tabela 5 – Comparação entre as faixas etárias quanto à Área de Contato do Sistema EMED

Área de Contato (cm ²)	Jovens (n=29)	Idosos (n=29)	P	CV (%) Jovens	CV (%) Idosos
Total – média ± DP	129,8 ± 15,2	138,1 ± 19,7	0,080*	11,71	14,26
Retropé	33,7 ± 2,9	36,4 ± 4,7	0,011*	8,6	12,91
Mediopé	23,4 ± 7,2	25,6 ± 8,4	0,283*	30,7	32,81
Antepé	49,5 ± 5,4	52,0 ± 6,5	0,122*	10,9	12,5
Hálux e dedos	23,2 ± 3,7	24,1 ± 4,0	0,352*	15,94	16,59

Legenda: DP= desvio padrão; * Teste t-student

5.5. CENTRO DE PRESSÃO PLANTAR (COP) COM OS PÉS DESCALÇOS (EMED)

A média da trajetória do COP inicial e final não apresentou diferença significativa entre os adultos jovens e os idosos (Tabela 6). Os números 19, 22 e 23 representam calcâneo ântero-lateral, calcâneo pósterio-lateral e calcâneo pósterio-medial, respectivamente. A maioria apresentou a localização inicial no número 23 que corresponde à região do calcâneo pósterio-medial. E ao finalizar o passo, a saída dos dedos aconteceu entre os números 1 e 2 que correspondem ao hálux e a segunda cabeça do metatarso respectivamente.

Tabela 6 – Comparação entre as faixas etárias quanto ao COP

Centro de Pressão Plantar (COP)	Jovens (n=29)	Idosos (n=29)	P
	N (%)	n (%)	
Pé Direito			
Inicial			
19	1 (3,4)	0 (0,0)	0,495*
22	2 (6,9)	1 (3,4)	
23	26 (89,7)	28 (96,6)	
Final			
1	16 (55,2)	18 (62,1)	0,790*
2	13 (44,8)	11 (37,9)	
Pé Esquerdo			
Inicial			
19	1 (3,4)	0 (0,0)	0,543*
22	4 (13,8)	3 (10,3)	
23	24 (85,8)	26 (89,7)	
Final			
1	9 (31,0)	13 (44,8)	0,417*
2	20 (69,0)	16 (55,2)	

* teste qui-quadrado de Pearson

Apesar da associação ser moderada, houve uma correlação estatisticamente significativa positiva entre os dois sistemas ($r=0,424$; $p=0,020$) sendo que os

indivíduos com valores maiores de pico de pressão no sistema EMED também apresentaram valores maiores no sistema PEDAR.

Durante as coletas dos dados da presente pesquisa observou-se que a velocidade da marcha dos idosos foi mais próxima do limite inferior estabelecido e a dos jovens mais perto do limite superior. Isso nos mostra que existe a possibilidade dos idosos terem apresentado uma velocidade mais lenta, sem, no entanto, interferir no valor da média do pico de pressão.

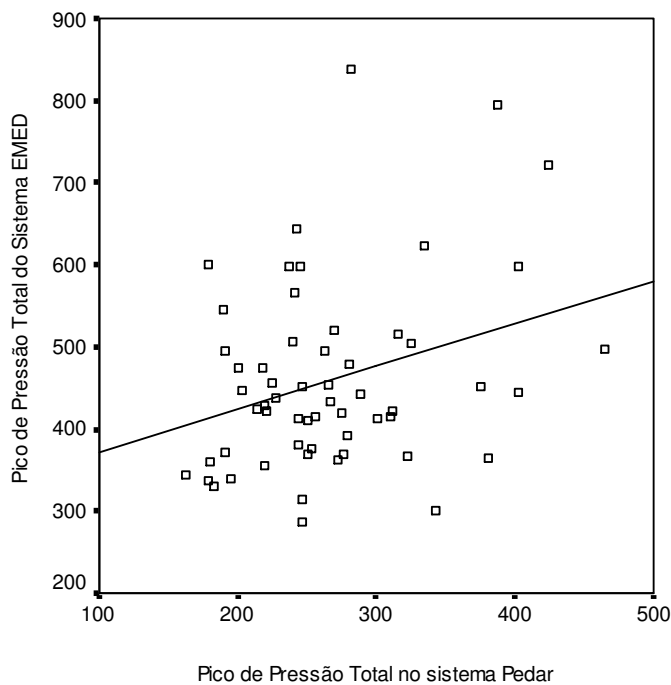


Gráfico 1 – Associação entre os sistemas EMED e PEDAR em relação ao pico de pressão plantar total.

6 DISCUSSÃO

A partir dos resultados do presente estudo os idosos apresentaram valores menores na média do pico de pressão máxima total do pé no teste com calçado (sistema PEDAR). Hessert et al. (2005) utilizando um sistema de palmilhas com 99 sensores capacitivos, compararam o pico de pressão plantar máximo entre nove indivíduos jovens e seis indivíduos idosos. Os resultados encontrados foram valores mais baixos de pico de pressão nos idosos com mais especificidade nas regiões do calcâneo e regiões mediais do pé. Os autores consideram que o peso do corpo esteve localizado mais na região lateral no momento da caminhada e que os idosos apresentaram menos pressão no momento do impacto do calcanhar e na região medial do pé. No corrente estudo não há a possibilidade em especificar o local de menor pressão porque nas máscaras não houve diferença entre os grupos.

Burnfield et al. (2004) usaram o sistema PEDAR em um estudo onde participaram 19 idosos com a finalidade de avaliar a influência da velocidade nos picos de pressão plantar. Nas condições de caminhada com os pés calçados e descalços, foram realizados para cada teste três velocidades (3,4Km/h – 4,8Km/h – 5,8Km/h). Os calçados utilizados pelos participantes era o mais confortável de cada sujeito. Concluíram neste estudo que velocidades rápidas e caminhadas de pés descalços apresentam picos de pressão mais elevados.

Para acrescentar a questão da velocidade abordada por Burnfield et al. (2004), as normas da ABNT relacionadas com este parâmetro discriminam para os homens velocidade de 5 km/h (4,5 – 5,5Km/h) e para as mulheres 4 km/h (3,6 – 4,4Km/h). Com isso, há uma margem de aceitação entre 3,6 a 5,5km/h, não sendo diferente das velocidades selecionadas no estudo de Burnfiel et al. (2004).

As variáveis intervenientes estudadas (Tabela 3) mostraram que pertencer ao sexo feminino influenciou de forma mais intensa no aumento da pressão plantar. No estudo de Menz et al. (2007) que tinha como objetivo avaliar se os locais de calosidades apresentavam aumento de pressão plantar em idosos. A partir de uma

avaliação do pé, obteve-se como características da amostra que mais da metade (52%) apresentavam no mínimo uma calosidade plantar com maior incidência no grupo feminino. Os autores justificaram que a causa desta característica pode ser o uso de calçados com salto alto e bicos mais estreitos. O que também poderá ocasionar hálux valgo.

Hennig (2003) relata em sua revisão as diferenças de gênero e étnicas na anatomia do pé e ressalta que pés femininos possuem uma maior tendência em apresentar mais problemas. Contudo, deve-se levar em consideração que a presente pesquisa foi realizada com calçados femininos diferentes dos calçados masculinos. Por isso, os calçados femininos também podem ter influenciado no pico de pressão mais elevados.

Observou-se também que a idade avançada pode contribuir para a redução da pressão plantar (Tabela 3), concordando com a idéia dos estudos anteriores de que os idosos apresentam valores menores de pressão plantar.

Burnfield et al. (2004) em seu estudo concluíram que pés descalços apresentam médias de pico de pressão plantar mais elevadas do que em pés calçados. Ressaltando que neste estudo a análise com os pés descalços foi realizada com palmilhas fixadas embaixo dos pés através de uma meia de nylon.

Os resultados desta pesquisa apontaram para uma tendência da média do pico de pressão na região do mediopé durante a caminhada ser maior no sistema EMED no grupo de idosos do que nos jovens ($114,6 \pm 31,6$ e $99,5 \pm 27,0$, respectivamente – $p=0,055$). Observou-se uma tendência do IMC dos idosos se maior do que o dos jovens, embora nenhum deles fosse classificado como obeso. Hessert et al. (2005) também expõem que fatores de pressão no calcanhar e parte média do pé podem estar influenciados pelo suporte do peso. Valor mais alto de pressão plantar na região do mediopé pode ser relacionado com a massa corporal, IMC e também com o arco longitudinal medial conforme Menz e Morris (2005).

Cavanagh (1987) não encontrou ligação significativa do peso corporal com os picos de pressão. Morag e Cavanagh (1999) relataram que o arco mais baixo

associa-se a maior área de contato e à pressão plantar mais alta no meio-pé. Sendo que o peso corporal representou 23,4% da variação na pressão plantar no meio-pé, mas em outras regiões não apresentou associações.

Em uma revisão Hennig (2003) através de um estudo de Hills et al.; 2001 discutem os picos de pressão plantar em adultos obesos e não-obesos, considerando o IMC maior ou igual a 30. A análise da pressão plantar foi realizada de forma estática e dinâmica em uma plataforma capacitiva de distribuição de pressão Emed F01, a máscara foi em oito regiões anatômicas. Os resultados foram que as pessoas obesas ao caminhar apresentaram área de contato maior na região frontal do pé e pressões mais altas na maior parte do pé, principalmente embaixo do mediopé e todas as cabeças dos metatarsos. Na pressão plantar estática as pessoas obesas tinham pressões mais elevadas nas regiões do calcanhar, mediopé e parte anterior do pé. Outro aspecto interessante foi que os elevados picos de pressão no mediopé tiveram forte relação nas mulheres obesas, podendo assim relacionar o gênero com o achatamento do arco mostrando que as mulheres apresentam um enfraquecimento dos ligamentos dos pés.

Scott et al. (2006) realizaram uma pesquisa com 50 jovens e 50 idosos, a avaliação da pressão plantar foi realizada com o pé direito e descalço pelo sistema MatScan (esteira com sensores resistentes). Encontraram como resultados redução da força e da pressão no calcanhar, região anterior do pé lateralmente e hálux nos idosos e que podem estar relacionadas com pés planos, já que neste estudo os idosos apresentaram pés mais planos que os jovens e quanto mais plano o pé maior poderá ser a carga na região medial. Neste estudo não houve avaliação do tecido mole, sendo que este pode interferir no aumento da pressão plantar.

Cavanagh (1999) considera que no momento de maior compressão a espessura do tecido mole auxilia na redução da força na região da cabeça metatarsal e que também poderá ser utilizada esta técnica para o calcanhar. Cavanagh et al. (1997) concluíram que menor camada de tecido mole embaixo dos sesamóides na posição em pé está associado a elevados picos de pressão.

Burnfield et al (2004) também levantam a hipótese de que o tecido mole do calcanhar pode apresentar hipotrofia nos idosos, e, desta forma, não apresentar aumento da área de contato. Porém, na presente pesquisa não ocorreu o mesmo (idosos: $36,4 \pm 4,7$; jovens: $33,7 \pm 2,9$ – $p=0,011$), pois a pressão não foi elevada no calcanhar e a área de contato foi maior no grupo dos idosos, entretanto, não foi avaliado a espessura do tecido mole.

Conforme Cavanagh e Morag (1999) a carga no calcanhar pode ser influenciada pela velocidade, abordagem do impacto do calcanhar no solo juntamente com a espessura do tecido mole do calcanhar, mas no estudo dos autores estes fatores e a altura do arco não se relacionaram à idade, não encontrando um motivo em associar a idade com a pressão plantar mais baixa no calcanhar. Pode sim ocorrer um somatório de fatores e não somente uma rigidez no calcanhar ligado à idade. Os resultados do presente estudo não incluíram a avaliação do tecido mole da região do calcâneo; no entanto, admite-se que este esteja preservado, primeiro porque não aumentou a pressão plantar e segundo aumentou a área de contato e sendo que a velocidade pode ter sido menor nos adultos idosos.

Menz et al. (2003) e (2005) demonstraram que os idosos alteram seu padrão de caminhada mesmo apresentando menor risco de queda e com melhores habilidades psicológicas. Isto se dá pela redução da velocidade e o comprimento mais curto do passo a fim de manter a estabilidade da cabeça e da pélvis, intensificando este aspecto ao caminharem em terrenos irregulares.

A aferição avaliação da qualidade da passada foi avaliada através da análise do momento do início da trajetória da linha do COP e da sua finalização. Observa-se que foram colhido dados dos pés direito e esquerdo com a finalidade de controlar, durante a marcha, o pé medido com o contra-lateral. Na revisão dos achados clínicos de Lord, Rerynolds e Hughes (1986) descrevem a linha do COP sobre a plataforma de pressão, através de um estudo de Grundu et al., onde o contato inicia atrás do calcanhar, passa à frente na região do meio do pé, move-se para as cabeças dos metatarsos e finaliza em direção ao hálux.

Esta pesquisa demonstrou que tanto os adultos jovens como os adultos idosos apresentaram o início e o final da trajetória da linha do centro de pressão semelhantes. Estes resultados indicam que encontram-se dentro do parâmetro adequado no desenvolvimento da fase de apoio da marcha, ou seja, iniciando com o contato do calcanhar e terminando entre o hálux e segundo dedo.

Uma questão relevante foi a correlação ($r=0,42$; $p=0,042$) entre os dois equipamentos PEDAR e EMED no qual os participantes apresentaram valores proporcionais em ambos os testes, demonstrando, desta forma, a reprodutibilidade e a confiabilidade das mensurações.

7 CONCLUSÃO

Este presente estudo comparativo entre adultos jovens e adultos idosos mostrou que existem diferenças significativas na fase do apoio plantar no momento da caminhada entre os grupos. Os resultados confirmam a primeira hipótese, a que há diferença nos picos de pressão.

- O sistema PEDAR apresentou diferença significativa no pico de pressão total do pé, onde os idosos tinham valores menores que os jovens.
- Especificamente nas máscaras não mostrou diferença significativa.
- A idade foi um fator de forte interferência na redução da pressão plantar. Este método utiliza uma caminhada natural, com coletas sucessivas no decorrer da caminhada e os calçados são padronizados. Estes dados fornecem resultados mais reais dos aspectos referentes à caminhada dos participantes, lembrando que há a interferência do calçado na coleta e resultado.
- Já no sistema EMED, não apresentou diferença entre os grupos na média dos picos de pressão.
- A área de contato foi maior na região do retropé no grupo dos idosos. Pode-se levar em consideração que a falta de hábito em caminhar com os pés descalços gerou um pouco de insegurança juntamente com a preocupação em caminhar naturalmente e acertar o passo na plataforma de pressão.
- A velocidade é um fator de influência nos parâmetros biomecânicos das variáveis aqui estudadas durante a marcha, quanto maior a velocidade maior a tendência de elevados picos de pressão. A partir desta idéia depreende-se que os idosos apresentaram uma marcha um pouco mais lenta e com passos mais curtos, pois a área de contato no calcanhar foi maior. O início do apoio plantar e a sua finalização foram semelhantes entre os jovens e idosos.

- Outro fator interveniente, que foi critério de exclusão deste estudo, é o cuidado com os pés. Problemas como unha encravada, bolhas e calos, que são simples e comuns, já interferem no caminhar, podendo gerar dor, claudicação, insegurança, entre outros. Outra questão relevante é a falta de hábito das pessoas, em geral, não caminharem de pés descalços, deixando de proporcionar a toda musculatura que envolve a marcha: exercícios de propriocepção, fortalecimento da abóbada plantar e auxiliando na amplitude de movimento do tornozelo, dos dedos e a percepção dos pés.
- Também ocorre o uso de calçados inadequados, os quais não auxiliam na absorção do impacto e, que muitas vezes, não são confortáveis ocasionando insegurança na hora de caminhar. Calçados que oferecem solados duros ou finos, com materiais sem qualidade, ocasionam dores na musculatura, causam bolhas, fadiga, calos e deformidades mais graves.
- Esta área de conhecimento necessita de muitos estudos, principalmente em abordar questões relacionadas ao processo de envelhecimento. Recomenda-se a partir deste trabalho e para futuros estudiosos que tanto para os testes com calçados e descalços proporcionar aos participantes principalmente se estes forem idosos, um tempo maior de familiarização com o calçado a ser utilizado e com a caminhada descalça.
- A passarela utilizada para a marcha descalça ocasionou uma maior dificuldade para os idosos tanto pela falta de hábito em caminhar descalço, como no material utilizado na passarela que não era tão duro com o solo.
- Outra questão foi do gênero e grupos etários. Pesquisar as diferenças entre mulheres idosas e homens idosos, já que se viu que as mulheres podem apresentar maiores problemas nos pés e diminuir as faixas etárias.

REFERÊNCIAS

BANKOFF, Antonio Dalla Pria et al. Análise do equilíbrio corporal estático através de um baropodômetro eletrônico. **Conexões** (UNICAMP), Campinas, v. 4, p. 19-30, 2006.

BANKOFF, Antonio Dalla Pria et al. Estudo do equilíbrio corporal postural através do sistema de baropodometria eletrônica. **Conexões** (UNICAMP), Campinas, v. 2, n. 2, p. 87-104. 2004.

BARDIN, L. **Análise de conteúdo**. 3. ed. Lisboa: Edições 70, 2004.

BARR, E. L. M.; BROWNING, C.; LORD, S. R.; MENZ, H. B.; KENDIG, H. Foot and leg problems are important determinants of functional status in community dwelling older people. **Disability and Rehabilitation**, Washington, DC, v. 27, n. 16, p. 917-923, 19 Aug. 2005.

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

BRICOT, B. **Posturologia**. São Paulo: Ícone, 2001.

BROWN, M. Fadiga muscular e resistência muscular comprometida em idosos. In: GUCCIONE, A. A. **Fisioterapia geriátrica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

BURNFIELD, J. M. et al. The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 19, n. 1. p. 78-84, Jan. 2004.

CABRERA, M. Integração – assistência. In: FREITAS, E.V. et al. **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002.

CAMARANO, A. A. Envelhecimento da População Brasileira: uma contribuição demográfica. In: FREITAS, E.V. et al. **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002.

CAVANAGH, P. R. Plantar soft tissue thickness during ground contact in walking. **Journal of Biomechanics**, New York, v.32, n. 6, p. 623-628, Jun. 1999.

CAVANAGH, P. R.; RODEGERS, M. M.; LIBOSHI, A. Pressure distribution under symptom-free during barefoot standing. **Foot & Ankle**, Baltimore, M.D., v. 7, n. 5, p. 262-76, Apr. 1987.

CAVANAGH, P. R. et al. The relationship of static foot structure to dynamic foot function. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 30, n. 3, p. 243-50, 1997.

CLEMENTE, E.; JECKEL-NETTO, E. A. (Orgs.). **Aspectos Biológicos e Geriátricos do Envelhecimento**. Porto Alegre: EDIPUCRS, 2002.

CONTRERAS, M. E. K. et al. Avaliação biomecânica das fraturas intra-articulares do calcâneo e sua correlação clínica radiográfica. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 12, n. 2, p.105-112, abr/jun. 2004.

CHANDLER, J. M. Equilíbrio e quedas no idoso: questões sobre avaliação e o tratamento. In: GUCCIONE, A. A. **Fisioterapia geriátrica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. p. 265-277.

CRUZ, I. B. M. Alguns questionamentos biológicos sobre envelhecimento e morte: da levedura ao homem. In: CLEMENTE, E.; JECKEL-NETTO, E. A. (Orgs.). **Aspectos Biológicos e Geriátricos do Envelhecimento**. Porto Alegre: EDIPUCRS, 2002. p. 20-57.

FREITAS, E. V. e cols. **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002.

FREITAS, E. V.; MIRANDA, R. D.; NERY, M. R. Parâmetros Clínicos do Envelhecimento e Avaliação Geriátrica Global. In: FREITAS, E. V. e cols. **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002. p. 609-617.

FRONTERA, W. R.; LARSSON, L. Função da musculatura esquelética nas pessoas idosas. In: KAUFFMAN, T. L. **Manual de reabilitação geriátrica**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2001.

GEFEN, A. et al. Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. **Gait & Posture**, Oxford, UK, v. 15, n. 1, p.56-63, Feb. 2002.

GRANITO, R. N. **Efeitos do envelhecimento e da osteoporose na cifose torácica, na propriocepção e no torque dos músculos do tronco**. 2005. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) - Ufscar, São Carlos (SP), 2005.

HAAL, S. J. **Biomecânica básica**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2000.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HENNIG, E. M. The evolution and biomechanics of the human foot-applied research for footwear. **Brazilian Journal of Biomechanics**, São Paulo, Year 4, Supplement 1, April 2003.

HESSERT, M. J. et al. Foot pressure distribution during walking in young and adults. **BioMed Central Geriatrics**, v. 5, p. 8, 19 May. 2005.

Hessert M. J. et al. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. **BMC Geriatrics**, London, 2005 May 19;5:8. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/picrender.fcgi?artid=1173105&blobtype=pdf>>. Acesso em: 06 de junho de 2007.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica Ortopédica: coluna e extremidades**. Editora Atheneu: São Paulo, 2001.

JECKEL-NETTO, E. A.; CRUZ, I B M (Orgs.). **Aspectos Biológicos e Geriátricos do Envelhecimento II**. Porto Alegre: EDIPUCRS, 2000.

JECKEL-NETTO, E. A. Gerontologia: desafio para o século XXI. In: JECKEL-NETTO, E A; CRUZ, I. B. M. (Orgs.). **Aspectos Biológicos e Geriátricos do Envelhecimento II**. Porto Alegre: EDIPUCRS, 2000.

JECKEL-NETTO, E. A.; CUNHA, G. L. Teorias Biológicas do Envelhecimento. In: FREITAS, E. V. e cols. **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002. p. 13-19.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular: esquemas comentados de mecânica humana**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2000. v. 2.

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

KAUFFMAN, T. L. **Postura**. In: _____. **Manual de Reabilitação Geriátrica**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2001.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. **Músculos: provas e funções com postura e dor**. São Paulo: Manole, 1995.

LORD, M. Foot pressure measurement: a review of methodology. **Journal of Biomedical Engineering**, Guilford, v. 3, n. 2, p. 91-99, Apr. 1981.

LORD, M.; REYNOLDS D. P.; HUGHES, J. R. Foot pressure measurement: a review of clinical findings. **Journal of Biomedical Engineering**, Guilford, v. 8, n. 4, p. 283-94, Oct. 1986.

MACIEL, A. C. C.; GUERRA, R. O. Fatores associados à alteração da mobilidade em idosos residentes na comunidade. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 9, n. 1, p. 17-23, 2005.

MARCONI, M. A.; LAKATOS, E.M. **Fundamentos de Metodologia Científica**. São Paulo: Atlas, 2005.

MENZ, H. B.; LORD, S. R. Gait Instability in Older People with Hallux Valgus. **Foot & Ankle International**, Baltimore, MD, v. 26, n. 6, p. 483-489, Jun. 2005.

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

MENZ, H. B.; LORD, S. R. The contribution of foot problems to mobility impairment and falls in community-dwelling older people. **Journal of the American Geriatrics Society**, Malden, MA, v. 49, n. 12, p. 1651-1656, Dec. 2001.

MENZ, H. B.; MORRIS, M. E. Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. **Gait & Posture**, Oxford, UK, v. 24, n. 2, p. 229-236, Oct. 2005.

MENZ, H. B.; ZAMMIT, G. V.; MUNTEANU, S. E. Plantar pressures are higher under callused regions of the foot in older people. **Clinical Experimental Dermatology**, Oxford, v. 32, n. 4, p. 375-380, Jul. 2007.

MONCUR, C. A postura no idoso. In: GUCCIONE, A. **Fisioterapia Geriátrica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

MORAG, E.; CAVANAGH, P. R. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 32, n. 4, p. 359-370, Apr. 1999.

MORIGUCHI, Y. Aspectos Práticos e Objetivos da Medicina Preventiva em Geriatria. In: FREITAS, E.V. e cols. **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002.

MOURA, E. C. Envelheça com Saúde. **Idade Ativa**: revista Eletrônica da Terceira Idade, 2005. Disponível em:
<http://www.techway.com.br/techway/revista_idoso/saude/saude_erly.htm> Acesso em: 6 jul. 2007.

MULLER, M. L.; REDFERN, M. S. Correlation between EMG and COP onset latency in response to a horizontal platform translation. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 37, n. 10, p. 1573-1581, Oct. 2004.

NEVES, C. E. B. **Avaliação Funcional**. Rio de Janeiro: Sprint, 2003.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica do Sistema Musculoesquelético**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2003.

NOVEL. **Manual scientific analysis software 12.3**. München; St. Paul: Novel, 2004. 108 p.

NOVEL. **Manual Emed-xR**: version 12.3. München; St. Paul: Novel, 2005. 25 p.

NOVEL. **Pedar-x Quick Start Guide**. München; St. Paul: Novel, 2003. 2 p.

OLIVER, J. **Cuidados com as costas**: um guia para terapeutas. São Paulo: Manole, 1999.

OLIVEIRA, A. P.; OTOWICZ, I. Análise do apoio dos pés no chão e a sua correlação com as disfunções biomecânicas da articulação ílio-sacra. **Revista de Terapia Manual**, Londrina, v. 2, n. 7, p. 122-127, jan./mar. 2004.

PAPALÉO-NETTO, M. O estudo da Velhice no Século XX: Histórico, Definição do Campo e termos Básicos. In: FREITAS, E. V. e cols. **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002.

PAPALIA, D. E.; OLDS, S. W. Desenvolvimento Físico e cognitivo na Terceira idade. In: PAPALIA, D. E.; OLDS, S. W. **Desenvolvimento Humano**. 8. ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 2005. Cap. 18.

PASCHOAL, S. M. P. Qualidade de Vida na Velhice. In: FREITAS, E.V. e cols. **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002.

PERRACINI, M.; NAJAS, M.; BILTON, T. Conceitos e Princípios em Reabilitação Gerontológica. In: FREITAS, E.V. e cols. **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002.

PEREIRA, L. S. M. et al. Fisioterapia. In: FREITAS, E.V. e cols. **Tratado de Geriatria e Gerontologia**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2002.

PHELAN, J. P.; ROSE, M. R. **Pesquisa na biologia do envelhecimento**. *Agieng & Society*, (1997) 17: 65-74.

PICKLES, B. **Fisioterapia na terceira idade**. São Paulo: Santos, 2002.

PUTTI, A. B.; ARNOLD, G. P.; COCHRANE, L. ABBOUD, R. J. The Pedar in-shoe system: Repeatability and normal pressure values. **Gait Posture**, Oxford, v. 25, n. 3, p. 401-405, Jul. 2007.

QUESADA, P. M.; RASH, G. S. Quantitative Assessment of Simultaneous Capacitive and Resistive Plantar Pressure Measurement During Walking. **Foot & Ankle International**, Baltimore, v. 21, n. 11, p. 928-934, Nov. 2000.

REBELLATO, J. R.; BOTOMÉ, S. P. **Fisioterapia no Brasil: fundamentos para uma ação preventiva e perspectivas profissionais**. São Paulo: Manole, 1999.

ROCHA, E. M. A Sensibilidade dos Cinco Sentidos. **Revista Eletrônica Idade Ativa**, 2005.

ROCHA, L. E.; CASAROTTO, R. A.; SZNELWAR, L. Uso de computador e ergonomia: um estudo sobre as escolas de ensino fundamental e médio de São Paulo. **Educação e Pesquisa**. São Paulo, v. 29, n. 1, p. 79-87, 2003

ROCHA, P. E. C. P. **Medidas e Avaliação em Ciências do Esporte**. Rio de Janeiro: Sprint, 2000.

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

SANTOS, A. **A Biomecânica da Coordenação Motora**. São Paulo: Summus, 2002.

SANTOS, A. **Diagnóstico Clínico Postural**: um guia prático. São Paulo: Summus, 2001.

SATO, T. Envelhecimento Celular In Vivo. In: CLEMENTE, E.; JECKEL-NETTO, E. A. (Orgs.). **Aspectos Biológicos e Geriátricos do Envelhecimento**. Porto Alegre: EDIPUCRS, 2002.

SCOTT, G.; MENZ, H. B.; NEWCOMBE, L. **Age-related in foot structure and function**. Austrália: Gait & Posture, 2006.

SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. D. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 5. ed. São Paulo: Manole, 1997.

STEFÁNSSON, H. The science of ageing and anti-ageing. **EMBO reports**, Oxford, vol 6, n. S1, 2005.

STUART-HAMILTON, I. **A psicologia do envelhecimento**: uma introdução. Porto Alegre: Artmed, 2002.

STRUYF, G. D. **Cadeias musculares e articulares**: o método G.D.S. São Paulo: Summus, 1995.

TRIBASTONE, F. **Tratado de exercícios corretivos aplicados à reeducação motora postural**. Barueri: Manole, 2001.

VIANNA D. L.; GREVE J. M. D. Relação entre a mobilidade do tornozelo e pé e a magnitude da força vertical de reação ao solo. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 10, n. 3, p. 339-345, jul./set. 2006.

VICENT, J. What is at stake “War on Anti-ageing medicine?” **Ageing & Society**, 2003. review Article.

ZARO, M. A.; ÁVILA, A.; NABINGER, E.; ANDRADE, M.C.; SANTOS, A. M. C.; BORGES JR, N.G.; RAUBER, M.P.M. Biomecânica e as normas brasileiras para certificação do conforto do calçado. **Revista Tecnicouro**, Novo Hamburgo, v. 26, n. 5, p. 118-122, 2005.

ZINNI, J. V. S.; PUSSI, F. A. **O papel do fisioterapeuta na prevenção da instabilidade e quedas em idosos**. São Paulo: Unicastelo, 2003.

APÊNDICE A - Termo de consentimento livre e esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

A pesquisa intitulada "**A importância da análise do apoio plantar em idosos: Um estudo comparativo entre jovens e idosos**" tem por objetivos descrever, analisar e comparar a distribuição da pressão plantar entre grupos de adultos jovens e adultos idosos.

O estudo será realizado através de um teste que consiste na transmissão de sinais elétricos que estão alojados em palmilhas com 99 sensores minúsculos, que você colocará nos seus pés, que enviam um pequeno sinal eletrônico para um computador que analisa estes sinais e emite um laudo que servirá para nossa pesquisa, a fim de analisar e comparar as diferenças significativas dos resultados entre grupos de adultos jovens e adultos idosos. Para isso lhe será pedido para caminhar sobre a plataforma durante alguns minutos em velocidade constante de 4 a 5 Km/h. A mesma caminhada será solicitada com os pés descalços onde deverá colocar o pé em uma placa que possui sinais para o computador, sem alterar sua caminhada natural. Será realizado anteriormente ao teste uma entrevista com uma ficha informativa e um exame dos pés, incluindo fotografias dos pés em três posturas.

Daniela Chiappin (fone 35931507) do Curso de Pós-Graduação em Gerontologia Biomédica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul – PUCRS e seu orientador **Claus Dieter Stobäus (33203620)**, responsáveis por esta pesquisa, asseguramos que você não será identificado, bem como não serão identificadas pessoas e situações que você não deseja e que eventualmente cite nas entrevistas.

Eu, _____,
participante da pesquisa, declaro que recebi informações de forma clara e detalhada a respeito dos objetivos e da forma como participarei nesta investigação, sem ser coagido a responder eventuais questões por mim consideradas de menor importância ou constrangedoras. Assim, estou informado de que a qualquer

momento posso esclarecer as dúvidas que tiver em relação à entrevista, assim como usar da liberdade de deixar de participar do estudo, sem que isso traga qualquer dificuldade para mim. A minha assinatura neste Termo de Consentimento autoriza os pesquisadores a utilizar e divulgar os dados obtidos, sempre preservando a minha privacidade, bem como a de pessoas ou escolas eventualmente por mim citadas.

Declaro que assinei dois e recebi uma cópia do presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e que o mesmo foi suficientemente esclarecido pelos pesquisadores.

Assinatura do Participante _____

Assinatura da Pesquisadora _____

Porto Alegre, ____ de _____ de 2007.

Prof. Dr. Claus D. Stobäus e Daniela Chiappin

APÊNDICE B – Entrevista e exame físico do tornozelo e do pé

I. DADOS GERAIS:

Nome: _____

Data de nascimento _____ Gênero: _____

Endereço: _____

Estado Civil: _____

Profissão: _____

II. FICHA INFORMATIVA

Patologias

Associadas: _____

História da Patologia Pgressa: _____

Medicação em uso: _____

Quanto tempo é aposentado: _____

Ainda atua em sua atividade profissional: _____

Atividade Física: _____

Peso

Corporal: _____

Altura: _____ N° do calçado: _____

Índice de Massa Corporal: _____

Medidas dos Pés:

	Pé Direito	Pé Esquerdo
Comprimento		
Largura		
Perímetro		

Inspeção: _____

Arco Longitudinal – Pedígrafo em anexo _____

MOBILIDADE

	Pé Direito	Pé Esquerdo
Flexão Plantar		
Flexão Dorsal		
Inversão		
Eversão		
Adução		
Abdução		

FORÇA

	Pé direito	Pé Esquerdo
Flexão Plantar		
Flexão Dorsal		
Inversão		
Eversão		
Adução		
Abdução		