

Universidade do Vale do Paraíba
Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento

WAGNER MONTEIRO

**ANÁLISE COMPARATIVA DOS PARÂMETROS DA MARCHA EM
PLANO HORIZONTAL, ACLIVE DE 5% E DECLIVE DE 5% EM
INDIVÍDUOS IDOSOS E ADULTOS JOVENS**

São José dos Campos, SP

2005

Universidade do Vale do Paraíba
Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento

WAGNER MONTEIRO

**ANÁLISE COMPARATIVA DOS PARÂMETROS DA MARCHA EM
PLANO HORIZONTAL, ACLIVE DE 5% E DECLIVE DE 5% EM
INDIVÍDUOS IDOSOS E ADULTOS JOVENS**

Dissertação de Mestrado apresentado ao programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade do Vale do Paraíba, como complementação dos créditos necessários para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador^(a): Prof.^(a) Dr.^(a) Claudia Santos Oliveira.

São José dos Campos, SP

2005

M78

Monteiro, Wagner

Análise comparativa dos parâmetros da marcha em plano horizontal, aclive de 5% e declive de 5% em indivíduos idosos e adultos jovens/ Wagner Monteiro. São José dos Campos: UniVap, 2005.

97f.:il.; 30 cm

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale da Paraíba, 2005.

I. Marcha 3.Fisioterapia I. Oliveira, Claudia dos santos, Orient. II. Título

CDU: 615.8

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processo fotocopiador ou transmissão eletrônica.

Aluno:

Wagner Monteiro

Data:

8/8/2005

**“ANÁLISE COMPARATIVA DOS PARÂMETROS DA MARCHA EM PLANO
HORIZONTAL, ACLIVE DE 5% E DECLIVE DE 5% EM INDIVÍDUOS IDOSOS E
ADULTOS JOVENS”**

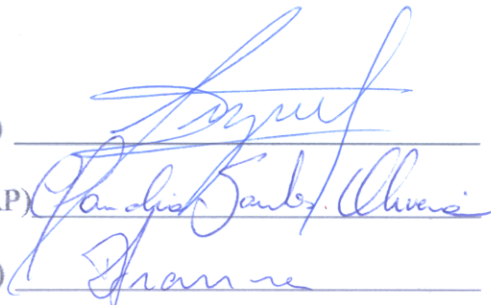
Wagner Monteiro

Banca Examinadora:

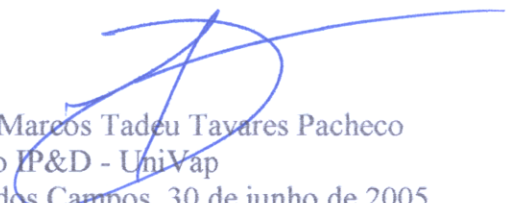
Prof. Dr. RODRIGO ALEXIS L. OSORIO (UNIVAP)

Profa. Dra. CLAUDIA SANTOS OLIVEIRA (UNIVAP)

Profa. Dra. DENISE LOUREIRO VIANNA (UNICID)



Handwritten signatures in blue ink, corresponding to the names of the examiners listed to the left. The signatures are written over horizontal lines.



Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco
Diretor do IP&D - UniVap
São José dos Campos, 30 de junho de 2005.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a quem me acompanhará sempre na lembrança e no amor. Homem de coragem inabalável responsável direto por forjar meu caráter.

Meu pai Walter Monteiro (In memoriam).

A minha mãe Iolanda, por me fortalecer nos momentos mais difíceis, me ajudando a suportar a indescritível dor da perda.

Obrigado minha mãe!.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me conceder saúde e condições para concretização deste trabalho.

A meus pais, Walter e Iolanda (“*Meus Heróis*”), pela amizade, carinho, dedicação e principalmente, por estarem sempre ao meu lado nos momentos mais difíceis de minha vida, proporcionando ao longo de minha jornada, todo o apoio necessário e condições para meu enriquecimento intelectual.

Ao meu irmão Walter Jr., por me fazer enxergar a vida com mais seriedade.

A minha esposa Fernanda, luz da minha vida, por sua gentileza e leveza. Por me conceder a honra de gerar uma vida em seu ventre e acima de tudo por sempre lutar lado a lado minhas batalhas, sem esmorecer. Obrigado por sua força meu amor!

A minha filha Larissa, pela alegria de seus sorrisos. Este simples gesto tem o efeito de me confortar e fortalecer nos momentos de escuridão. Apazigua minha alma nos momentos mais conturbados, fazendo com que sempre siga em frente no meu caminho, não me importando o quão difícil este possa ser. Obrigado minha princesa!

A minha orientadora Claudia Santos Oliveira, por aceitar me orientar mesmo sem conhecer meus defeitos e qualidades como pessoa. Pela sutileza de seus atos e suavidade em resolver problemas indigestos. Obrigado!

Aos meus mentores e mestres Ismael Fernando e Charli Tortoza. Aos dois agradeço por ser o profissional que sou. Se hoje me são delegadas responsabilidades no âmbito clínico e acadêmico, foi graças à paciência, orientação e acima de tudo o aprendizado filosófico da pesquisa, que estes me propuseram. Ao Ismael agradeço em especial pela compreensão e respeito pela minha pessoa.

Aos Amigos Rodrigo Oliveira Franco, Deise (sua esposa) e Luiz Vicente Oliveira Franco pela amizade e por simplesmente propiciar a chance de um início. Por acreditar e me incentivar na carreira acadêmica.

Ao amigo Leonardo (UNIP) por me conduzir pelo caminho “político” para resolução dos problemas acadêmicos.

Ao Gerson do Almojarifado, por ceder gentilmente seu computador para minha coleta de dados.

A Regiane (Coordenadora do Curso de Fisioterapia da UNIVAP) por solicitar o computador ao Gerson.

Ao César Ferreira Amorim, pelos eletrodos de eletromiografia.

Ao “grande” amigo André, pelo auxílio nas traduções em meus textos nas horas mais inoportunas.

Ao meu colega de laboratório Daniel Vilela Nogueira (“*DaniBoy*”), por todo auxílio e companheirismo ao longo destes anos de convívio.

Aos professores da pós-graduação que durante todo o curso, me aconselharam e ensinaram muito mais que somente a teoria.

A todos os pacientes, pela disponibilidade em participar deste estudo, pois sem eles seria impossível a realização deste.

E a todos aqueles que de alguma forma, contribuíram para a realização deste trabalho.

Minha gratidão a todos.

EPÍGRAFE

*“A morte não é nada.
Eu somente passei para o outro lado do caminho.
Eu sou eu, vocês são vocês.
O que eu era para vocês, eu continuarei sendo.
Dêem-me os nomes que sempre me deram,
falem comigo como sempre fizeram.
Vocês estão vivendo no mundo das criaturas,
eu estou vivendo no mundo do criador.
Não utilizem um tom solene ou triste,
continuem a rir daquilo que nos fazia rir juntos.
Rezem, sorriam, pensem em mim. Rezem por mim.
Que meu nome seja pronunciado como sempre foi,
sem ênfase de nenhum tipo.
Sem nenhum traço de sombra ou tristeza.
A vida significa tudo o que ela sempre significou,
o fio não foi cortado!
Por que eu estaria fora de seus pensamentos,
agora que eu estou apenas fora de suas vistas?
Eu não estou longe,
apenas estou do outro lado do caminho...
Você, que aí ficou, siga em frente,
a vida continua, linda e bela como sempre foi”.*

José Carlos De Lucca

RESUMO

Atualmente com o aumento do contingente de idosos, têm se elevado o número de trabalhos realizados, a fim de estudar o efeito das alterações fisiológicas nestes indivíduos durante a realização de atividades cotidianas. Um dos motivos que justificam a realização destes experimentos esta relacionada ao número crescente de quedas sofridas por idosos durante a realização de atividades como a marcha. Sabe-se que as quedas sofridas por idosos causam seqüelas muitas vezes irreversíveis sendo que em alguns casos estas quedas podem levar a morte destes indivíduos. A maneira como as pessoas se movem e suas habilidades de realizar atividades físicas alteram-se com o passar dos anos. Em geral observa-se em indivíduos idosos, uma redução em sua capacidade de se movimentar durante a realização de atividades de vida diária. Esta por sua vez tem um efeito catastrófico no que diz respeito ao estilo e qualidade de vida nestes indivíduos. Portanto, a identificação e caracterização destas alterações durante a marcha é de suma importância para a criação de um modelo de reabilitação que visa à melhora das características dos movimentos nestes indivíduos. Ea partir deste diminuir a incidência de quedas durante a realização desta atividade fundamental. Sendo assim, este estudo se preocupou em investigar os aspectos das variáveis temporais, cinemáticas, cinéticas e centro de pressão durante a marcha em plano inclinado (aclive e declive de 5%) e plano horizontal. Foram analisados os aspectos da marcha em diferentes planos em 6 indivíduos idosos e 6 indivíduos adultos jovens (grupo controle). Para analisar estas variáveis foi utilizada uma esteira rolante do sistema de análise de marcha Gaitway. Este sistema possui duas plataformas de força responsáveis por mensurar a força vertical resultante de reação do solo da marca Kistler. Os resultados obtidos foram: durante a marcha em plano horizontal, indivíduos idosos apresentaram uma diminuição das variáveis cinéticas primeiro pico de força, segundo pico de força e taxa de aceitação de peso. Um aumento do tempo de duplo apoio e uma diminuição dos deslocamentos antero-posteriores e oscilações médio-laterais. Com relação a marcha em aclive de 5%, indivíduos idosos apresentaram o mesmo comportamento para as variáveis cinéticas e temporais. Contudo o centro de pressão apresentou-se maior quando comparado aos valores apresentados por indivíduos do grupo controle. Já durante a marcha em declive de 5%, indivíduos idosos apresentaram um aumento do primeiro pico de força, uma diminuição do tempo da passada e tempo de apoio simples seguido de um aumento da cadência e do centro de pressão. Finalmente podemos concluir que indivíduos idosos apresentam mais dificuldades em controlar seus movimentos a medida em que a exigência do trabalho muscular e dos sistemas de controle postural aumenta. Sendo assim atividades que visam o trabalho destes sistemas devem ser aplicados de maneira profilática durante a realização de atividades dinâmicas possibilitando trabalhar os ajustes necessários por parte destes indivíduos para manutenção do equilíbrio. A responsabilidade social deste estudo implica em na aplicação deste protocolo reabilitacional sugerido a fim de diminuir o número de quedas experimentado por esta população.

Palavras Chaves: Idoso, Cinemática, Cinética, Marcha.

ABSTRACT

Currently with the increase of the contingent of elderly people, the number of researches in order to study the effect of the physiological alterations of these individuals during the accomplishment of daily activities has increased. One of the reasons that they justifies the realization of these experiments is related to the increasing number of falls suffered by elderly during the accomplishment of activities as the gait. It's known that the falls suffered by elderly cause sequels being many of them are irreversible and, in some cases these falls can take these individuals to death. The way people move and their abilities to make physical activities change with the passing years. In general it is observed in elderly individuals, a reduction in their capacity of moving themselves in daily activities. This disability has a catastrophic effect in life style and quality in these individuals. So, the identification and characterization of these alterations during the gait are of utmost importance for the creation of a rehabilitation program that seek for the improvement of the characteristics of the movements in these individuals. From this reduce the incidence of falls during the accomplishment of this basic activity. Being thus this study investigates the aspects of time, kinematic, kinetic and center of pressure variables during the gait in inclined plan (active and declivity of 5%) and horizontal plan. The gait aspects were analyzed in different plans in 6 elderly individuals and in 6 young adults individuals (control group). To analyze these variables a Gaitway System rolling treadmill was used. This system has two Kistler platforms of force responsible for measuring the vertical force resultant of the ground reaction. The results found were: during the gait in horizontal plan, elderly individuals presented a reduction of the kinetic variable: first peak of force, second peak of force and tax of weight acceptance. An increase of double support time and a reduction of the anteroposterior displacements and medium-laterals oscillations. About the gait in active of 5%, elderly individuals presented the same results for the kinetic and time variables. However the pressure center was presented bigger when compared to the values presented for individuals of the control group. But during 5% downhill gait, elderly individuals presented an increase of the first peak of force, a reduction of the step time and simple support time followed by an increase of the cadence and center of pressure. Finally we can conclude that elderly individuals present more difficulties in controlling their movements when there's an increase of requirement of the muscular work and postural systems control. Being thus activities that promote these systems skills must be applied in a prophylactic way during the accomplishment of dynamic activities making possible to make the necessary adjustments for the balance maintenance. The social responsibility of this study implies in the application of this rehabilitational protocol suggested in order to reduce the number of falls in this population.

Key Words: Kinematics, Kinetic, Gait, Elderly

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Descrição esquemática das fases do ciclo da marcha e suas sub-	20
Figura 2: Descrição do modelo do “ <i>pêndulo invertido</i> ”.	21
Figura 3: Descrição do comportamento da curva da FVRRS.	23
Figura 4: Idoso andando na esteira rolante instrumentada do sistema Gaitway™,	35
Figura 5a: Representação das variáveis temporais e cinéticas ..	37
Figura 5b: Representação das variáveis cinemáticas ..	38
Figura 5c: Representação das variáveis do centro de pressão ..	38
Figura 6: Série temporal representando o comportamento da marcha em plano horizontal. Note as diferenças entre o comportamento da curva de marcha apresentado por indivíduos idosos (6a) com o comportamento apresentado por indivíduos do grupo controle (6b). Já os valores referentes à análise da variável centro de pressão (CP) estão representados pelas figuras 6c (idoso) e 6d (controle) respectivamente.	42
Figura 7: Série temporal representando o comportamento da marcha em aclive de 5%. Note as diferenças entre o comportamento da curva de marcha apresentado por indivíduos idosos (7a) com o comportamento apresentado por indivíduos do grupo controle (7b). Já os valores referentes à análise da variável centro de pressão (CP) estão representados pelas figuras 7c (Idoso) e 7d (Controle) respectivamente..	44

Figura 8: Série temporal representando o comportamento da marcha em plano horizontal. Note as diferenças entre o comportamento da curva de marcha apresentado por indivíduos idosos (8a) com o comportamento apresentado por indivíduos do grupo controle (8b). Já os valores referentes à análise da variável Centro de Pressão (CP) estão representados pelas figuras 8c (Idoso) e 8d (Controle) respectivamente.46

Figura 9: Série temporal representando o comportamento da curva da marcha em indivíduos idosos. Note o efeito entre as inclinações neste grupo de indivíduos. Resultados obtidos por meio da análise ANOVA nas figuras 9a, b, c, respectivamente.48

Figura 10: Série temporal representando o comportamento da curva da marcha em indivíduos controle. Note o efeito entre as inclinações neste grupo de indivíduos. Resultados obtidos por meio da análise ANOVA nas figuras 10a, b, c, respectivamente..50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores de significância estatística obtido a partir da análise pelo teste estatístico *t de student* para variáveis independentes..43

Tabela 2: Descrição dos valores de significância obtidos a partir das análises dos efeitos entre as inclinações: Plano horizontal (P), Aclive de 5% (A) e declive de 5% (D), para o grupo de indivíduos idosos (I) e controle (C) a partir do teste estatístico ANOVA. * Para valores estatisticamente significantes, obtidos a partir do “Post Hoc” Tukey test.....48

LISTA DE SIGLAS E ABREVIACÕES

A: Aclive de 5%

A/P: Ântero-posterior

BI: Variável dependente dos dois membros

C: Controle

CEP: Comitê de Ética em Pesquisa

CP: Centro de Pressão

D': Declive de 5%

D: Direito

Dr: Doutor

E: Esquerdo

et. al.: e outros

FVRRS: Força Vertical Resultante de Reação do Solo

Hz: Hertz

I: Idoso

Kg: Quilograma

Km/h: Quilômetro por hora

MID: Membro inferior direito

MIE: Membro inferior esquerdo

M/L: Médio-lateral

N: Newton

α : Coeficiente de significância

P: Plano Horizontal

PPF: Primeiro pico de força

Prof.: Professor

SPF: Segundo pico de força

TAP: Taxa de Aceitação de Peso

TDA: Tempo de duplo apoio

TAS: Tempo de apoio simples

TPA: Tempo da passada

TPO: Tempo do passo

UNIVAP: Universidade do Vale do Paraíba

X: Versus

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Objetivo	6
1.2. Justificativa	7
2. REVISÃO DE LITERATURA	8
2.1. Terceira Idade	8
2.2. Modificações funcionais associadas ao envelhecimento	9
2.2.1. Sistema Músculo-esquelético	10
2.2.2. Sistema Nervoso	14
2.3. O controle postural e o equilíbrio do idoso	17
2.4. A marcha humana e suas implicações para o equilíbrio do idoso	19
2.4.1. Aspectos mecânicos e neurosensorias envolvidos com a marcha	20
2.4.2. Alterações temporais	24
2.4.3. Alterações cinemáticas	26
2.4.4. Alterações cinéticas	29
2.4.5. Alterações do centro de pressão	31
3. MATERIAIS E MÉTODOS	34
3.1. Instrumento	35
3.2. Procedimento Experimental	36
3.3. Variáveis Analisadas	37
3.4. Quantificação dos Dados	39
3.4.1. Normalização	39
3.4.2. Análise Estatística	40
4. RESULTADOS	41

4.1. Marcha em plano horizontal	41
4.2. Marcha em Aclive de 5%	43
4.3. Marcha em Declive de 5%	45
4.4. Efeito Entre Inclinações	47
4.4.1. Idosos	47
4.4.2. Controle	49
5. DISCUSSÃO	51
6. CONCLUSÃO	57
6.1. Implicações Clínicas	59
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	61
ANEXO A	75
Termo de Consentimento Livre eEsclarecido	75
ANEXO B	76
Carta de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa Univap	80

1. INTRODUÇÃO

Atualmente com o aumento do contingente de idosos, têm se aumentado o número de trabalhos realizados a fim de estudar o efeito das alterações fisiológicas destes indivíduos em durante a realização de atividades cotidianas (LILLEY et al., 1995; CAMPBELL et al., 1981). Um dos motivos que justificam a realização destes experimentos esta relacionada ao número crescente de quedas sofridas por idosos durante a realização de atividades como a marcha (GUIMARÃES;ISAACS, 1980; WOO et al., 1995). Sabe-se que as quedas sofridas por idosos causam seqüelas muitas vezes irreversíveis sendo que em alguns casos estas quedas podem levar a morte destes indivíduos (FULLER, 2000; DINGWELL;MARIN, 2005).

A maneira como as pessoas se movem e suas habilidades de realizar atividades físicas alteram-se com o passar dos anos (FIATARONE, 1990). Em geral observa-se em indivíduos idosos, uma redução em sua capacidade de se movimentar durante a realização de atividades de vida diária (REINSCH et al., 1992; ALEXANDER, 1996; TINETTI, 1995). Esta por sua vez tem um efeito catastrófico no que diz respeito ao estilo e qualidade de vida nestes indivíduos (RAAB et al., 1988).

Talvez, modificações no sistema muscular em virtude do aumento da idade influenciam em muito a capacidade locomotora destes indivíduos (INMAN et al., 1981). Sabe-se que durante a marcha, mais de 1000 músculos trabalham de forma sincronizada para realizar a movimentação de mais de 200 ossos ao redor de aproximadamente 100 articulações sinoviais (CLARK, 1995). Adaptações na marcha em indivíduos idosos estão associadas ao decréscimo generalizado da força muscular devido à perda de neurônios motores, fibras musculares e capacidade aeróbica (TINETTI et al., 1986; MAKI, 1997; HAUSDORFF et al., 1997).

Sabemos que para a realização de uma contração muscular eficiente, os músculos necessitam de oxigênio. Para se avaliar a intensidade do trabalho muscular durante a

solicitação de uma tarefa locomotora, medidas a respeito da quantidade de oxigênio utilizada pelos músculos têm sido adotadas (FERRUCCI et al., 1997). Mesmo sendo a marcha uma tarefa com alto grau de complexidade, pessoas saudáveis andando a uma velocidade confortável de sua escolha, realizam esta tarefa com o mínimo gasto energético (CAHALIN et al., 1996). Alguns estudos demonstraram que durante a marcha o consumo de energia em indivíduos idosos (média de idade 68 anos) comparado ao de indivíduos jovens (média de idade de 39 anos) é maior mesmo percorrendo a mesma distância a uma velocidade inferior (WATERS et al., 1988).

As quedas e as lesões que geralmente acompanham a locomoção do idoso são um sério problema para esta população (GABELL et al., 1986). Na realidade a queda é a sétima causa principal de morte em indivíduos com mais de 75 anos de idade (LILLEY et al., 1995). Dentre os adultos com mais de 75 anos que sofreram uma queda com lesão, 45% adquirem medo de cair novamente e 26% começam a evitar situações com maior demanda de equilíbrio (TINETTI, 1985). O fato é que esta condição adotada por estes indivíduos com o intuito de se proteger gera uma perda ainda maior na sua capacidade locomotora, bem como do seu equilíbrio (SPEECHLEY;TINETTI, 1990). Dados estatísticos demonstram que mais da metade das quedas em idosos ocorrem durante atividades como a marcha (BLAKE et al., 1988). Portanto, a identificação e caracterização destas alterações durante a marcha é de suma importância para a criação de um modelo de reabilitação que visa à melhora das características dos movimentos nestes indivíduos. E a partir deste diminuir a incidência de quedas durante a realização desta atividade fundamental.

Para tanto, antes de iniciar a caracterização das alterações locomotoras decorrentes do incremento da idade, primeiramente devemos classificar este evento e suas variáveis, pois estas são os determinantes para caracterização do comportamento destes indivíduos.

Sabemos que do ponto de vista neural, a marcha humana se faz, mediante um refinado processo de integração de informações sensoriais periféricas e supra-espinhais (DUYSENS et al., 2000). Estes também desempenham importante papel na captação e transmissão de informações sensoriais advindas da periferia (DUYSENS;VAN de CROMMERT, 1998). Portanto a integração entre estes fatores determina a eficiência da locomoção nos seres humanos.

Para se identificar os déficits locomotores apresentados nestes indivíduos, mensurações da cinemática e da cinética do movimento humano têm-se demonstrado extremamente úteis, possibilitando a avaliação de alterações funcionais associadas às disfunções motoras e neurosensoriais durante as diversas formas de locomoção (ANDRIACCHI et al., 1990; BERCHUCK et al., 1990). O estudo da cinemática da locomoção humana tem a função de descrever a posição, velocidade e aceleração dos segmentos corporais durante o movimento, sem levar em consideração as forças atuantes para a realização do mesmo (AMADIO;SERRÃO, 1996). De forma complementar, a análise cinética da marcha é essencial para mensuração e interpretação das forças atuantes durante a realização da locomoção humana (WINTER, 1984).

Entretanto apesar de inúmeros estudos demonstrar alterações em variáveis espaço-temporais, cinemáticas, cinéticas e do Centro de Pressão, poucos estudos têm se preocupado em correlacionar os achados encontrados entre estas variáveis. Mais do que isso estes autores não se preocuparam em padronizar a velocidade de deambulação dos indivíduos analisados durante a coleta de dados. O fato é que a falta de padronização da velocidade da marcha implica em alterações em variáveis cinemáticas, cinéticas e espaço-temporais. Outro problema apresentado em grande parte dos estudos em idosos é a ausência da normalização dos dados quantificados. Ao se comparar uma ou mais variáveis entre diferentes indivíduos, a normalização se faz necessário, pois todos os indivíduos apresentam características

antropométricas como altura e peso que diferem entre si. Sendo assim negligenciar a utilização desta metodologia para uma análise comparativa é negligenciar o efeito dos resultados apresentados nestes estudos.

A partir destas informações este estudo se preocupará em investigar e testar as seguintes hipóteses, a partir de análises dos aspectos das variáveis espaço-temporais, cinemáticas, cinéticas e Centro de Pressão durante a marcha em plano inclinado (aclive e declive de 5%) e plano horizontal. As hipóteses testadas serão fundamentadas nas seguintes considerações:

Hipótese I: *Variáveis Cinemáticas*: Durante a marcha os indivíduos idosos apresentarão um aumento do comprimento do passo e da passada quando comparado aos valores apresentados por adultos jovens. Provavelmente isto ocorrerá em consequência da diminuição do equilíbrio dinâmico nestes indivíduos em virtude do aumento da idade. Como estratégia adotada por estes indivíduos, para manter o equilíbrio durante o movimento, os mesmos tendem a aumentar sua base de suporte.

Hipótese II: *Variáveis Temporais*: Durante a marcha, indivíduos idosos tenderão a apresentar um maior tempo de duplo apoio, tempo de apoio simples e um maior tempo de contato quando comparados aos valores dos indivíduos adultos jovens. O aumento destes valores temporais baseia-se na diminuição da estabilidade corporal destes indivíduos durante a marcha. Ou seja, para manter a estabilidade do corpo durante a marcha indivíduos idosos tendem a aumentar o tempo em que permanecem com os pés apoiados ao solo.

Hipótese III: *Variáveis Cinéticas*: Durante a marcha, indivíduos idosos apresentarão um aumento na distribuição de peso corporal no momento do impacto dos pés com o solo, quando comparados aos valores apresentados pelos indivíduos adultos jovens. A fraqueza muscular apresentada por indivíduos idosos somados à diminuição do sinergismo muscular, será responsável pela falha na relação excêntrica/concêntrica desempenhada entre os grupos

musculares dos membros inferiores. Esta falha será apresentada a partir da piora na capacidade de distribuição de peso corporal no momento do impacto dos pés com o solo.

Hipótese IV: *Centro de Pressão*: Indivíduos idosos apresentarão um aumento das oscilações médio-lateral e um aumento dos deslocamentos ântero-posteriores durante a marcha. Em virtude da diminuição do equilíbrio, indivíduos idosos tenderão a aumentar as oscilações corporais durante a realização da marcha.

1.1 OBJETIVO

O objetivo do presente estudo foi analisar os parâmetros da força vertical resultante de reação do solo em indivíduos idosos e adultos jovens, durante a realização da marcha à velocidade padronizada em plano horizontal, aclive de 5% e declive de 5%.

1.2 JUSTIFICATIVA

Inúmeros estudos realizados em indivíduos idosos demonstram o declínio das capacidades sensório-motoras. Esta por sua vez esta relacionada ao aumento da instabilidade durante a marcha tendo como consequência o aumento da incidência de quedas, as quais são as principais causas de morbidade e mortalidade desta população. Portanto a identificação de padrões durante a marcha em idosos possibilita a descrição de eventuais alterações que podem estar relacionadas a gênese das quedas nestes indivíduos. A partir destas informações, propor um protocolo de reabilitação que otimize a melhora das eventuais alterações baseada em informações quantitativas a respeito dos parâmetros da marcha, com isso minimizando o risco de queda nesta população de indivíduos.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Terceira Idade

A população de idosos representa um contingente de quase 15 milhões de pessoas com idade igual ou superior a 60 anos (8,6% da população brasileira) (IBGE, 2000).

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (1994), em países em desenvolvimento como o Brasil, idoso é o indivíduo que possui idade igual ou superior a sessenta (60) anos. Já o envelhecimento é descrito pela literatura como “...os processos progressivos e previsíveis, que envolve a evolução e a maturação dos organismos vivos” (FILHO, 2002). Entretanto Bodachne (1998), considera o envelhecimento um processo dinâmico e progressivo onde a ocorrência de modificações morfológicas, funcionais, bioquímicas e psicológicas, ocasionam a diminuição gradativa da capacidade de adaptação do indivíduo ao ambiente”. No entanto, na tentativa de melhorar o entendimento a respeito deste conceito, Neto (1997) considera que o envelhecimento é um processo biológico cuja sua alteração determina mudanças estruturais e funcionais no corpo humano. No ser humano esse processo ultrapassa o simples ciclo biológico, pois pode acarretar problemas sociais e psicológicos (VARGAS, 1996). Portanto essas alterações alteram a capacidade do indivíduo lidar com as demandas de seu cotidiano comprometendo sua qualidade de vida, principalmente no que diz respeito à autonomia na realização de atividades de vida diária (TINETTI et al., 1990).

Para explicar o processo de envelhecimento, devemos considerar duas teorias: a teoria do envelhecimento primário e a teoria do envelhecimento secundário (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). A primeira ocorre em decorrência da morte neuronal, que por sua vez, leva o indivíduo idoso a apresentar déficits funcionais devido à perda de força muscular, flexibilidade, deterioração do equilíbrio e tempo de reação (SOUZA; SGUIZZATTO, 1998).

Já a teoria do envelhecimento secundário justifica o processo de envelhecimento, a partir de fatores externos, ou seja, modo de vida, patologias, como o acidente vascular encefálico, neoplasias entre outras (GOLDFIELD, 1995; COZZANI;CASTRO, 2003; BALESTRA, 2002).

Atualmente com o aumento do contingente de idosos, têm se aumentado o número de trabalhos realizados a fim de estudar o efeito das alterações fisiológicas destes indivíduos em durante a realização de atividades cotidianas (LILLEY et al., 1995; CAMPBELL et al., 1981). Um dos motivos que justificam a realização destes experimentos esta relacionada ao número crescente de quedas sofridas por estes indivíduos (GUIMARÃES;ISAACS, 1980; WOO et al., 1995). Sabe-se que as quedas sofridas por idosos causam seqüelas muitas vezes irreversíveis sendo que em alguns casos estas quedas podem levar a morte destes indivíduos (FULLER, 2000; DINGWELL;MARIN, 2005). Na tentativa de se compreender a etiologia destas quedas, estudos a respeito das características do equilíbrio têm sido realizados (REDFERN et al., 2001). Entretanto para entendermos algo tão complexo quanto o estudo do equilíbrio primeiramente devemos entender os mecanismos fisiológicos envolvidos com o processo de envelhecimento.

2.2 Modificações funcionais associadas ao envelhecimento

São inúmeras as modificações funcionais que ocorrem com o envelhecimento, sendo estas acompanhadas por um declínio acentuado nas capacidades fisiológicas e do desempenho físico, após 30 anos de idade (FONSECA, 1998). A degeneração do corpo produz modificações químicas que alteram o funcionamento dos órgãos, cartilagens, osso e membranas das células de um modo geral. Sendo assim, mudanças nas funções do organismo traduzem um processo de envelhecimento normal (FILHO;NETO, 2000).

Portanto, a maneira como as pessoas se movem e suas habilidades de realizar atividades físicas alteram-se com o passar dos anos (FIATARONE, 1990). Em geral observa-se em indivíduos idosos, uma redução em sua capacidade de se movimentar durante a realização de atividades de vida diária (REINSCH et al., 1992; ALEXANDER, 1996; TINETTI, 1995). Esta por sua vez tem um efeito catastrófico no que diz respeito ao estilo e qualidade de vida nestes indivíduos (RAAB et al., 1988). Para melhor compreensão a respeito das alterações locomotoras apresentadas por idosos será dado enfoque apenas aos sistemas que estão intimamente relacionados aos déficits de equilíbrio apresentados por estes indivíduos (GRIMBY;SALTIN, 1983; FIATARONE;EVANS, 1993).

2.2.1 Sistema músculo-esquelético

Com o passar dos anos, mudanças no sistema muscular levam os indivíduos a apresentar uma redução na capacidade aeróbica e anaeróbica, afetando diretamente atributos deste sistema como resistência, força muscular e velocidade de movimento (DORFMAN;BOSLEY, 1979; POTVIN et al., 1980; SCHULTZ, 1992). Como em qualquer outro sistema do corpo, alterações mais marcantes ocorrem em idades extremas, particularmente após a oitava década de vida (GRIMBY, 1986). De fato indivíduos com idade superior a oitenta anos a redução do volume da massa muscular é tão óbvia que podemos observar esta alteração facilmente a partir de uma simples inspeção de rotina (BROWN;ROSE, 1985). Esta perda de massa muscular é, entretanto consequência da redução do número de fibras musculares, especialmente das fibras do tipo II (contração rápida) (LARSSON, 1983). Provavelmente esta redução esteja relacionada a um processo conhecido por atrofia de desuso (LEXELL;TAYLOR, 1991).

Além dos sinais identificados por meio de inspeção, exames de tomografia computadorizada têm comprovado uma redução acentuada no número de fibras musculares a

partir de 30 anos de idade sendo estas fibras substituídas por tecido adiposo intramuscular (FIATARONE, 1990). Uma justificativa plausível para esta redução significativa no número de fibras musculares esta relacionado à combinação entre as mudanças fisiológicas apresentadas pelo aumento da idade associado à atrofia por desuso que é uma das causas da fraqueza exibida por muitos destes indivíduos (ANIANSSOM et al., 1984). Então, um dos mais importantes efeitos no sistema motor ocasionado em virtude do aumento da idade, é um inevitável declínio da massa muscular, que por sua vez acarreta a perda de força muscular nestes indivíduos (DOHERTY et al., 1993). O declínio da força muscular tem sido observado em diferentes grupos musculares, sendo que alguns autores relatam que este declínio em humanos tem o seu início por volta dos sessenta anos de idade (DOHERTY et al., 1993; NARICI et al., 1988). Muitas vezes, o estilo de vida de muitos adultos de meia-idade e de pessoas idosas, exerce pequena demanda de estímulos para solicitação de fibras do tipo II (TREW;EVERETT, 1997). Esta por sua vez é responsável por realizar atividades relacionadas à potência e velocidade de movimento (ROSENHEIMER;SMITH, 1990). Portanto é inevitável que haja uma diminuição destas fibras em virtude da pequena demanda de informações relacionadas a atividades onde a solicitação de movimentos mais intensos exerça efeito sobre a atrofia por desuso (KLEINE, 1999; MATSUDO, 1997; STALBERG;FAWCETT, 1982).

É curioso que padrões de atrofia de fibras do tipo II não são constantes em todas as regiões do corpo (KANDA;HASHIZUME, 1989; KANDA;HASHIZUME, 1992). Por exemplo, o grupo muscular quadríceps femoral é mais sujeito à atrofia que grupos musculares dos membros superiores (GRIMBY, 1988). Provavelmente este comportamento ocorra em virtude dos músculos dos membros superiores apresentar-se em constante utilização mesmo quando o indivíduo apresenta perda na habilidade de se movimentar durante a marcha (SCARBOROUGH et al., 1999). Muitos autores acreditam que o decréscimo da função

muscular bem como da massa muscular ocorre principalmente devido à pela redução da demanda de oxigênio (BENDALL et al., 1989). Entretanto a hipótese enzimática pode ser refutada à medida que a redução da capacidade enzimática não necessariamente está relacionada ao incremento da idade e sim como consequência da aplicação de exercícios físicos mal orientados (MCARDLE et al., 1991).

Contudo estruturalmente e funcionalmente, a fibra muscular de um idoso possui características similares a de um indivíduo jovem respondendo as demandas físicas e ao treinamento da mesma forma (YOUNG, 1986). Portanto, apenas com a redução do número de fibras e da oferta de oxigênio há a redução da capacidade dos músculos em gerar potência e se manterem resistentes à solicitação imposta por uma tarefa motora (BASSEY et al., 1988). Ou seja, estes autores demonstraram que a mudança da idade não afeta a estrutura da fibra muscular e sim como a fibra irá responder a partir do estímulo proposto.

Sendo assim, mudanças no sistema muscular em virtude do aumento da idade influenciam em muito a capacidade locomotora destes indivíduos (INMAN et al., 1981). Sabe-se que durante a marcha, mais de 1000 músculos trabalham de forma sincronizada para realizar a movimentação de mais de 200 ossos ao redor de aproximadamente 100 articulações sinoviais (CLARK, 1995). Adaptações na marcha em indivíduos idosos estão associadas ao decréscimo generalizado da força muscular devido à perda de neurônios motores, fibras musculares e capacidade aeróbica (TINETTI et al., 1986; MAKI, 1997; HAUSDORFF et al., 1997).

Sabemos que para a realização de uma contração muscular eficiente, os músculos necessitam de oxigênio. Para se avaliar a intensidade do trabalho muscular durante a solicitação de uma tarefa locomotora, medidas a respeito da quantidade de oxigênio utilizada pelos músculos têm sido adotadas (FERRUCCI et al., 1997). Mesmo sendo a marcha uma tarefa com alto grau de complexidade, pessoas saudáveis andando a uma velocidade confortável de sua escolha, realizam esta tarefa com o mínimo gasto energético (CAHALIN et

al., 1996). Alguns estudos demonstraram que durante a marcha o consumo de energia em indivíduos idosos (média de idade 68 anos) comparado ao de indivíduos jovens (média de idade de 39 anos) é maior mesmo percorrendo a mesma distância a uma velocidade inferior (WATERS et al., 1988).

Em contraste com o declínio da força muscular, há uma menor convicção por parte dos pesquisadores a respeito de alterações na fatigabilidade com o passar dos anos (HICKS et al., 1992). Estudos envolvendo contração voluntária máxima e sub-máxima, isométricas isotônica concêntrica contínua e intermitente foram realizadas em músculos da mão e perna em indivíduos idosos (idade média de 65 anos) de ambos os sexos não demonstrando alterações significativas às análises realizadas entre estes indivíduos (LAFOREST et al., 1990, LARSSON et al., 1978). Com relação à ativação de músculos específicos a estimulação elétrica resultou em uma resposta mista, ou seja, neste estudo os autores identificaram um aumento da condição de fadiga muscular, em virtude da estimulação elétrica do nervo ulnar de homens idosos (idade média 67 anos) a 30 Hz (LENNMARKEN et al., 1985). Neste mesmo experimento, o oposto deste resultado foi obtido em mulheres idosas (idade média de 63 anos) nas mesmas condições. (NARICI et al., 1991). Sendo assim a necessidade em se determinar os prováveis mecanismos de fadiga nesta população e como esta condição afeta o desempenho destes indivíduos necessita de uma maior tenção por parte da comunidade científica.

Com relação às respostas reflexas, análises eletromiográficas (EMG) têm se demonstrado bastante útil na identificação de padrões de ativação dos músculos em indivíduos idosos (ENOKA, 2000). Análises da amplitude de pico a pico e do reflexo H do músculo sóleo em mulheres idosas (idade média 82 anos) revelaram que a amplitude de pico a pico do sinal EMG obtida para as mulheres idosas foi de 2,4mV em comparação a amplitude de 5,6mV das mulheres mais jovens (idade média 26 anos) (VANDERVOORT;HAYES, 1989). Ou seja,

com o passar dos anos a redução da excitabilidade das fibras musculares tem um efeito direto no aumento da amplitude de pico a pico do reflexo H (HICKS et al., 1992). Em contraste com o reflexo H produzido artificialmente, diferenças têm sido encontradas a análise comparativa entre jovens (idade média 27 anos) e idosos (idade média de 75 anos) durante a percussão do ligamento patelar (BURKE et al., 1989). Neste estudo utilizou-se uma ferramenta com ponta de borracha para promover a percussão deste ligamento gerando assim uma atividade reflexa interpretada como sendo a força exercida no tornozelo. Os resultados deste experimento demonstraram que a amplitude da resposta reflexa foi maior em indivíduos jovens (da ordem de 30 N) em comparação a amplitude dos indivíduos idosos (da ordem de 18N). Contudo, os indivíduos jovens apresentaram uma latência menor (da ordem de 60ms) em comparação aos resultados apresentados por indivíduos idosos (da ordem de 79ms). Sem dúvida a diferença da amplitude do sinal pode estar relacionada à diferença de força entre estes dois grupos de indivíduos. Já a diferença apresentada com a latência do sinal sugere uma diferença relacionada com a idade na detecção, transmissão e processamento do estímulo.

A seguir serão apresentadas as alterações do sistema nervoso referentes da idade. Estas alterações evidenciarão os aspectos do tempo de reação neuromotora e velocidade de condução nervosa em indivíduos idosos.

2.2.2 Sistema nervoso

Como o sistema muscular, o sistema nervoso não está protegido contra as modificações induzidas pelo aumento da idade (DELWAIDE, 1986). Comumente o processo de envelhecimento ocasiona uma efetiva redução nos neurotransmissores, alterações em células nervosas, e especialmente no número de conexões sinápticas (PICKLES et al., 1995; LOUGHTON et al., 2003). O Tempo de reação neuromotora apresenta-se significativamente reduzido com o aumento da idade, provavelmente pela redução da velocidade de condução

nervosa que pode estar alterada nestes indivíduos em até 15% (FITZGERALD, 1985). O estudo das reações rápidas para movimentos inesperados nos fornece dicas importantes a respeito das adaptações segmentares envolvidas no processo de envelhecimento (INGLIN;WOOLLACOTT, 1988). Uma forma de se analisar estes parâmetros é a análise do desempenho destes indivíduos a partir da análise do tempo de reação neuromotora (FRANCK et al., 1987). Considera-se por tempo de reação, o tempo desde o deslocamento do alvo até o início da resposta motora por parte de um indivíduo (MORGAN et al., 1994). Warabi, Noda e Kato (1986) instruíram indivíduos a responderem o mais rápido possível aos deslocamentos impostos por um alvo com os movimentos das mãos ou dos olhos. O alvo era deslocado a 0.17, 0.34 ou 0.70 radianos. A resposta dos olhos foi mensurada por meio de um *eletroculograma* e os movimentos das mãos por um *Joystick*. A partir destas análises observou-se que o tempo de reação aumentava linearmente com a idade dos indivíduos sendo este aumento maior em deslocamentos para alvos mais extensos (tanto para o movimento dos olhos quanto para os das mãos). Sendo assim estes autores concluíram que o principal efeito da idade em tarefas de reação rápida é o comprometimento do processamento sensorial em indivíduos idosos.

Adicionalmente, o decréscimo no número de unidades motoras bem como sua ativação nos músculos torna-se ainda mais difíceis (PRINCE et al., 1997). Isto se dá em virtude da redução da capacidade sensorial, que por sua vez, se dá a partir do declínio do número de terminações nervosas livres e do aumento do limiar de transmissão destas informações (THAUT et al., 1999; DINGWELL;CAVANAGH, 2001). Além destas, alterações como diminuição do número de células nervosas encefálicas, diminuição da acuidade visual, auditiva e vestibular devem ser relatadas em virtude de sua importância (PETERKA et al., 1990; MARTIN-HUNYADI et al., 1997). A visão fornece para o sistema nervoso uma referência para a verticalidade, ou seja, uma fonte importante de dados para o controle postural. O sistema

visual é o sistema sensorial que o corpo mais confia nas tarefas de manutenção da postura e de movimento apesar dos reflexos gerados pelo *feedback* visual são os mais lentos (LATASH, 1998; ROTHWELL, 1996). Alguns estudos mostram um aumento da oscilação do corpo quando a informação visual esta ausente (FREITAS JR., 2003).

O sistema vestibular também exhibe uma redução em sua funcionalidade, com perda de até 40% de suas células ciliadas e nervosas em indivíduos com idade de 70 anos (ROSENHALL;RUBIN, 1975). Uma das funções deste sistema esta relacionada a sua habilidade em servir como um sistema de referência para os outros sistemas (visual e somatosensorial). Estes por suas vez, a partir desta correlação podem ser comparados e em seguida calibrados (BLACK;NASHNER, 1985). Portanto as informações advindas deste sistema contribuem para amplitude dos ajustes posturais automáticos às perturbações que ameaçam o equilíbrio dos indivíduos (ALLUM et al., 1994).

Em particular estudos relacionados á alterações do sistema somatosensorial tem demonstrado que com o avanço da idade, estes indivíduos apresentam uma queda acentuada na percepção de vibrações de alta freqüência, no toque, estímulos proprioceptivos (VERRILO, 1980; ALEXANDER, 1994; HORAK et al., 1989). Sendo assim, podemos concluir que o sistema nervoso contribui diretamente para o controle postural por meio da coordenação das forças eficazes para controlar a posição do corpo no espaço (WINTER et al., 1990). E que o aumento da idade leva os indivíduos à perda de terminações de meissner e corpúsculos de Paccini (sensação de toque leve, pressão e vibração) (GHEZ, 1991).

A seguir será descrita a relação entre o sistema muscular e nervoso para a manutenção do equilíbrio em idosos.

2.3 O controle postural e o equilíbrio do idoso

Ao nos movimentarmos, normalmente, não percebemos a complexidade dos processos neuromusculares envolvidos no controle da postura (MASSION, 1992). Basicamente, o sistema de controle postural deve satisfazer três quesitos básicos: i) estabilidade postural a presença da gravidade, ii) gerar respostas antecipatórias para movimentos volicionais (voluntário) e iii) apresentar adaptabilidade aos estímulos propostos (HORAK; MCPHERSON, 1996). Por exemplo, o simples ato de estender o braço para alcançar um objeto pode desestabilizar o equilíbrio, a menos que ações compensatórias precisamente geradas sejam iniciadas antes da extensão do braço (ALLUM; HONEGGER, 1992). Dessa forma, um sistema é necessário para gerar ações antecipatórias antes da ocorrência da movimentação voluntária desejada a fim de se manter o equilíbrio do corpo durante a realização desta tarefa (CORDO; NASHNER, 1982).

Outro exemplo de controle postural está relacionada ao posicionamento da cabeça em relação ao ambiente (BERTHOZ; POZZO, 1988). Este referencial é de suma importância visto que a estabilização da visão depende da habilidade em localizarmos nossa cabeça em relação ao ambiente. Enquanto saber o posicionamento da cabeça em relação ao resto do corpo determina a capacidade de nos mantermos eretos.

Sendo assim, o equilíbrio pode ser definido como a capacidade do indivíduo se manter em uma determinada postura em relação ao espaço, sendo esta ortostática ou ereta, (NICHOLS, 1997). Podemos ainda definir o equilíbrio como o estado em que todas as forças atuantes sobre o corpo estão em equilíbrio mantendo o corpo estável em tal posição (HORAK, 1997). Ao mantermos o equilíbrio em posição ortostática, dizemos que nosso corpo mantém um estado de *equilíbrio estático* (FRONTERA, 2001). Contudo sabe-se que mesmo estando parado em postura ereta, nosso corpo apresenta oscilações nos três eixos de movimento. Esta informação torna a classificação de equilíbrio estático *incompleta*, visto que mesmo quando

estamos parados nosso corpo está em movimento. Já durante a progressão do corpo em virtude da realização de um ou vários movimentos no espaço sem que percamos nosso equilíbrio dizemos que o corpo apresenta-se em estado de *equilíbrio dinâmico* (HALL, 2000).

O estado de manter-se equilibrado depende da capacidade em buscarmos um posicionamento, que visa à estabilização dos segmentos corporais durante a realização de atividades voluntárias bem como de reagir às perturbações externas impostas pelo ambiente (COLLINS et al., 1995). Para a manutenção do equilíbrio é necessária a contribuição de três sistemas sensoriais: i) sistema visual, ii) sistema vestibular e iii) sistema somatosensorial (proprioceptivos) (WIECZOREK, 2003).

Como visto anteriormente, uma das mais importantes ferramentas para a manutenção do equilíbrio é o aparelho vestibular (DUARTE, 2000). Este faz conexões com o Sistema Nervoso Central (SNC) por meio de uma via primária de reflexos. Esta tem início nos nervos vestibulares seguindo para ambos os núcleos vestibulares e cerebelares (HORAK;SHUPERT, 1994). A partir daí, são enviados sinais para os núcleos reticulares do tronco cerebral por meio dos feixes vestibuloespinal e reticuloespinal em direção a medula espinhal estes por sua vez controlam a interação entre facilitação e inibição da musculatura antigravitacionária (GUYTON;HALL, 1998). Isto justifica o fato de que o equilíbrio seja um processo dinâmico, uma vez que envolve múltiplas vias neurológicas, embora seja considerado por muitos um processo puramente estático.

Há de se ressaltar que a literatura demonstra a importância de se interpretar alguns termos utilizados em diversos trabalhos relacionados ao controle postural. Por exemplo, o termo *posição* refere-se a localização, orientação e postura de um corpo (ZATSIRORSKY, 1998). Já a *localização* descreve a posição de um ponto do corpo em relação ao espaço, determinado pelo centro de massa corporal (CM) ou centro de gravidade (CG). O termo *orientação* significa a posição do corpo, por exemplo, o corpo ereto (WIECZOREK, 2003).

Sabemos que durante o processo de envelhecimento ocorrem mudanças nos componentes sensoriais e motores do controle postural. Sabemos também que estas alterações contribuem para o aumento da instabilidade postural do idoso tendo como consequência o aumento do risco de quedas nesta população. Entretanto devemos analisar estas alterações durante atividades como o andar, visto que mais da metade das quedas nestes indivíduos ocorrem durante a realização destas atividades (BLAKE et al., 1988).

2.4 A Marcha humana e suas Implicações para o equilíbrio do idoso

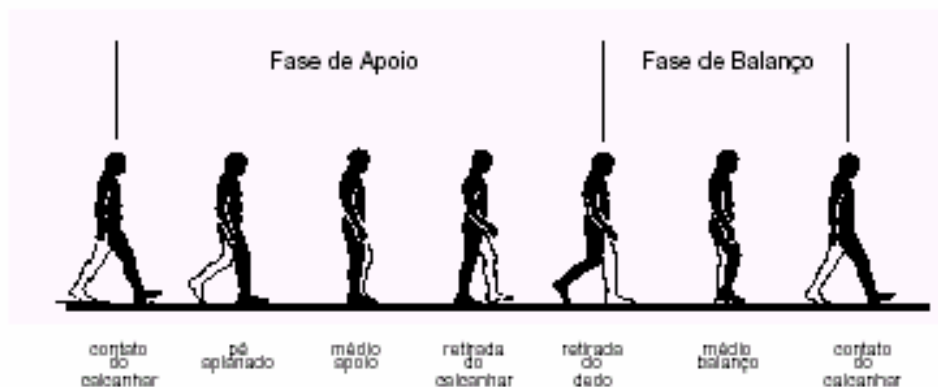
As quedas e as lesões que geralmente acompanham a locomoção do idoso são um sério problema para esta população (GABELL et al., 1986). Na realidade a queda é a sétima causa principal de morte em indivíduos com mais de 75 anos de idade (LILLEY et al., 1995). Dentre os adultos com mais de 75 anos que sofreram uma queda com lesão, 45% adquirem medo de cair novamente e 26% começam a evitar situações com maior demanda de equilíbrio (TINETTI, 1985). O fato é que as compensações adotadas por estes indivíduos, visando sua proteção, geram uma perda ainda maior em sua capacidade locomotora, bem como do seu equilíbrio (SPEECHLEY;TINETTI, 1990). Dados estatísticos demonstram que mais da metade das quedas em idosos ocorrem durante atividades como a marcha (BLAKE et al., 1988). Portanto, a identificação e caracterização destas alterações durante a marcha é de suma importância para a criação de um modelo de reabilitação que visa à melhora das características dos movimentos nestes indivíduos. A partir deste modelo, diminuir a incidência de quedas durante a realização desta atividade fundamental.

Para tanto, antes de iniciar a caracterização das alterações locomotoras decorrentes do incremento da idade, primeiramente devemos classificar este evento e suas variáveis. Estas são os determinantes para caracterização do comportamento destes indivíduos. Primeiramente

serão explicados os aspectos mecânicos e neurosensoriais envolvidos na realização da marcha. Em seguida serão explicadas as alterações nas variáveis da marcha em idosos e suas implicações para a locomoção destes indivíduos.

2.4.1 Aspectos mecânicos e neurosensoriais envolvidos com a marcha humana

Mecanicamente, a marcha é descrita como sequência de movimentos cíclicos, maravilhosamente coordenados entre os membros superiores e inferiores, que culminam na propulsão do corpo através do espaço (LIEBER, 1992). O ciclo da marcha corresponde a uma sequência de eventos caracterizada pelo período de tempo em que um pé de referência toca o solo até o momento em que o mesmo pé toca o solo novamente (SMIDT, 1990). Sendo assim, o ciclo da marcha é compreendido basicamente por duas fases: o apoio do membro de referência e o balanço do membro contra-lateral, que correspondem a aproximadamente a 60% e a 40% do ciclo da marcha respectivamente (SUTHERLAND, 1998) (**Figura 1**).



(adaptado de ALLARD, 1995)

Figura 1: Descrição esquemática das fases do ciclo da marcha e suas sub-fases respectivamente. Note que estes eventos são basicamente caracterizados por uma fase de apoio e uma fase aérea (oscilação do membro) ou fase de balanço.

Podemos ainda comparar estes movimentos como os de um “pêndulo Invertido” (LACQUANIT et al., 1999). Este modelo descreve que durante cada passo, o centro de massa corporal (CMC) projeta-se sobre o membro de suporte, tal como um “*pêndulo invertido*” (CAVAGNA et al., 1977). Este modelo assume que os músculos atuam como molas, provocando uma movimentação em série do CMC durante a fase de apoio da marcha a fim de minimizar o gasto energético imposto durante os movimentos (**Figura 2**).

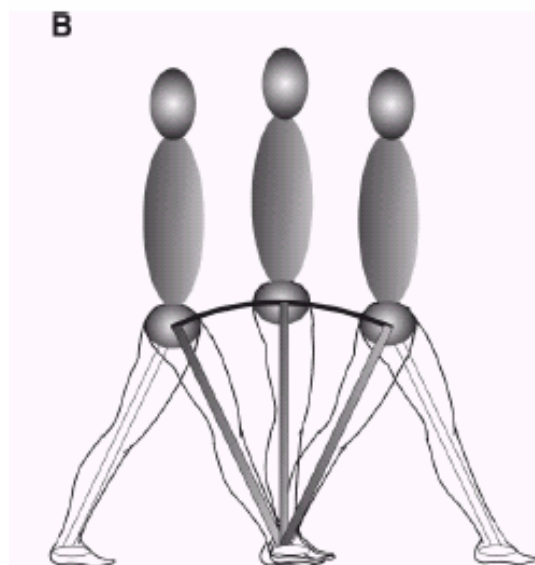


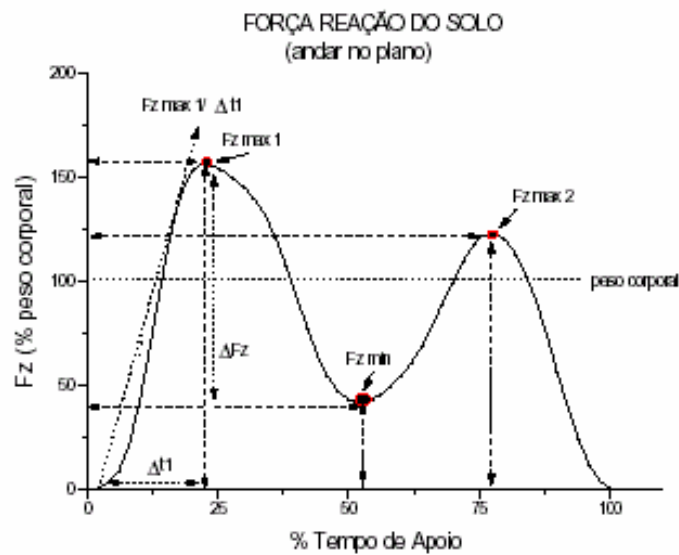
Figura 2: A Figura 2 descreve o modelo do “*pêndulo invertido*”. Note que durante cada passo, o centro de massa corporal projeta-se sobre o membro de suporte descrevendo a trajetória de um “*pêndulo invertido*”.

Do ponto de vista neurofisiológico, a marcha humana é o resultado da interação entre estruturas músculo-esqueléticas e neurosensoriais possibilitando um processo harmônico e coordenado de movimentos (GRASSO;LACQUANITI, 2000; LACQUANITI et al., 1999).

O controle da locomoção, do ponto de vista neural, se faz, mediante um refinado processo de integração entre informações sensoriais periféricas, supra-espinhais e outras diversas estruturas como músculos, tendões, cápsula articular entre outros (DUYSENS et al., 2000). Estes também desempenham importante papel na captação e transmissão de informações

sensoriais advindas da periferia (DUYSENS;VAN de CROMMERT, 1998). Portanto a integração entre estes fatores a eficiência da locomoção nos seres humanos.

Atualmente, mensurações da cinemática e da cinética do movimento humano têm-se demonstrado extremamente úteis, possibilitando a avaliação de alterações funcionais associadas às disfunções motoras e neurosensoriais durante as diversas formas de locomoção (ANDRIACCHI et al., 1990; BERCHUCK et al., 1990). O estudo da cinemática da locomoção humana tem a função de descrever a posição, velocidade e aceleração dos segmentos corporais durante o movimento, sem levar em consideração as forças atuantes para a realização do mesmo (AMADIO;SERRÃO, 1996). De forma complementar, a análise cinética da marcha é essencial para mensuração e interpretação das forças atuantes durante a realização da locomoção humana (WINTER, 1984). Classicamente a curva da Força Vertical Resultante de Reação do Solo (FVRRS) apresenta um comportamento peculiar durante a marcha, sendo composta por dois picos e um vale entre os picos (SERRÃO;AMADIO, 1993). Ao fragmentarmos esta curva em três partes, evidenciamos o seguinte comportamento: O terço inicial é representado por um aumento linear da força, momento este, que representa a força de impacto do pé do indivíduo com o solo (primeiro pico de força). O terço central desta curva em forma de um vale, corresponde ao momento em que apenas um dos pés está em contato com o solo (apoio simples), enquanto o membro contralateral encontra-se em fase de balanço (“fase aérea”). Por fim há um segundo incremento da força, representando o momento de propulsão do corpo para frente (segundo pico de força) (WINTER, 1984) **(Figura 3)**.



(SACCO, 1997)

Figura 3: A Figura 3 descreve o comportamento cinético da curva da FVRRS durante a marcha. Note que as características peculiares desta curva são os dois picos e um vale. Estes representados respectivamente pelo primeiro pico de força, apoio simples e segundo pico de força.

Recentemente, análises das variáveis locomotoras possibilitaram à identificação do comportamento da FVRRS, em indivíduos Idosos (ISRAEL; CARANASSOS, 1991).

Contudo, para melhor entendimento a respeito das alterações da marcha em indivíduos idosos, as alterações subsequentes serão classificadas em alterações: i) espaço-temporais, ii) alterações cinemáticas, iii) alterações cinéticas e iv) alterações do Centro de Pressão (CP).

2.4.2 Alterações Temporais

Observações da marcha humana é, atualmente, o estágio inicial na construção de alguns padrões locomotores apresentados em idosos (MALOUIN, 1995). Devido à simplicidade com que as análises das variáveis espaço-temporais são realizadas, estas são as primeiras variáveis da marcha a serem verificadas durante o ato locomotor (SMITH et al., 1990). Por exemplo, para se calcular a velocidade com que se realiza a marcha é necessário apenas conhecer a distância em que o indivíduo irá se deslocar, delimitar uma posição inicial e uma posição final. A partir da utilização de um cronômetro, o tempo em que este indivíduo levará para percorrer o espaço demarcado será obtido. Esta simples análise possibilita inferir se um indivíduo está deambulando ou não com dificuldade ou saber se esta ou não respondendo a um processo de reabilitação voltada a melhora dos aspectos locomotores.

Sendo assim, análises dos aspectos da velocidade da marcha, tem sido utilizado como um indicativo de mobilidade entre os indivíduos devido à praticidade em se realizar as análises (POTTER et al., 1995).

Estudos com indivíduos idosos demonstraram que a velocidade da marcha decresce à medida que há o aumento da idade nestes indivíduos (WINTER, 1991; FRIEDMAN et al., 1988). Alguns autores se preocuparam em analisar os aspectos da marcha em 233 indivíduos (idade variando entre 10 a 79 anos), em diferentes velocidades (lenta, normal e rápida) (ÖBERG et al., 1993; ÖBERG et al., 1994). A distância estipulada para a locomoção foi de 10m. Estes autores identificaram que mulheres idosas apresentaram a velocidade da marcha e o comprimento do passo era menor quando comparado com os valores apresentados pelos homens idosos analisados. Já a cadência foi maior nas mulheres idosas do que nos homens idosos durante esta mesma análise. Podemos então sugerir que os efeitos da idade são maiores

em mulheres do que em homens. Este fato pode ser um indicativo para se justificar o fato da maior incidência de quedas em mulheres do que em homens.

Outros autores analisaram 81 mulheres com idade variando entre 64 e 94 anos em cinco diferentes velocidades. A partir de análise de regressão múltipla estes autores revelaram que a partir do aumento da idade, há uma variabilidade de 30 a 45% nos valores apresentados para a velocidade da marcha (LEIPER; CRAIK, 1991). Ou seja, à medida que envelhecemos a velocidade com que realizamos nossos movimentos diminui significativamente, sendo esta diminuição mais evidente em mulheres do que em homens. Os resultados apresentados por estes autores podem ser comprovados a partir da análise realizada por Woo et al. (1995). Estes autores analisaram 1815 sujeitos idosos com idade acima de 70 anos, demonstrando que a partir do aumento da idade ocorre uma diminuição dos valores da velocidade da marcha apresentada por mulheres idosas. Entretanto estes autores incluíram a altura e nível da atividade física como fatores de significância. Entretanto em homens idosos apenas a idade foi o fator de significância para as diferenças apresentadas entre estes indivíduos. Sem dúvida estas informações podem comprometer as informações apresentadas pelo estudo de Leiper e Craik (1991). Nestes indivíduos a relação entre a diminuição da velocidade da marcha e o aumento da idade foi de 0.1 a 0.7% por ano.

Outra variável importante a ser estudada é o comprimento do passo visto que esta variável indica a facilidade com que os indivíduos controlam sua velocidade durante a realização da marcha. Pois segundo Elble et al. (1991) e Wall et al. (1991), a lentidão dos movimentos da marcha podem ser parcialmente explicada por meio da redução do comprimento da passada nestes indivíduos. Ao contrário destes achados Blanke; Hageman (1989) em seu estudo concluíram que não há diferenças entre o comprimento da passada, do passo bem como da velocidade da marcha entre indivíduos jovens (n=12) e idosos (n=12). Apesar deste estudo contar um reduzido número de indivíduos, o nível de significância estipulado foi de 0,01. Ou

seja, as informações apresentadas por estes autores têm uma probabilidade de 99% de estarem corretas. De forma complementar, Gabell e Nayak (1984) mensuraram o coeficiente de variação das variáveis: comprimento do passo, tempo da passada e tempo de duplo apoio em indivíduos jovens e idosos. Estes autores demonstraram não haver diferenças nestas variáveis entre os indivíduos analisados.

De modo geral os maiores achados relacionados com o aumento da idade em variáveis espaço-temporais podem ser resumidos ao decréscimo do comprimento da passada, cadência e na velocidade durante a realização da marcha. Contudo a falta de padronização na velocidade da marcha por estes autores, provavelmente representa uma ameaça a fidedignidade dos dados apresentados, visto que a velocidade da marcha influencia diretamente o comportamento das variáveis estudadas por estes autores.

2.4.3 Alterações Cinemáticas

Informações subjetivas observadas em avaliações das características da marcha cada vez mais têm sido confirmadas a partir de análises quantitativas dos aspectos cinemáticos referentes aos movimentos durante a marcha em idosos. Neste caso, análises cinemáticas quantitativas têm por objetivo informar a posição de cada segmento corporal dos sujeitos analisados, bem como seu comportamento dos movimentos desenvolvidos durante a marcha.

A partir destas análises alguns autores descobriram que os perfis dos ângulos articulares de jovens e idosos basicamente não se diferem (WINTER, 1991). Entretanto, súbitas mudanças ocorrem em nível de amplitude de movimento (ÖBERG et al., 1994). A amplitude de movimento dinâmica para a articulação do tornozelo é menor em idosos ($24,9^\circ$) enquanto que para jovens este valor chega a $29,3^\circ$. Associado ao decréscimo da amplitude de movimento do tornozelo, está fraqueza dos grupos musculares responsáveis pelos

movimentos de flexão plantar e dorsiflexão desta articulação (BENDALL et al., 1989). Provavelmente a fraqueza destes músculos determina a diminuição da amplitude de movimento desta articulação.

Já para a articulação do joelho, estima-se que o ângulo de extensão desta articulação durante o apoio médio aumenta cerca de $0,5^\circ$ por década enquanto que durante a fase de balanço há um decréscimo de $0,5$ a $0,8^\circ$ durante o mesmo período (JUDGE et al., 1996). Outros estudos demonstraram que durante o final da fase de balanço, indivíduos idosos mantêm um pequeno ângulo de flexão da articulação do joelho ($5,3^\circ$) (WINTER, 1991).

Esta diminuição do ângulo de flexão nestes indivíduos esta relacionada à diminuição do trabalho muscular exercido pelo quadríceps femoral durante a fase de resposta à carga. Mais do que isso, esta informação pode estar relacionada ao fato destes indivíduos apresentarem uma diminuição do comprimento do passo durante a realização de sua marcha (FERNANDES et al., 1990; OSTROSKY et al., 1994).

Em contraste com a amplitude de movimento articular apresentado pela articulação do tornozelo e do joelho, em idosos, a articulação do quadril apresenta movimentos de grande amplitude (cerca de 40°) quando comparado com os movimentos gerados nesta articulação em indivíduos jovens (cerca de 32°) (TRUEBLOOD;RUBENSTEIN, 1991).

Entretanto ao se analisar a marcha de 233 indivíduos Öberg et al., (1994) não encontraram diferenças significantes entre os ângulos articulares do quadril nestes indivíduos.

Já a velocidade de deslizamento do calcanhar ao solo no momento do impacto do pé demonstrou-se maior em idosos ($1,5\text{m/s}$) quando comparado com os valores apresentados por indivíduos jovens ($0,87\text{ m/s}$) em estudo apresentado por Winter (1991). O que mais chamou a atenção nesta pesquisa é o comportamento apresentado pelos idosos durante a realização desta tarefa. Pois nesta análise os indivíduos idosos apresentaram sua velocidade da marcha inferior à velocidade apresentada por indivíduos jovens. Mesmo assim a velocidade de deslizamento

do calcanhar foi maior que a velocidade apresentada por indivíduos jovens. A partir deste resultado podemos concluir que o aumento da velocidade de deslizamento horizontal apresentado em idosos aumenta o potencial de “*escorregões*”, estes por sua vez podem ser os precursores das quedas nestes indivíduos.

Uma justificativa para este fenômeno, esta relacionada ao atraso bem como a redução da ativação dos ísquios tibiais durante a realização desta tarefa.

Estudos posteriores a respeito das modificações dos padrões do andar, associados ao envelhecimento, concentraram-se em uma análise cinemática dos padrões dos passos em homens idosos saudáveis (MURRAY et al., 1969). A idade variou de 20 a 87 anos, sendo os indivíduos com idades acima de 65 anos submetidos a um exame neurológico. Esta avaliação teve por objetivo descartar a possibilidade de quaisquer alterações neurológicas que pudessem influenciar nos eventuais resultados. Todos os indivíduos foram orientados a caminhar a velocidades preferidas e rápidas. As informações a respeito do posicionamento, velocidade e aceleração angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo foram obtidos por meio de fotografias pelo método de luz interrompida a 20 Hz de frequência, enquanto caminhavam nas velocidades pré-determinadas. Os resultados deste experimento demonstraram que indivíduos com idade superior a 67 anos exibiram uma velocidade significativamente mais lenta (1,18 m/s) em comparação a velocidade dos indivíduos jovens (1,5 m/s) durante a realização da marcha. Outra variável importante foi o comprimento do passo, que em indivíduos idosos apresentou-se mais curto, principalmente durante a realização do andar em velocidades maiores. Finalmente observou-se que a posição angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo era menor nos jovens quando comparado aos valores apresentados por indivíduos idosos. Sem dúvida os dados apresentados por estes autores demonstram que as alterações observadas descrevem um mecanismo de proteção durante o andar. Esta estratégia tem o

objetivo de aumentar a estabilidade destes indivíduos em virtude dos déficits de controle postural apresentados pelos mesmos.

2.4.4 Alterações Cinéticas

O enfoque dos estudos prévios apresentados foi demonstrar a mudanças evidentes em algumas variáveis cinemáticas do ciclo da marcha no idoso comum. Sabemos que o padrão da atividade elétrica muscular em idosos é maior do o padrão apresentado por indivíduos jovens. Esta atividade muscular elevada sugere um esforço destes indivíduos na tentativa de manter uma maior estabilidade postural durante a fase de apoio na marcha (SHUMWAY-COOK;WOOLLACOTT, 2003). Contudo a grande questão que devemos nos fazer é, como alterações nos padrões de atividade elétrica dos músculos nestes indivíduos modificam a dinâmica do andar?

Informações a respeito das diferenças apresentadas entre idosos e jovens são bem limitadas com relação a análises cinéticas do movimento humano durante a marcha (PRINCE et al., 1997).

Recentemente foi produzida uma tabela para a distribuição de massa por segmento corporal e para a distribuição de massa por momento de inércia dos segmentos corporais (JENSEN;FLETCHER, 1993). O pico de torque dos flexores plantares do tornozelo em idosos é menor do que os valores apresentados por indivíduos jovens (JENSEN;FLETCHER, 1994). Já os padrões gerais dos perfis de potência são os mesmos para idosos e jovens, sendo algumas diferenças descritas quando a potência e o trabalho (trabalho representa a energia gerada ou absorvida pelos músculos durante o movimento) foram comparados (WINTER et al., 1990). A absorção de carga pela articulação do joelho entre a transição da fase de apoio para a fase de balanço é maior em idosos (0,089 J/kg) do que em adultos jovens (0,047J/kg).

Este fato explica a absorção de quase 50% da energia gerada para projetar o corpo para frente em idosos durante a marcha enquanto que para jovens, estes valores representam apenas 16% desta energia durante a realização da mesma tarefa. Já nas fases de balanço médio e terminal, o pico de absorção da potencia pela articulação do joelho tende a diminuir com o aumento da idade. Este resultado demonstra uma menor demanda do trabalho muscular, reduzindo a velocidade angular do membro inferior durante a projeção do corpo para frente.

Outro importante método de análise dos aspectos cinéticos do movimento humano é a análise pela técnica da dinâmica inversa (WINTER, 1990). A partir deste método os momentos de força e potência mecânica gerados e absorvidos em cada uma das articulações podem ser calculados. Mais do que isso, este processo permite estimar a quantidade de potencia gerada pelos músculos durante os movimentos angulares impostos às articulações.

Esta informação é de suma importância para a análise do movimento visto que para iniciarmos a fase de balanço, nosso sistema muscular necessita aumentar o trabalho de músculos específicos. Enquanto que uma redução da energia é exigida para preparar nosso aparelho locomotor para o momento do impacto do pé ao solo. Utilizando desta técnica, Winter et al. (1990) compararam os padrões da marcha entre 15 idosos saudáveis (idade variando entre 62 a 78 anos) com os valores apresentados por 12 adultos jovens saudáveis (idade variando entre 21 a 28 anos). Os resultados deste experimento revelaram que em indivíduos idosos, os músculos flexores plantares apresentaram uma potência significativamente menor durante a projeção do corpo para frente, enquanto o músculo quadríceps femoral absorveu uma quantidade de energia significativamente menor durante o final da fase de apoio e início da fase de balanço respectivamente. Estes autores concluíram que a redução da potência dos flexores plantares durante a projeção do corpo para frente, poderia explicar a diminuição do comprimento do passo, o maior aplanamento do pé durante o contato do calcanhar ao solo, bem como, o maior tempo de duplo apoio apresentado pelos

indivíduos idosos em estudos prévios apresentados. De fato, os resultados de variáveis espaço-temporais e cinemáticos apresentados pelo estudo de Winter et al. (1990) corroboram com os resultados apresentados em outros experimentos. Contudo, o grande diferencial apresentado neste estudo, fundamenta-se na lógica de suas justificativas quanto à diminuição da força de propulsão do corpo apresentada pelos indivíduos idosos. Estes autores propõem duas hipóteses mecânicas para justificar o fenômeno encontrado. A primeira sugere que, uma redução na força muscular dos músculos flexores plantares em idosos seria o responsável direto pela diminuição da propulsão do corpo, em virtude destes músculos serem os responsáveis por esta fase do movimento. A segunda opção argumentada refere-se a um processo adaptativo referente às modificações dos padrões da marcha empregados por idosos. Estes estariam destinados a garantir uma marcha mais segura, uma vez que os movimentos realizados durante o impulso ocorrem para cima e para frente simultaneamente durante a marcha destes indivíduos. Portanto, estes movimentos podem ser considerados os grandes “vilões” no que diz respeito à desestabilização destes indivíduos durante a marcha.

2.4.5 Alterações do Centro de Pressão

O entendimento a respeito do controle do equilíbrio dinâmico em idosos durante a marcha tem despertado o interesse dos gerontologistas com relação à avaliação das instabilidades posturais apresentadas por indivíduos idosos (CHANG;KREBS, 1999).

Mensurações do Centro de Gravidade (CG) refletem a posição do corpo enquanto que mediadas do Centro de Pressão (CP) descrevem a transferência de peso e controle muscular durante alterações da postura dinâmica (RILEY et al., 1990). O CP tem sido utilizado para melhorar o entendimento a respeito das alterações biomecânicas envolvidas com o controle da dinâmica postural em idosos (KAYA et al., 1998; CHOU et al., 2001).

Não é de hoje que pesquisadores têm se preocupado em analisar as características do CP em idosos. Inúmeros estudos são proferidos todos os anos com o intuito de se revelar quais estratégias estes indivíduos adotam para manutenção da postura em virtude de seus déficits neuromusculares (CAMPBELL et al., 1990). De fato a partir destas análises temos a oportunidade de descobrir eventuais estratégias adotadas por estes indivíduos em decorrência das perturbações impostas pelos deslocamentos durante a marcha (JIAN et al., 1993). Entretanto, embora a FVRRS reflita a ação de todos os segmentos corporais, é possível obter alguma informação a respeito do membro de suporte durante a fase de apoio a partir desta grandeza (MACKENNON;WINTER, 1993).

Modelos generalistas a respeito do controle do equilíbrio têm sido estabelecidos em inúmeros estudos (MARIGOLD;PATLA, 2002; CHOU et al., 2003; HERMAN et al., 2005). Estes modelos assumem que o CP é continuamente ajustado além dos limites das oscilações do centro de massa afetando diretamente as mudanças de direções destes indivíduos. Novamente, o processo de envelhecimento impõe ao nosso corpo, mudanças nos sistemas sensoriais que comprometem a habilidade individual destes indivíduos em modular apropriadamente as interações entre o CP e o CM (BLOEM et al., 1992; SUDARSKY, 2001; NUTT, 2001; WHITMAN et al., 1999).

Sendo assim, a utilização dos movimentos do centro de massa corporal e suas interações com a variável CP, têm sido bem utilizados como indicadores diretos para avaliar a estabilidade dinâmica em idosos (HELBOSTAD;MOE-NILSSEN, 2003; JIAN et al., 1992; PERRY et al., 2001; PATLA et al., 2000; YOU et al., 2001).

Um número de estudos tem sugerido que os movimentos da região superior do corpo, especialmente os movimentos da cabeça, é uma referência válida para se avaliar a dinâmica do equilíbrio. Entretanto, os protocolos de análise de muitos destes estudos envolvem perturbações na postura ereta, não incluindo tarefas dinâmicas como a marcha com ou sem

obstáculos (BERTHOZ;POZZO, 1988; POZZO et al., 1990; POZZO et al., 1995; MOUCHNINO et al., 1990).

Para melhorar o entendimento a respeito do equilíbrio dinâmico em idosos, Hahn;Chou (2003) realizaram uma análise comparativa dos aspectos das oscilações médio-laterais e das variáveis temporais entre 9 idosos saudáveis (7 homens e 2 mulheres com idade média de 72 anos) e 6 indivíduos idosos com distúrbio de equilíbrio (1 homem e 5 mulheres com idade média de 76 anos). O protocolo experimental contou com o incremento de obstáculos durante a realização da marcha nestes indivíduos. Primeiramente analisou-se a marcha sem obstáculos. Em seguida foram adicionados obstáculos com 2,5-5-10 e 15% da altura de cada indivíduo. A menor altura a ser superada pelos indivíduos foi de 5cm e a maior de 25cm. A partir destas análises estes autores demonstraram que não houve alterações para as variáveis espaço-temporais entre os indivíduos analisados em todas as condições experimentais. Contudo as análises dos parâmetros das oscilações médio-laterais do CP revelaram que durante a realização da marcha em todas as condições experimentais analisadas, indivíduos com déficits de equilíbrio apresentaram maiores oscilações médio-laterais quando comparado aos valores apresentados pelos indivíduos controle ($p=0,03$).

Sem dúvida os dados apresentados neste estudo revelam a importância de se analisar os aspectos desta variável como um referencial para a semiologia do equilíbrio dinâmico em idosos. Pois apesar destes indivíduos apresentarem déficits de equilíbrio, as variáveis espaço temporais como tempo da passada, comprimento da passada e até mesmo a velocidade de deambulação destes indivíduos durante a realização do protocolo experimental não se demonstraram alteradas. Variáveis estas que em outros estudos são descritas como indicativos para prever se há ou não alterações de equilíbrios em idosos durante a realização da marcha.

3. MATERIAL E MÉTODOS

Participaram do estudo 12 voluntários adultos, sendo estes divididos em dois grupos: Grupo de indivíduos idosos (n=6) com idade de $65 \pm 1,22$ anos, altura média de $165,2 \pm 7,07$ cm e peso médio estimado em $83,6 \pm 18,9$ Kg. O segundo grupo de indivíduos foram considerados como adultos jovens (n=6), todos com idade de 25 anos, altura média de $160,8 \pm 5,68$ cm e peso médio estimado em $59,4 \pm 8,9$ Kg. Os critérios de inclusão destes indivíduos foram respectivamente: i) ausência de história de lesão de etiologia osteomioarticular e/ou neurológica, ii) ausência de condição álgica durante a realização de movimentos na marcha, iii) indivíduos adulto jovens deverão apresentar idade entre 20 e 30 anos e os idosos acima de 60 anos, iv) ausência de lesões vasculares, cardíacas e respiratórias e v) ausência de déficits visuais maiores.

A partir do encaminhamento médico, os pacientes foram então selecionados e encaminhados para análise quantitativa da marcha. Todos os indivíduos foram encaminhados por meio de exame clínico médico a fim de se descartar quaisquer alterações que comprometessem a coleta dos dados.

Todos os voluntários foram informados a respeito do experimento e conscientizados sobre os objetivos e riscos do presente trabalho. Após os esclarecimentos, os indivíduos receberam um Termo de Consentimento (**Anexo A**) conforme as exigências da resolução 196/96 do Ministério da Saúde e do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP. Todos os voluntários foram informados a respeito do experimento, sendo este, conscientizado sobre os objetivos, riscos, benefícios e finalidades da realização do presente estudo, bem como a suspensão ou interrupção em qualquer etapa do procedimento se assim desejar o voluntário (**Anexo A, Item 10**). Riscos ou comprometimentos de natureza física proporcionada ao paciente devido aos procedimentos

experimentais são de natureza mínima. Ou seja, as atividades funcionais solicitadas ao paciente para execução são uma forma de reproduzir as atividades diárias como andar em plano horizontal ou em plano inclinado (análise da marcha) (**Anexo A, Item 3**).

Todas as etapas do experimento foram realizadas, no Laboratório de Biodinâmica da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP, logo após a aprovação e consentimento do CEP desta instituição, bem como, a aprovação dos indivíduos que concordaram em participar voluntariamente desta análise (**Anexo B**).

3.1 Instrumento

Para realizar a coleta de dados, referente à marcha foi utilizada uma Esteira Rolante Instrumentada do Sistema Gaitway™, com Plataformas de Força que possuem um sistema de sensores piezoelétricos da marca Kistler inc. (**Figura 4**).



Figura 4: Idoso andando na esteira rolante instrumentada do Sistema Gaitway™, durante a coleta de dados. Note o sistema de segurança utilizado durante a coleta dos dados tanto para indivíduos idosos quanto para indivíduos do grupo controle. Note também os terapeutas

dispostos ao lado do indivíduo com o intuito de aumentar a segurança durante a coleta dos dados.

Nesta esteira foi possível controlar a velocidade e a inclinação durante a marcha. Foi possível também coletar as variáveis relacionadas à Força Vertical Resultante de Reação do Solo (FVRRS) (*Esta componente é a representante dos valores de todas as forças atuantes no corpo que geram uma resultante no sentido vertical*)

3.2 Procedimento Experimental

O procedimento experimental durante a coleta dos dados constou primeiramente de uma fase de adaptação de todos os indivíduos durante a marcha na esteira antes da coleta de dados em todas as condições experimentais estudadas. O tempo de adaptação foi estipulado em 20 minutos de caminhada na esteira antes de cada coleta, pois, segundo Matsas et al. (2000), após 6 minutos de adaptação, as medidas obtidas na esteira podem ser generalizadas para o andar no solo. Após este período foram realizadas cinco aquisições de dados para cada indivíduo, durante a realização da marcha sem inclinação, com aclive de 5% e declive de 5%. A frequência de amostragem dos dados da esteira foi padronizada em 1000 Hz, e o tempo para aquisição dos dados em 10 (dez) segundos. A velocidade selecionada para coleta da marcha também foi padronizada em 3 km/h para todos os indivíduos. Esta velocidade foi escolhida, tomando por base o estudo realizado por Waters et al. (1999). Neste estudo os autores demonstraram que adultos jovens com idade variando entre 20 a 59 anos de idade, tendem a apresentar uma velocidade média para a locomoção entre 2,23 e 5,94 Km/h. Portanto, velocidades entre estes dois extremos minimiza o gasto energético em pacientes durante as coletas de dados corroborando para a diminuição do risco de uma eventual condição de fadiga apresentada pelos dois grupos de indivíduos durante a realização das análises.

3.3 Variáveis analisadas

Para análise da marcha humana, foram quantificadas as variáveis derivadas da FVRRS, representadas respectivamente, pelas **Figuras 5a** (*variáveis temporais*), **5b** (*variáveis cinemáticas*) e **5c** (*variáveis do Centro de Pressão*).

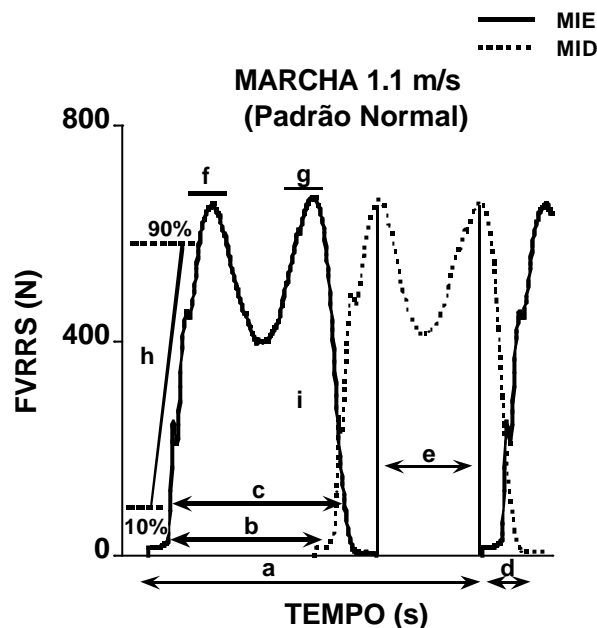


Figura 5a: Variáveis temporais: **a.** tempo da passada (duração do contato inicial de um dos pés para o próximo contato inicial do calcanhar do mesmo pé), **b.** tempo do passo (contato inicial do calcanhar de um dos pés até o próximo contato inicial do calcanhar do pé oposto), **c.** tempo de contato (contato inicial do pé até a retirada do mesmo pé de uma superfície), **d.** tempo de duplo apoio (duração do suporte corporal por ambos os pés), **e.** tempo de apoio simples (momento em que o corpo está apoiado apenas por um dos pés). **Variáveis cinéticas** são representadas pelas letras: **f.** primeiro pico de força (força que representa o impacto do pé com o solo), **g.** segundo pico de força (força que representa a propulsão do corpo para frente), **h.** taxa de aceitação de peso (taxa de variação da inclinação na primeira metade da curva de força em função do tempo, representada pela equação: $TAP = Df/Dt$).

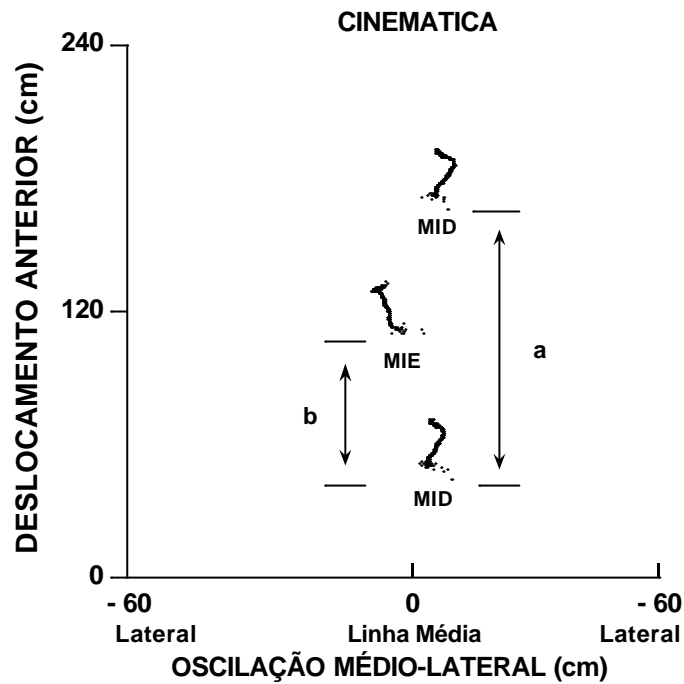


Figura 5b: Variáveis cinemáticas: **a.** comprimento da passada (distância percorrida do contato inicial de um dos pés para o próximo contato inicial do calcanhar do mesmo pé), **b.** comprimento do passo (distância percorrida do contato inicial do calcanhar de um dos pés para o próximo contato inicial do calcanhar do pé oposto). *Eixo x – Oscilação Médio-lateral e Eixo y – Deslocamento ântero-posterior. Membro Inferior Esquerdo (MIE) e Membro Inferior Direito (MID).*

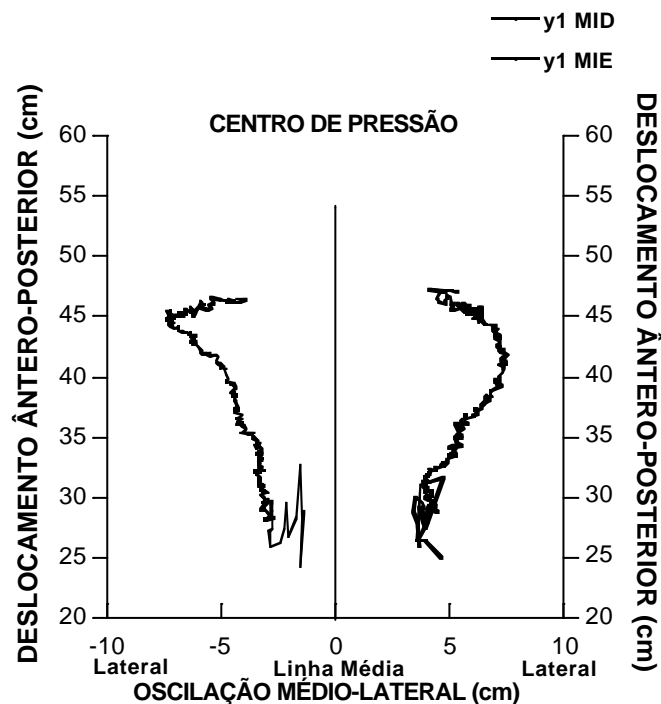


Figura 5c: Representação gráfica do padrão normal da variável centro de pressão (COP). O eixo x (vertical) representa o deslocamento ântero-posterior (cm) e o eixo z (horizontal) representa as oscilações médio-lateral (cm) durante a marcha a 3 Km/h.

Já a variável cadência representa o número de passos por minuto expressa a partir da equação matemática: $cadência = 120 / tempo\ da\ passada\ em\ segundos$. Com relação a variável Centro de Pressão (CP), esta fornece informações advindas dos deslocamentos pé-tornozelo influenciado pelos deslocamentos do centro de massa corporal dos indivíduos. Estes são representados pelos valores do deslocamento do ponto de pressão central da FVRRS exercida sobre o pé durante a fase de apoio. Note na **Figura 5c**, o padrão normal do deslocamento bilateral do centro de pressão. Nesta figura é possível identificar a simetria entre o lado esquerdo (MIE) e direito (MID) no deslocamento do CP corporal. Num primeiro momento, na fase do contato inicial, a parte lateral do pé está em contato com o solo (CP deslocando-se medialmente). Neste mesmo momento, também se evidencia o contato da parte posterior do pé (retro-pé) com o chão. À medida que ocorre a propulsão do corpo para frente há uma tendência da região lateral do pé aumentar a pressão exercida no solo durante a fase que o médio-pé tem maior pressão com o solo. No final da fase de apoio, o contato se concentra na região do antepé com a propulsão ocorrendo a nível medial concentrando-se no primeiro metatarsiano.

3.4 Quantificação dos Dados

3.4.1 Normalização

A normalização dos sujeitos foi realizada, considerando 4 (quatro) variáveis. Os valores derivados da FVRRS como primeiro e segundo pico de força foram normalizados pelo peso

corporal de cada indivíduo. Os valores referentes a variável taxa de aceitação de peso foi normalizado levando em consideração o peso corporal de cada indivíduo dividido pela porcentagem temporal do ciclo da marcha no primeiro momento da curva de força sob o domínio temporal. Já os valores relativos às variáveis temporais como, tempo do passo, tempo de contato, tempo de duplo apoio e tempo de apoio simples, foram normalizados pelo tempo da passada de cada indivíduo. Os valores cinemáticos como comprimento do passo e comprimento da passada foram normalizados pelo comprimento do membro de cada indivíduo. Finalmente o centro de pressão foi normalizado levando em consideração o quanto às oscilações médio-laterais e os deslocamentos ântero-posteriores variam em relação ao ponto central do centro de massa corporal de cada indivíduo.

3.4.2 Análise Estatística

A partir dos valores médios das cinco coletas realizadas durante a marcha com aclive de 5%, declive de 5% e plano horizontal, foram investigados os efeitos entre sujeitos (investigar a relação entre grupos: controle x idosos) a partir do teste *t de student* para variáveis independentes. Para analisar o efeito intra sujeitos (investigar o efeito das inclinações: horizontal x aclive x declive) foi utilizado o pacote estatístico ANOVA “*fator único*”. Para identificar onde estas possíveis diferenças possam ser representativas nas diferentes variáveis, utilizou-se um “*post hoc*” teste, (*Tukey Test HSD*). A significância estatística foi definida em **a α 0.01**.

4. RESULTADOS

Todos os indivíduos do grupo controle e do grupo de idosos, conseguiram realizar o experimento, em todas as condições propostas, sem quaisquer intercorrências de natureza física ou que pudessem prejudicar as coletas durante a realização do mesmo.

A partir das análises realizadas com o intuito de se verificar o efeito entre os grupos para as variáveis, durante a marcha no plano horizontal, aclive de 5% e declive de 5% podemos identificar as seguintes alterações:

4.1. Marcha em plano horizontal

Com relação as variáveis cinéticas analisadas, indivíduos idosos apresentaram uma diminuição do primeiro pico de força (PPF - $\alpha=0,001e$; 0,003d), segundo pico de força (SPF - $\alpha=0,001e$; 0,001d) e na taxa de aceitação de peso (TAP - $\alpha=0,012e$; 0,015d) respectivamente em ambos os membros. Com relação as variáveis temporais, apenas o tempo de duplo apoio (TDA) apresentou-se maior ($\alpha=0,008$). Com relação ao centro de pressão, os deslocamentos ântero-posteriores (A/P - $\alpha=0,000e$; 0,002d) e as oscilações médio-laterais (M/L - $\alpha=0,001e$; 0,003d) apresentaram-se menores bilateralmente.

A **Figura 6a e 6b** representa a série temporal do comportamento das variáveis analisadas que se demonstraram alteradas durante a realização da marcha em plano horizontal para o grupo de idosos (**6a**) e controle (**6b**). Já os valores referentes as variáveis do centro de pressão, estão expressas nas figuras **6c** (idoso) e **6d** (controle). Com relação aos valores de significância encontrados para análise da marcha em plano horizontal, a partir da análise de significância de *t de student* para variáveis independentes, estes podem ser visualizados na **Tabela 1**.

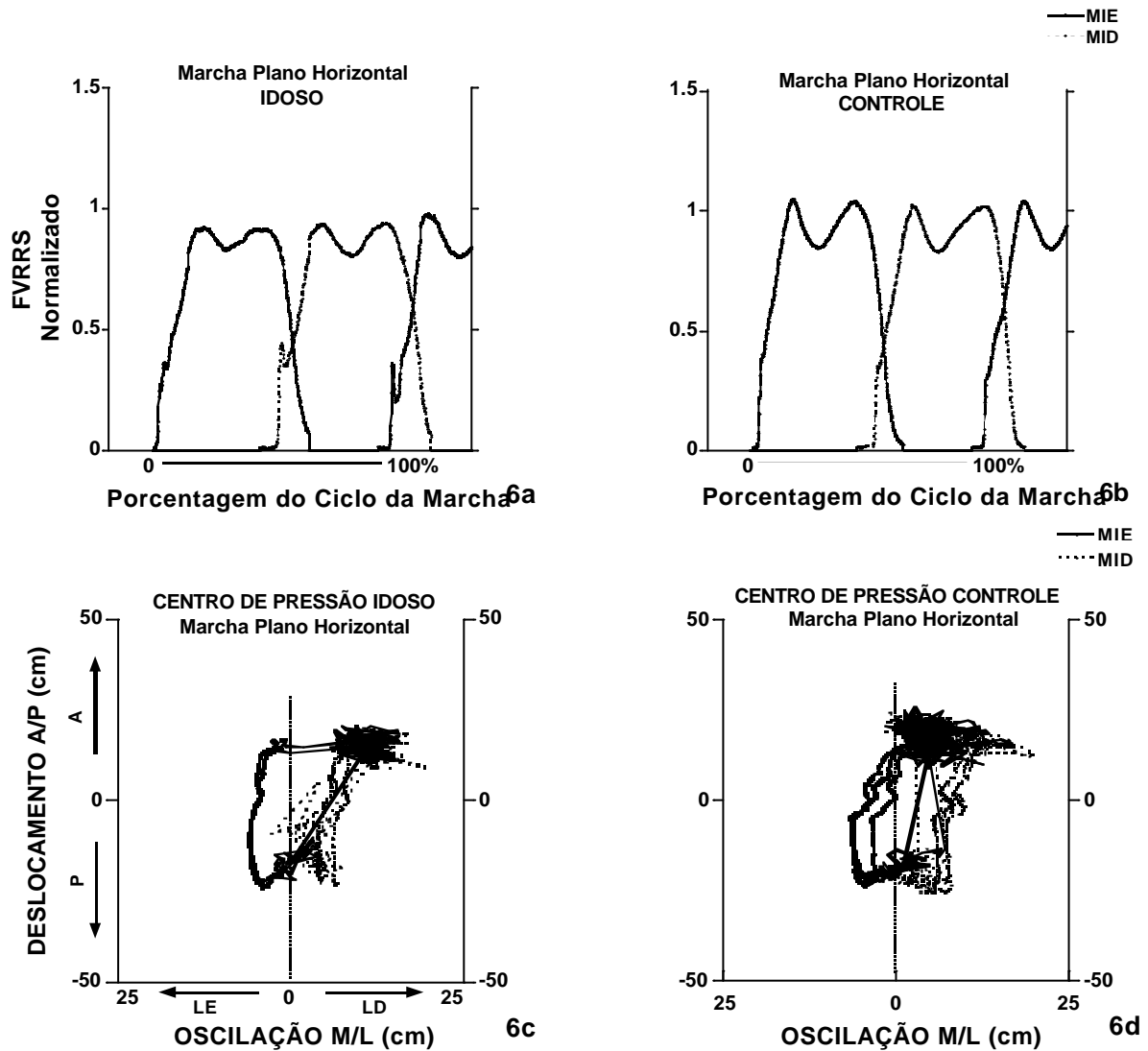


Figura 6: Série temporal representando o comportamento da marcha em plano horizontal. Note as diferenças entre o comportamento da curva de marcha apresentado por indivíduos idosos (**6a**) com o comportamento apresentado por indivíduos do grupo controle (**6b**). Já os valores referentes à análise da variável centro de pressão (CP) estão representados pelas figuras **6c** (idoso) e **6d** (controle) respectivamente. Com relação ao deslocamento antero-posterior (A/P) temos A (anterior) e P (posterior). No caso das oscilações médio-laterais (M/L) temos o número 0 indicando o ponto central do centro de massa corporal e o quanto esta variável oscila para lado direito (LD) e para o lado esquerdo (LE) em relação a este ponto.

Tabela 1: Valores de significância estatística obtidos a partir da análise pelo teste estatístico *t de student* para variáveis independentes. * Para valores com significância estatística.

Variáveis Analisadas	PLANO		ACLIVE		DECLIVE	
	E	D	E	D	E	D
Primeiro Pico de Força	0,001*	0,003*	0,001*	0,014*	0,002*	0,001*
Segundo Pico de Força	0,001*	0,001*	0,008*	0,002*	0,026	0,293
Taxa de Aceitação de Peso	0,012*	0,015*	0,006*	0,009*	0,082	0,294
Tempo de Contato	0,032	0,148	0,235	0,404	0,324	0,537
Tempo de Apoio Simples	0,100	0,210	0,578	0,358	0,018*	0,001*
Centro de Pressão (M-L)	0,000*	0,003*	0,000*	0,000*	0,001*	0,000*
Centro de Pressão (A-P)	0,000*	0,002*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	BI		BI		BI	
Tempo da Passada	0,066		0,987		0,009*	
Tempo do Passo	0,756		0,565		0,008*	
Tempo de Duplo Apoio	0,008*		0,000*		0,103	
Cadência	0,612		0,059		0,000*	
Comprimento da Passada	0,397		0,666		0,373	
Comprimento do Passo	0,456		0,461		0,306	

4.2. Marcha em active de 5%

Com relação à análise das variáveis durante a marcha em active de 5% os idosos apresentaram os mesmos comportamentos para as variáveis cinéticas analisadas durante a marcha em plano horizontal. Ou seja, em idosos as variáveis cinéticas PPF ($\alpha=0,001e$; 0,014d), SPF ($\alpha=0,008e$; 0,002d) e a TAP ($\alpha=0,006e$; 0,009d) apresentaram-se menores em ambos os lados analisados. Contudo a variável temporal TDA ($\alpha=0,000$), os deslocamentos A/P ($\alpha=0,000e$; 0,000d) e as oscilações M/L ($\alpha=0,000e$; 0,000d) em idosos, apresentaram seus resultados significativamente maiores do que os resultados apresentados pelos indivíduos do grupo controle.

A **Figura 7a e 7b** representa a série temporal do comportamento das variáveis analisadas que se demonstraram alteradas durante a realização da marcha em active de 5% para o grupo de idosos (**7a**) e controle (**7b**). Já os valores referentes as variáveis do Centro de Pressão, estão expressas nas figuras **7c** (idoso) e **7d** (controle). Com relação aos valores de significância encontrados para análise da marcha em active de 5%, a partir da análise de

significância de *t de student* para variáveis independentes, estes podem ser visualizados na

Tabela 1.

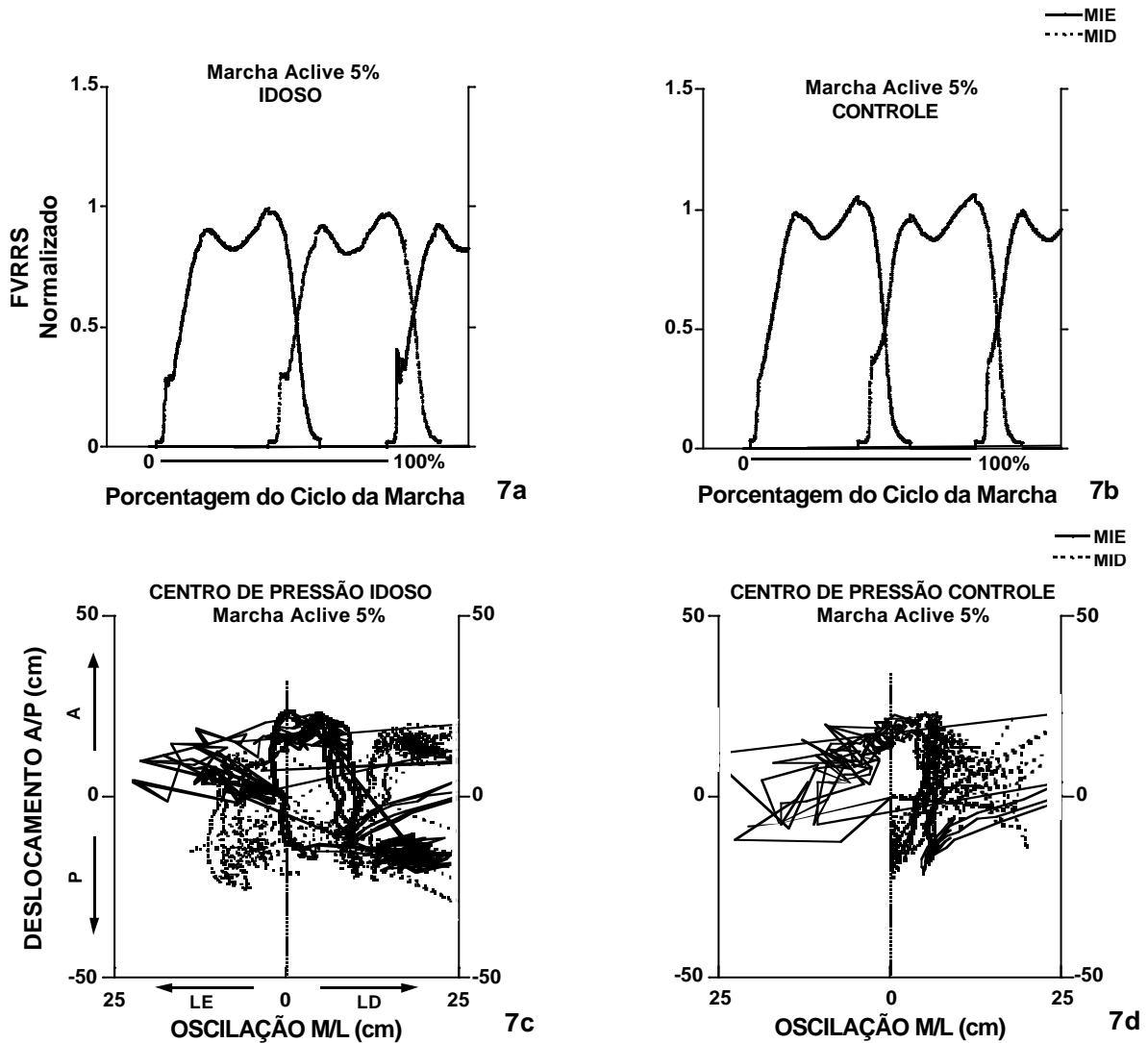


Figura 7: Série temporal representando o comportamento da marcha em aclive de 5%. Note as diferenças entre o comportamento da curva de marcha apresentado por indivíduos idosos (7a) com o comportamento apresentado por indivíduos do grupo controle (7b). Já os valores referentes à análise da variável centro de pressão (CP) estão representados pelas figuras 7c (Idoso) e 7d (Controle) respectivamente. Com relação ao deslocamento antero-posterior (A/P) temos A (anterior) e P (posterior). No caso das oscilações médio-laterais (M/L) temos o número 0 indicando o ponto central do centro de massa corporal e o quanto esta variável oscila para lado direito (LD) e para o lado esquerdo (LE) em relação a este ponto.

Tabela 1: Valores de significância estatística obtidos a partir da análise pelo teste estatístico *t de student* para variáveis independentes. * Para valores com significância estatística.

Variáveis Analisadas	PLANO		ACLIVE		DECLIVE	
	E	D	E	D	E	D
Primeiro Pico de Força	0,001*	0,003*	0,001*	0,014*	0,002*	0,001*
Segundo Pico de Força	0,001*	0,001*	0,008*	0,002*	0,026	0,293
Taxa de Aceitação de Peso	0,012*	0,015*	0,006*	0,009*	0,082	0,294
Tempo de Contato	0,032	0,148	0,235	0,404	0,324	0,537
Tempo de Apoio Simples	0,100	0,210	0,578	0,358	0,018*	0,001*
Centro de Pressão (M-L)	0,000*	0,003*	0,000*	0,000*	0,001*	0,000*
Centro de Pressão (A-P)	0,000*	0,002*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	BI		BI		BI	
Tempo da Passada	0,066		0,987		0,009*	
Tempo do Passo	0,756		0,565		0,008*	
Tempo de Duplo Apoio	0,008*		0,000*		0,103	
Cadência	0,612		0,059		0,000*	
Comprimento da Passada	0,397		0,666		0,373	
Comprimento do Passo	0,456		0,461		0,306	

4.3. Marcha em declive de 5%

Para a análise da marcha em declive de 5% ocorreram um número maior de alterações com relevância, no que diz respeito, as alterações de equilíbrio apresentadas por indivíduos idosos.

Dentre estas alterações, podemos ressaltar que em indivíduos idosos, apenas a variável cinética PPF ($\alpha=0,002e$; $0,001d$) apresentou um incremento em seus valores bilateralmente, quando comparado com os valores apresentados por indivíduos do grupo controle. Já as variáveis temporais, tempo da passada (TPA - $\alpha=0,009$), tempo do passo (TPO - $\alpha=0,008$) e tempo de apoio simples (TAS - $\alpha=0,018e$; $0,001$) apresentaram seus valores menores quando comparado com os valores apresentados por indivíduos do grupo controle. Para a variável cinemática cadência, esta se demonstrou maior em idosos ($\alpha=0,000$). Com relação aos deslocamentos A/P e as oscilações M/L, estas se demonstraram maiores ($\alpha=0,000e$; $0,000d$) e menores ($\alpha=0,001e$; $0,000d$) para os grupos de idosos respectivamente.

A **Figura 8a e 8b** representa a série temporal do comportamento das variáveis analisadas que se demonstraram alteradas durante a realização da marcha em declive de 5% para o grupo

de idosos (**8a**) e controle (**8b**). Já os valores referentes as variáveis do Centro de Pressão, estão expressas nas figuras **8c** (idoso) e **8d** (controle). Com relação aos valores de significância encontrados para análise da marcha em declive de 5%, a partir da análise de significância de *t de student* para variáveis independentes, estes podem ser visualizados na

Tabela 1.

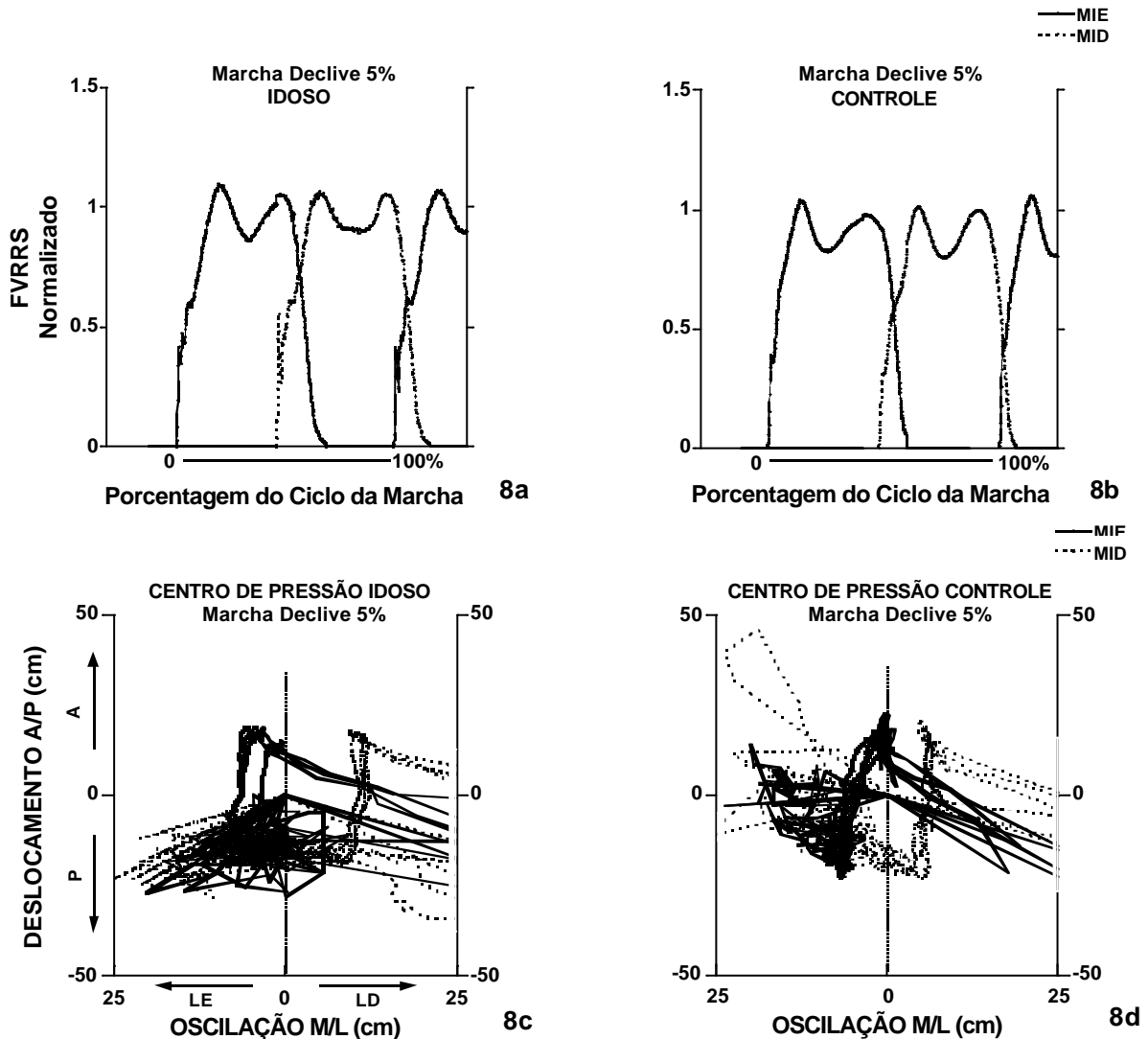


Figura 8: Série temporal representando o comportamento da marcha em plano horizontal. Note as diferenças entre o comportamento da curva de marcha apresentado por indivíduos idosos (**8a**) com o comportamento apresentado por indivíduos do grupo controle (**8b**). Já os valores referentes à análise da variável centro de pressão (CP) estão representados pelas figuras **8c** (Idoso) e **8d** (Controle) respectivamente. Com relação ao deslocamento antero-posterior (A/P) temos A (anterior) e P (posterior). No caso das oscilações médio-laterais (M/L) temos o número 0 indicando o ponto central do centro de massa corporal e o quanto esta variável oscila para lado direito (LD) e para o lado esquerdo (LE) em relação a este ponto.

Tabela 1: Valores de significância estatística obtido a partir da análise pelo teste estatístico *t de student* para variáveis independentes. * Para valores com significância estatística.

Variáveis Analisadas	PLANO		ACLIVE		DECLIVE	
	E	D	E	D	E	D
Primeiro Pico de Força	0,001*	0,003*	0,001*	0,014*	0,002*	0,001*
Segundo Pico de Força	0,001*	0,001*	0,008*	0,002*	0,026	0,293
Taxa de Aceitação de Peso	0,012*	0,015*	0,006*	0,009*	0,082	0,294
Tempo de Contato	0,032	0,148	0,235	0,404	0,324	0,537
Tempo de Apoio Simples	0,100	0,210	0,578	0,358	0,018*	0,001*
Centro de Pressão (M-L)	0,000*	0,003*	0,000*	0,000*	0,001*	0,000*
Centro de Pressão (A-P)	0,000*	0,002*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*
	BI		BI		BI	
Tempo da Passada	0,066		0,987		0,009*	
Tempo do Passo	0,756		0,565		0,008*	
Tempo de Duplo Apoio	0,008*		0,000*		0,103	
Cadência	0,612		0,059		0,000*	
Comprimento da Passada	0,397		0,666		0,373	
Comprimento do Passo	0,456		0,461		0,306	

4.4. Efeito Entre Inclinações

4.4.1. Idosos

A análise do efeito entre as inclinações revelou que em idosos a variável cinética PPF apresentou-se menor ($\alpha=0,01$) durante a marcha em plano horizontal quando comparado com os valores apresentados durante a marcha em declive. Assim como a variável PPF, outras duas variáveis cinéticas apresentaram alterações em seus valores. O SPF apresentou um incremento em seus valores em aclave quando comprado com os valores em plano horizontal ($\alpha=0,01$) e declive ($\alpha=0,001$). Finalmente a TAP apresentou-se maior em declive quando comparado com os valores apresentados por indivíduos idosos no plano horizontal ($\alpha=0,01$) e em aclave de 5% ($\alpha=0,001$). O comportamento da curva da marcha referente às alterações evidenciadas entre as análises em indivíduos idosos está descrito pelas **Figuras 9 (a, b, c)**. Já os valores de significância obtidos por meio da análise estatística ANOVA estão expressos pela **Tabela 2**.

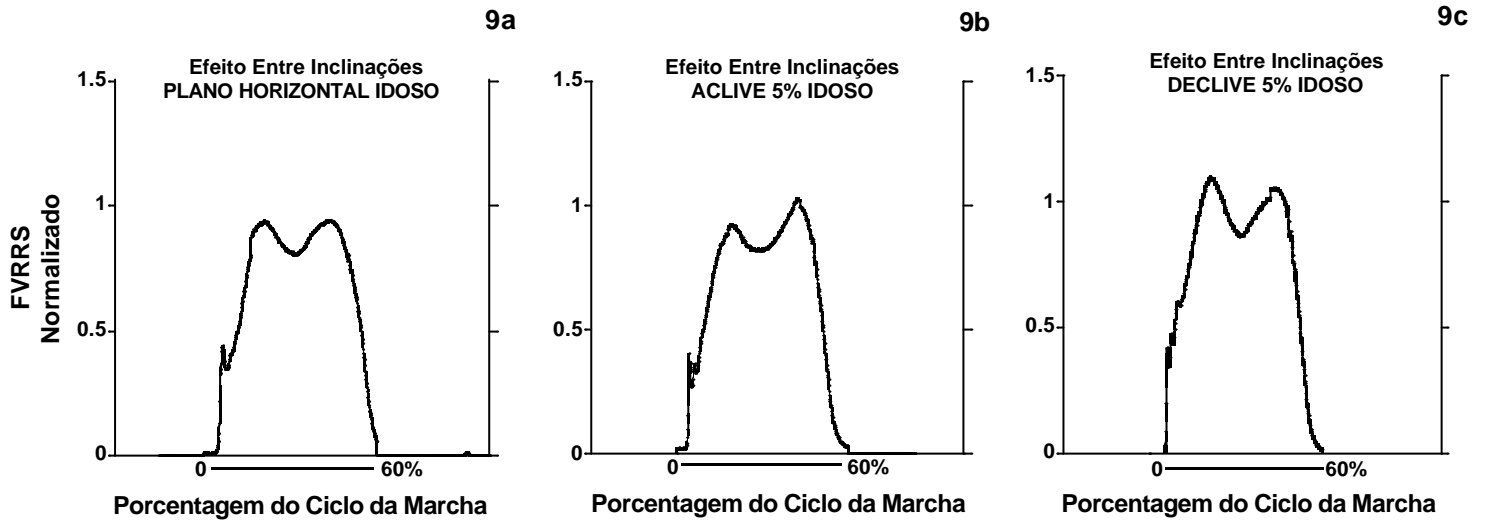


Figura 9: Série temporal representando o comportamento da curva da marcha em indivíduos idosos. Note o efeito entre as inclinações neste grupo de indivíduos. Resultados obtidos por meio da análise ANOVA nas figuras **9a, b, c**, respectivamente.

Tabela 2: Descrição dos valores de significância obtidos a partir das análises dos efeitos entre as inclinações: Plano horizontal (P), Aclive de 5% (A) e declive de 5% (D), para o grupo de indivíduos idosos (I) e controle (C) a partir do teste estatístico ANOVA. * Para valores estatisticamente significantes, obtidos a partir do “Post Hoc” Tukey test.

Variáveis Analisadas	P X A		P X D		A X D	
	I	C	I	C	I	C
Primeiro Pico de Força	0,01*	0,234	0,01*	0,01*	0,001*	0,001*
Segundo Pico de Força	0,476	0,01*	0,01*	0,551	0,001*	0,001*
Taxa de Aceitação de Peso	0,783	0,429	0,01*	0,736	0,001*	0,991
Tempo de Contato	0,554	0,765	0,653	0,532	0,751	0,651
Tempo de Apoio Simples	0,323	0,898	0,658	0,321	0,898	0,669
Centro de Pressão (M/L)	0,998	0,996	0,991	0,877	0,086	0,071
Centro de Pressão (A/P)	0,883	0,232	0,323	0,888	0,232	0,321
Tempo da Passada	0,385	0,381	0,624	0,483	0,435	0,657
Tempo do Passo	1,234	1,128	0,675	0,093	0,925	0,611
Tempo de Duplo Apoio	0,776	0,992	0,894	0,988	0,339	0,822
Cadência	0,875	0,332	0,876	0,437	0,658	0,843
Comprimento da Passada	0,543	0,112	0,762	0,534	0,982	0,732
Comprimento do Passo	0,212	0,786	0,324	0,999	0,678	0,099

4.4.2. Controle

O comportamento apresentado por indivíduos do grupo controle quase não se diferiu do comportamento apresentado por indivíduos do grupo de idosos ao se analisar o efeito entre as inclinações nestes grupos. Ou seja, durante a marcha em plano horizontal, indivíduos do grupo controle apresentaram os valores da variável PPF menores ($\alpha=0,01$) quando comparado com os valores apresentados durante a marcha em declive. A mesma variável apresentou seus valores menores durante a marcha em aclive quando comparado com os valores apresentados durante a marcha em declive ($\alpha=0,001$). Já a variável cinética SPF também se apresentou maior durante a marcha em aclive quando comparado com os valores apresentados por estes indivíduos durante a marcha em declive de 5% ($\alpha=0,001$) e em plano horizontal ($\alpha=0,01$).

O comportamento da curva da marcha referente às alterações evidenciadas entre as análises em indivíduos controle está descrito pelas **Figuras 10 (a, b, c)**. Já os valores de significância obtidos por meio da análise estatística ANOVA estão expressos pela **Tabela 2**.

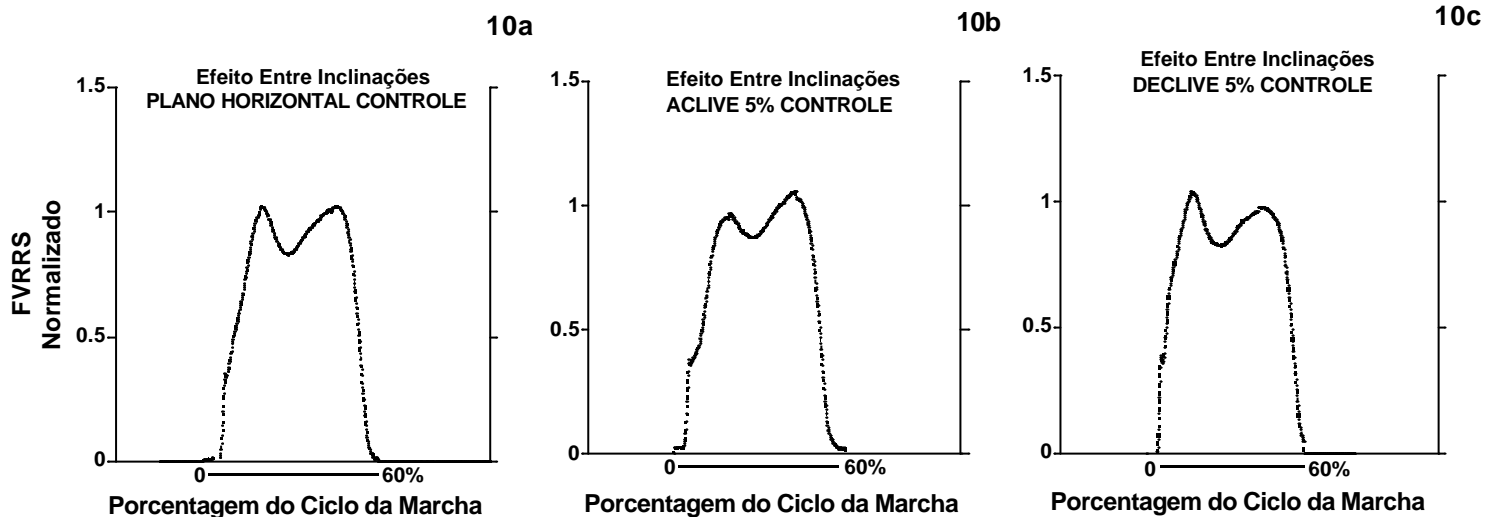


Figura 10: Série temporal representando o comportamento da curva da marcha em indivíduos controle. Note o efeito entre as inclinações neste grupo de indivíduos. Resultados obtidos por meio da análise ANOVA nas figuras 10a, b, c, respectivamente.

Tabela 2: Descrição dos valores de significância obtidos a partir das análises dos efeitos entre as inclinações: Plano horizontal (P), Aclive de 5% (A) e declive de 5% (D), para o grupo de indivíduos idosos (I) e controle (C) a partir do teste estatístico ANOVA. * Para valores estatisticamente significantes, obtidos a partir do “Post Hoc” Tukey test.

Variáveis Analisadas	P X A		P X D		A X D	
	I	C	I	C	I	C
Primeiro Pico de Força	0,01*	0,234	0,01*	0,01*	0,001*	0,001*
Segundo Pico de Força	0,476	0,01*	0,01*	0,551	0,001*	0,001*
Taxa de Aceitação de Peso	0,783	0,429	0,01*	0,736	0,001*	0,991
Tempo de Contato	0,554	0,765	0,653	0,532	0,751	0,651
Tempo de Apoio Simples	0,323	0,898	0,658	0,321	0,898	0,669
Centro de Pressão (M/L)	0,998	0,996	0,991	0,877	0,086	0,071
Centro de Pressão (A/P)	0,883	0,232	0,323	0,888	0,232	0,321
Tempo da Passada	0,385	0,381	0,624	0,483	0,435	0,657
Tempo do Passo	1,234	1,128	0,675	0,093	0,925	0,611
Tempo de Duplo Apoio	0,776	0,992	0,894	0,988	0,339	0,822
Cadência	0,875	0,332	0,876	0,437	0,658	0,843
Comprimento da Passada	0,543	0,112	0,762	0,534	0,982	0,732
Comprimento do Passo	0,212	0,786	0,324	0,999	0,678	0,099

5. DISCUSSÃO

Foram comparadas neste estudo as características da marcha em indivíduos idosos com as características da marcha em indivíduos adultos jovens, durante a marcha em plano horizontal, aclive de 5% e declive de 5%.

Inicialmente nossa preocupação foi à padronização do protocolo experimental. Vários estudos têm demonstrado alterações em variáveis temporais (FRIEDMAN et al., 1988), cinemáticas (ÖBERG et al., 1994) e cinéticas (JENSEN;FLETCHER, 1994) durante a realização da marcha em indivíduos idosos. Entretanto os mesmos estudos deixam a desejar quanto aos critérios adotados para realização de seus protocolos experimentais.

Por exemplo, Öberg et al. (1994) ao analisar as características da velocidade da marcha em 233 indivíduos, com idade variando em 10 e 79 anos, identificaram que mulheres idosas apresentaram o comprimento do passo menor e cadência maior em todas as condições analisadas quando comparado com os valores apresentados por indivíduos homens idosos. A partir desta análise, estes autores sugeriram que os efeitos do envelhecimento são mais evidenciados em mulheres do que em homens da mesma idade. Entretanto a falta de padronização na velocidade da marcha pode ser o fator determinante para os resultados encontrados neste estudo. O estudo realizado por Monteiro et al. (2004) nos fornece algumas informações que corroboram com nosso questionamento. Estes autores observaram ao analisar o comportamento marcha em diferentes velocidades, em um indivíduo adulto jovem, um aumento da cadência, comprimento do passo, comprimento da passada ao andarem em velocidades mais rápidas que as fisiológicas. Sem dúvida este estudo revela indícios de que análises em indivíduos diferentes em diferentes velocidades da marcha promovem diferenças em variáveis cinemáticas.

Sabemos que diferenças antropométricas como a estatura entre os indivíduos pode levar a alterações em variáveis como cadência, por exemplo. Se analisarmos dois indivíduos da mesma idade porém com diferenças de estaturas observaremos que o indivíduo com altura superior tende a apresentar um comprimento de membro maior e conseqüentemente uma velocidade da marcha maior. Isto lhe possibilita percorrer uma mesma distância que o indivíduo de menor estatura mais rapidamente em menor tempo, o que resulta em um aumento da sua frequência de passos por minuto (cadência), por exemplo.

Este simples exemplo demonstra a importância em se padronizar e levarmos em consideração algumas características antes de compararmos dados entre dois ou mais indivíduos. O fato é que grande parte dos estudos apresentados pela literatura não leva em consideração estas diferenças entre indivíduos. E o que é pior, ao realizarem análises comparativas entre os aspectos da marcha entre indivíduos idosos e jovens, negligenciam o efeito da velocidade da marcha para as variáveis analisadas. É óbvio que indivíduos jovens se locomovem a uma velocidade mais elevada que indivíduos idosos. Porém a falta na padronização do movimento é o que refuta os achados de Öberg et al. (1994).

Outra variável bem estudada pelos pesquisadores ao se comparar à marcha de idosos com a de jovens é o comprimento da passada. Elble et al. (1991) e Wall et al. (1991) relatam que a lentidão dos movimentos da marcha podem ser parcialmente explicada por meio da redução do comprimento da passada. Novamente a falta de padronização da velocidade da marcha somada a diferença no comprimento dos membros entre os indivíduos justificam uma provável diminuição ou aumento desta variável em indivíduos idosos, pois divergências na literatura com relação aos resultados desta variável em idosos são grandes. Várias pesquisas concluem que não há diferenças entre o comprimento da passada, do passo bem como da velocidade da marcha entre indivíduos jovens (n=12) e idosos (n=12) (BLANKE;HAGEMAN, 1989).

De forma complementar, Gabell;Nayak (1984) mensuraram o coeficiente de variação das variáveis: comprimento do passo, tempo da passada e tempo de duplo apoio em indivíduos jovens e idosos. Estes autores demonstraram não haver diferenças nestas variáveis entre os indivíduos analisados. Em ambos os estudos as variáveis analisadas foram controladas diferentemente do estudo apresentado por Elble et al. (1991) e Wall et al. (1991). Como dito anteriormente nossa preocupação inicial foi controlar as variáveis a partir de critérios como normalização das variáveis (para comparação entre indivíduos), velocidade da marcha controlada e padronizada a 3 km/h em todas as condições experimentais analisadas.

Sendo assim nosso estudo demonstrou alterações nas variáveis: i) tempo de duplo apoio, ii) tempo de apoio simples, iii) tempo da passada, iv) tempo do passo, v) cadencia, vi) primeiro pico de força, vii) segundo pico de força, viii) taxa de aceitação de peso e ix) centro de pressão. Mais do que isto estas variáveis se demonstraram alteradas de maneira diferentes com relação a cada condição experimental analisada. Ou seja, durante a marcha em plano horizontal, apenas o tempo de duplo apoio apresentou-se maior. O tempo da passada e do passo bem como o tempo de apoio simples em idosos apresentou-se menores.

Com relação as variáveis cinemáticas analisadas em nosso estudo apenas a cadência demonstrou um aumento em seus valores durante a marcha em declive. Alguns estudos apresentados neste trabalho demonstraram que indivíduos idosos apresentam um aumento da cadência durante a marcha em plano horizontal (ÖBERG et al. 1993, ÖBERG et al. 1994). Entretanto nosso trabalho revelou apenas um aumento da cadência durante a marcha em declive de 5% refutando os resultados apresentados por estes autores. Há de ressaltar que os estudos apresentados por estes autores, novamente, não levaram em consideração características do protocolo experimental como padronização da velocidade da marcha, normalização das variáveis analisadas, utilização ou não de calçados durante a realização do experimento.

Com relação as variáveis cinéticas em todas as condições estas se demonstraram alteradas em indivíduos idosos. O PPF, SPF e TAP demonstraram-se menores durante a marcha em plano horizontal e aclive de 5%. Já o PPF demonstrou-se maior durante a marcha em declive de 5%. De maneira complementar Winter et al. (1990) compararam os padrões da marcha entre 15 idosos saudáveis (idade variando entre 62 a 78 anos) com os valores apresentados por 12 adultos jovens saudáveis (idade variando entre 21 a 28 anos) a partir do cálculo da dinâmica inversa. Os resultados deste experimento revelaram que em indivíduos idosos, os músculos flexores plantares apresentaram uma potência significativamente menor durante a projeção do corpo para frente, enquanto o músculo quadríceps femoral absorveu uma quantidade de energia significativamente menor durante o final da fase de apoio e início da fase de balanço respectivamente. Estes dois resultados apresentados no estudo de Winter et al. (1990) podem justificar a diminuição tanto do PPF quanto do SPF e TAP apresentado pelo grupo de idosos em nosso estudo, refutando a hipótese inicial. Mais do que isso, estes autores concluíram que a redução da potência dos flexores plantares durante a projeção do corpo para frente, poderia explicar a diminuição de outras variáveis como o comprimento do passo, o maior tempo de duplo apoio apresentado pelos indivíduos idosos. De fato o comprimento do passo não se demonstrou alterado em nosso experimento, mas a justificativa se encaixa, ao compararmos os resultados obtidos a partir da análise da variável tempo de duplo apoio que demonstrou um aumento tanto na marcha em plano horizontal quanto em aclive de 5%, como demonstrou Winter et al. (1990). O comprimento do passo e passada demonstraram-se inalteradas corroborando com o estudo apresentado por Gabell;Nayak (1984) e Blanke;Hageman (1989).

Já a variável TAP demonstrou uma diminuição em seus valores durante a marcha em plano horizontal e aclive de 5%. Isto significa que nestas duas condições indivíduos idosos apresentam uma distribuição de peso mais suave do que a distribuição de peso apresentada

por indivíduos do grupo controle. Isto não significa que o grupo controle apresenta uma má distribuição de peso durante o impacto do pé com o solo e sim que indivíduos idosos diminuem a força aplicada ao solo durante o contato do pé a fim de evitar uma sobrecarga osteomioarticular durante tarefas como andar em plano horizontal ou em plano inclinado. Isto somado ao aumento do tempo de duplo apoio nestas mesmas condições justificam uma maior estabilidade destes indivíduos durante a realização destas tarefas. Já as perturbações impostas ao aparelho locomotor em idosos durante o declive de 5%, geram grandes alterações. Como podemos observar em nosso estudo durante o declive de 5% indivíduos idosos apresentaram um aumento do PPF e uma diminuição dos valores das variáveis temporais: tempo da passada, tempo do passo e tempo de apoio simples. Espera-se que durante o declive a variável cinética PPF apresente-se aumentada. Entretanto este aumento somado ao advento da diminuição das variáveis temporais implica em um fator de risco para gênese de quedas em idosos. Ou seja, um tempo de apoio simples reduzido demonstra uma incapacidade do indivíduo se manter apoiado apenas com um membro durante a fase de apoio da marcha. Já a diminuição do tempo da passada e do passo significa uma diminuição do sinergismo muscular em idosos. Portanto a junção destes eventos durante a marcha em declive descreve uma série de eventos como um aumento da força de impacto do pé com o solo no momento do impacto seguido de uma diminuição do sinergismo muscular e uma diminuição no tempo em que apenas um dos pés permanece apoiado ao solo durante a fase de apoio. Então o aumento da força somado a diminuição da sinergia leva a movimentos abruptos que supostamente não apresentam o controle motor esperado resultando em um aumento da frequência dos passos durante a execução desta tarefa. Ainda o aumento dos deslocamentos A/P e as oscilações M/L determinam o raciocínio proposto em nosso estudo. Sendo assim esta seqüência de eventos leva a um grande “*ballet*” de informações que por sua vez podem estar relacionados a gênese de quedas em idosos durante uma simples atividade como descer uma ladeira.

Em fim o Centro de Pressão demonstrou importantes alterações em nosso trabalho. Convém ressaltar que análises desta variável durante atividades dinâmicas como a marcha, utilizando a metodologia de análise empregada em nosso estudo são raras na literatura. Os modelos matemáticos empregados em outros experimentos não se preocupam em analisar as características da trajetória do Centro de Pressão e sim analisar os valores brutos obtidos a partir de modelos matemáticos referentes às oscilações M/L e dos deslocamentos A/P. Estes modelos são importantes para a descrição das características destas variáveis, entretanto a determinação de alterações nos padrões da trajetória desta variável só se faz possível por meio da análise desta curva.

Sendo assim nosso estudo expõe o comportamento desta variável mediante a análise da trajetória do Centro de Pressão em três condições experimentais distintas durante a marcha em velocidade padronizada.

Para melhorar o entendimento a respeito do equilíbrio dinâmico em idosos, Hahn;Chou (2003) realizaram uma análise comparativa dos aspectos das oscilações médio-laterais entre 9 idosos saudáveis (7 homens e 2 mulheres com idade média de 72 anos) e 6 indivíduos idosos com distúrbio de equilíbrio (1 homem e 5 mulheres com idade média de 76 anos). O protocolo experimental contou com o incremento de obstáculos durante a realização da marcha nestes indivíduos. Primeiramente analisou-se a marcha sem obstáculos. Em seguida foram adicionados obstáculos com 2,5-5-10 e 15% da altura de cada indivíduo. A menor altura a ser superada pelos indivíduos foi de 5cm e a maior de 25cm. A partir destas análises estes autores revelaram que durante a realização da marcha em todas as condições experimental propostas, indivíduos com déficits de equilíbrio apresentaram maiores oscilações médio-laterais ($p=0,03$) quando comparado aos valores apresentados pelos indivíduos controle.

Sem dúvida os dados apresentados neste estudo revelam a importância de se analisar os aspectos desta variável como um referencial para a semiologia do equilíbrio dinâmico em idosos.

Nosso estudo demonstrou que durante a marcha em todas as condições experimentais testadas, indivíduos idosos apresentaram uma diminuição das oscilações M/L durante a marcha em plano horizontal e um aumento desta variável durante a marcha com a inclinação de 5%. De maneira complementar os deslocamentos A/P apresentaram o mesmo comportamento apresentado pelas oscilações M/L.

6. CONCLUSÃO

A partir deste trabalho podemos concluir que durante a marcha em plano horizontal, indivíduos idosos apresentaram uma diminuição da força de impacto, de propulsão do corpo para frente e da distribuição de peso corporal durante o primeiro momento da curva de força vertical em função do tempo. Adicionalmente aumentou o tempo em que os dois membros inferiores permanecem apoiados ao solo. A diminuição apresentada pelos valores das variáveis cinéticas e o aumento do tempo de duplo apoio podem justificar a diminuição dos deslocamentos antero-posteriores e oscilações médio-laterais apresentado por estes indivíduos. Ou seja, com a diminuição do equilíbrio em decorrência do processo fisiológico do envelhecimento, indivíduos idosos tendem a diminuir a força de reação imposta ao solo e aumentar o tempo em que os dois membros permanecem apoiados com o intuito de aumentar a estabilidade postural durante a realização dos movimentos da marcha. Esta estratégia adotada por estes indivíduos é suportada pela diminuição dos valores dos deslocamentos antero-posteriores e oscilações médio-laterais.

Entretanto durante o aclive de 5% a mesma estratégia é adotada por estes indivíduos na tentativa de manter o controle postural. O problema é que atividades como andar em aclive de 5% exige uma demanda muscular maior do que a solicitação muscular imposta pela tarefa de andar em plano horizontal. O fato que justifica esta afirmação é o aumento dos deslocamentos ântero-posteriores e as oscilações médio-laterais apresentados pelos indivíduos idosos durante a realização da marcha. Já durante a marcha em declive, indivíduos idosos apresentam uma cadeia de eventos que torna esta tarefa uma das mais problemáticas a serem realizadas por esta população de indivíduos em virtude dos fatores de risco imposto pela tarefa. Observamos que estes indivíduos aumentam a força de impacto do pé com o solo. Até então este comportamento também é observado para indivíduos do grupo controle. Contudo após o aumento do impacto do pé segue uma diminuição do tempo de apoio unipodal e o tempo da passada. Estas duas variáveis exigem um trabalho coordenado e sincrônico entre os músculos anti-gravitacionais do corpo. A diminuição das funções dos sistemas de controle de equilíbrio implica em um descontrole entre estes sistemas. Este descontrole acarreta um aumento à frequência dos passos e dos deslocamentos antero-posteriores e oscilações médio-laterais apresentados por estes indivíduos durante a realização desta tarefa. Sendo assim podemos sugerir que indivíduos idosos durante atividades como “descer uma ladeira” apresenta um aumento da força de impacto do pé com o solo. Este aumento pode ser justificado por uma fraqueza na musculatura excêntrica responsável por “frear” ou diminuir a velocidade do movimento dos membros inferiores durante o momento do impacto do pé com o solo. Esta mesma fraqueza seria responsável pelo descontrole do sistema o que ocasiona o aumentos das oscilações durante a realização desta atividade. Portanto atividades como andar em declive devem ser executadas com cuidado destes indivíduos com o intuito de prevenir quedas e eventuais acidentes por estes indivíduos.

6.1. Implicações clínicas

Este trabalho possibilitou o entendimento a respeito dos padrões adotados por indivíduos idosos durante a marcha em plano horizontal, aclive 5% e declive de 5%. A partir deste estudo podemos sugerir propostas fisioterapêuticas voltados para melhora ou manutenção do equilíbrio em idosos devem estar voltados a realizações de atividades que gerem perturbações aos sistemas relacionados ao controle postural. Estas perturbações devem ser aplicadas a estes indivíduos durante a realização de atividades específicas como andar em plano não inclinado, subindo uma ladeira ou descendo uma ladeira. Vimos que o simples fato de subir ou descer uma ladeira gera uma perturbação significativa ao sistema de controle motor. As alterações em variáveis como Centro de Pressão e outras variáveis deixa claro, a perda da instabilidade postural durante a realização dos movimentos da marcha.

Finalmente, em adição ao trabalho de equilíbrio, devemos realizar um trabalho de fortalecimento muscular em indivíduos idosos. Este trabalho visa manter ou melhorar a condição do tônus de base apresentada por indivíduos idosos. O estímulo contrátil bem experimentado auxilia a melhora do equilíbrio e melhora do controle postural em idosos. Contudo a proposta reabilitacional é trabalhar a resposta muscular a partir da realização de atividades que simulem as atividades funcionais realizadas por indivíduos idosos em seu dia-a-dia. O tempo de resposta neuromotora também é uma atividade importante visto que a melhora do tempo de reação por parte destes indivíduos pode estar relacionado a uma melhora do tempo de ativação neuromuscular. O próximo passo será a realização de um trabalho com o intuito de se analisar estas variáveis em adição ao estudo da cinemática angular e das atividades eletromiográficas de músculos específicos dos membros inferiores. A finalidade deste estudo será a comparação dos valores coletados antes e após a aplicação deste protocolo a fim de se validar esta proposta reabilitacional em indivíduos idosos. Sendo assim o resultado

final será a redução do índice de quedas e de eventuais acidentes nesta população de indivíduos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALEXANDER, N.B. Postural control in older adults. **J. Am. Geriatr. Soc.** v.42, p. 93-108, 1994.
- ALEXANDER, N.B. Gait disorders in older adults. **J. Am. Geriatr. Soc.** v.44, p.434-451, 1996.
- ALLUM, J.H.J; HONEGGER, F.; SCHICKS, H. The influence of a bilateral vestibular deficit on postural synergies. **J. Vestib. Res.** v.4, p. 49-79, 1994.
- ALLUM, J.H.; HONEGGER, F. A postural model of balance correcting movement strategies. **J. Vestib. Res.** v.2, p.323-347, 1992.
- AMADIO, A.C.; SERRÃO, J.C. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento humano**, São Paulo: EEFUSP, 1996. 126p.
- ANDRIACCHI, T.P. Dynamics of pathological motion: applied to the anterior cruciate deficient knee. **J. Biomech.** v.23, p.99-105, 1990.
- ANIANSOM, A.; LJUNGBERG, P.; RUNDGREN, A.; WETTERQVIST, H. Effect of a training programme for pensioners on condition and muscular strength. **Arch gerontol and geriatr.** v.3, p.229-241, 1984.
- BALESTRA, C.M. **A imagem corporal de idosos praticantes e não praticantes de atividades físicas.** 2002. 23f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, 2002.
- BASSEY, E.J.; BENDALL, M.J.; PEARSON, M.B. Muscle strength in the triceps surae and objectively measured customary walking activity in men and women over 65 years age. **Clin Sci.** v.74, p.85-89, 1988.
- BENDALL, M.J.; BASSEY, E.J.; PEARSON, M.B. Factors affecting walking speed of elderly people. **Age ageing.** v.18, p.327-332, 1989.
- BERCHUCK, M.; ANDRIACCHI, P.T.; BACH, B.R.; REIDER, B. Gait Adaptation by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. **J Bone and Joint Surg,** v.72a, n.6, p. 871-877, 1990.

BLANKE, D.J.; HAGEMAN, P.A. Comparison of gait of young men and elderly men. **Phys. Ther.** v.69, p.144-148, 1989.

BENDALL, M.J.; BASSEY, E.J.; PEARSON, M.B. Factors affecting walking speed of elderly people. **Age Aging.** v.18, p.327-332, 1989.

BLAKE, A.J. et al. Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. **Age Aging** v.17, p.365-372, 1988.

BLOEM, B.R. et al. Investigation of gait in elderly subjects over 88 years of age. **J. Geriatr. Psych. Neurol.** v.5, p.78-84, 1992.

BODACHNE, L. **Princípios básicos de geriatria e gerontologia.** Paraná: Champagnat, 1998.

BROWN, M.; ROSE, S.J. The effects of aging and exercise on skeletal muscle: clinical considerations. **T. Geriatr. Rehabil.** v.1, p.20-30, 1985.

BURKE, J.E.; KAMEN, G.; KOCEJA, D.M. Long-latency enhancement of quadriceps excitability from stimulation of skin afferents in young and old adults. **J Gerontol.** v.44, p. m158-m163, 1989.

CAHALIN, L.P. et al. The six-minute walk test predicts peak oxygen uptake and survival in patients with advanced heart failure. **Chest.** v.110, p.325-322, 1996.

CAMPBELL, A.J. et al. Falls in old age: a study of frequency and related clinical factors. **Age ageing.** v.10, p.264-270, 1981.

CAMPBELL, A.J. et al. Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study. **Age Aging.** v.19, p. 136-141, 1990.

CAVAGNA, G.A.; HEGLUND, N.C.; TAYLOR, C.R. Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. **Am. J. Physiol.** v.233, n.5, p.R243-R261, 1977.

CHANG, H.; KREBS, D.E. Dynamic balance control in olders: Gait initiation assessment as a screening tool. **Arch. Phys. Med. Rehabil.** p.80, 1999.

CHOU, L.S. et al. Motion of the whole body's center of mass when stepping over obstacles of different heights. **G. Post.** v.13, p.17-26, 2001.

CHOU, L.S. et al. Medio-lateral motion of the center of mass during obstacles crossing distinguishes elderly individuals with imbalance. **G. Post.** v.18, p.125-133, 2003.

CINÉTICA DA LOCOMOÇÃO HUMANA. In: MEGLAN, D.; TODD, F. **Marcha humana.** São Paulo: Premier, 1998.

COLLINS, J.J. et al. Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. **Exp. Brain. Res.** v.104, p.480-492, 1995.

CORDO, P.J.; NASHNER, L.M. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. **J. Neurophysiol.** v.47, p.287-302, 1982.

COZZANI, M.; CASTRO, M. Estratégias adaptativas durante o andar de idosos institucionalizados. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA Belo Horizonte, MG., **Anais...** 2003, v 01, p. 07 – 10.

DELWAIDE, P.J. La marche du vieillard et ses problemes. **Res. Med. Liege.** v.41, p.864-867, 1986.

DINGWELL, J.B.; MARIN, L.C. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. **J. Biomech.** 2005 (*Article In Press*).

DINGWELL, J.B.; CAVANAGH, P.R. Increase variability of continuous overground walking in neuropathic patients is only indirectly related sensory loss. **G. Post.** v.14, n.1, p.1-10, 2001.

DOHERTY, T.J. et al. Effects of motor unit losses on strength in older men and women. **J. Appl. Physiol.** v.69, p.2004-2011, 1993.

DOHERTY, T.J.; VANDERVOORT, A.A.; BROWN, W.F. Effects of aging on the motor unit: a brief review. **Can. J. Appl. Physiol.** v.18, p.331-358, 1993.

DORFMAN, L.J.; BOSLEY, T.M. Age-related changes in peripheral and central nervous conduction in man. **Neurol.** v.29, p.38-44, 1979.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quase-estática.** Tese (Livre Docência) - Escola de Educação física e esporte da Universidade de São Paulo, na área de Biomecânica, junto ao departamento de biodinâmica do movimento do corpo humano. São Paulo, 2000.

DUYSENS, J.; VAN de CROMMERT. Neural control of locomotion; Part I: The central pattern generator from cats to humans. **G. Post.** v.7, p.131-141, 1998.

DUYSENS, J.; CLARAC, F.; CRUSE, H. Load-regulating mechanisms in gait and posture: comparative aspects. **Am. Physiol. Soc.** v.1, n.80, p.83-120, 2000.

DYNAMICAL SYSTEMS PERSPECTIVE ON GAIT. In: CRAIK, R.B.; OATS, C.A. **Gait analysis.** Theory and application. Mosby, p.79-86, 1995.

ELBLE, R.J. et al. Stride-dependent changes in gait of older peoples. **J. Neurol.** v.238, p.1-5, 1991.

ENOKA, R. M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia.** 2.Ed. São Paulo: Manole, 2000.

ENVELHECIMENTO E ATIVIDADE FÍSICA. In: MATSUDO, S.M.M. **Atividades Físicas para terceira idade.** Brasília: SESI-DN, 1997, p. 39-44. cap. 3.

ERNANDES, A-M.; PAILHOUS, J.; DURUP, M. Slowness in elderly gait. **Exp. Aging. Res.** v.16, p.79-89, 1990.

FERRUCCI, L. et al. Departures from linearity in the relationship between measures of muscular strength and physical performance of the lower extremities: the women's health and aging study. **J. Gerontol.** v.52, p.275-285, 1997.

FIATARONE, M.A. Exercise in the oldest old. **Topics in geriatric rehabilitation** v.5, n.2, p.63-77, 1990.

FIATARONE, M.A.; EVANS, W.J. Etiology and reversibility of muscle dysfunction in the aged. **J Gerontol.** v.48, p.77-83, 1993.

FISIOLOGIA DO ENVELHECIMENTO. In: NETTO, M.P. **Gerontologia**: A velhice e o envelhecimento em visão globalizada. São Paulo: Atheneu, 2002. p.60-70.

FITZGERALD, P.L. Exercise for elderly. **Medical Clinics of North América**. v.69, p.189-196, 1985.

FONSECA, V. **Psicomotricidade**: Filogênese, ontogênese e retrogênese. Porto alegre: Artes Médicas, 1998.

FRANK, J.S.; PATLA, A.E.; BROWN, J.E. Characteristics of postural control accompanying voluntary arm movement in the elderly. **Soc. Neuros. Abstr.** v.13, p.335, 1987.

FREITAS, J.R. **Características posturais do controle postural de jovens, adultos e idosos**. 2003. 131f. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista (UNESP), Rio Claro, 2003.

FRIEDMAN, P.J.; RICHMOND, D.E.; BASKETT, J.J. A prospective trial of serial gait speed as a measure of rehabilitation in the elderly. **Age aging**. v.17, p.227-235, 1988.

FRONTERA, W.; DAWSON, D.M.; SLOVICK, D.M. **Exercício físico e reabilitação**. Porto Alegre: ArtMed. 2001.

FULLER, G.F. Falls in the elderly. **Am. Fam. Phys.** v.61, n.7, p.2173-2174, 2000.

GABELL, A.; SIMONS, M.A.; NAYAK, U.S.L. Falls in the healthy elderly: Predisposing causes. **Ergonom.** v.28, p.965-975, 1986.

GABELL, A.; NAYAK, U.S.L. The effect of age on variability in gait. **J. Gerontol.** v.39, p.662-666, 1984.

OLDFIELD, E. C. **Emergent forms: origins and early development of human action and perception**. Oxford University Press, 1995. . p.369.

GRASSO, R.; ZAGO, M.; LACQUANITI, F. Interactions between posture and locomotion: Motor patterns in humans walking with bent posture versus erect posture. **J. Neurophysiol.** v.83, p.288–300, 2000.

GRIMBY, G. Physician activity and effects of muscle training in the elderly. **Ann. Clin. Research.** v.20, p.62-66, 1988.

GRIMBY, G.; SALTIN, B. Mini-review: The aging muscle. **Clin Physiol.** v.3, p.209-218, 1983.

GRIMBY, G. Physical activity and muscle training in the elderly. **Act. Med. Scand. Suppl.** v.711, p.233-237, 1986.

GUIMARAES, R.M.; ISAACS, B. Characteristics of the gait of old people who fall. **Int. Rehabil. Med.** v.2, p.177-180, 1980.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Fisiologia humana e mecanismos das doenças**, 6.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

HAHN, M.E. CHOU, L-S. Can motion of individual body segments identify dynamic instability in the elderly? **Clin. Biomech.** v.18, p.737-744, 2003.

HALL, S. **Biomecânica básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HORAK, F.B. Clinical assessment of balance disorders. **G. Post.** p.76-84, 1997.

HAUSDORFF, J.M. et al. Increased gait unsteadiness in community dwelling elderly fallers. **Arch. Phys. Med. Rehabil.** v.78, p.278-283, 1997.

HELBOSTAD, J.L.; MOE-NILSSEN, R. The effect of gait speed on lateral balance control during walking in healthy elderly. **G. Post.** v.18, p.27-36, 2003.

HERMAN, T. et al. Gait instability and fractal dynamics of older adults with a “cautions” gait: why do certain older adults walk fearfully? **G. Post.** v.21, p.178-185, 2005.

HICKS, A.L. et al. Muscle excitation in elderly adults: the effects of training. **Musc.Nerv.** v.15, p.87-92, 1992.

HORAK, F.B.; SHUPERT, C.L.; MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. **Neurobiol. Aging.** v.10, p.727-738, 1989.

IBGE .**Censo 2000** Disponível em:< <http://IBGE.gov.br>> Acesso em maio de 2005.

INGLIN, B.; WOOLLACOTT, M.H. Age-related changes in anticipatory postural adjustments associated with arm movements. **J. Gerontol.** v.43, p.105-113, 1988.

INMAN, V.T.; RALSTON, H.J.; TODD, F. **Human walking**. Baltimore: William and Wilkins, 1981.

Dur Intermittent Head Stabilization Ing Postural And Locomotory Tasks In Humans. In: AMBLARD, B.; BERTHOZ, A.; CLARAC, F. (Eds.). **Development, adaptation and modulation of posture and gait**. Amsterdam: Elsevier, 1988. p. 189-198.

ISRAEL, R.; CARANASSOS, G.J. **Problems with gait in older persons**. J .Florida M.A. 1991, p.439-441.

JENSEN, R.K.; FLETCHER, P. Body segment moment of inertia of the elderly. **J. Appl. Biomech.** v.9, p.287-305, 1993.

JENSEN, R.K.; FLETCHER, P. Distribution of mass to the segments of elderly males and females. **J. Biomech.** v.27, p.89-96, 1994.

JIAN, Y. et al. Trajectory of the body COG and COP during of initiation and termination of gait. **G. Post.** v.1, p.9-22, 1993.

JUDGE, J.O.; DAVIS, R.B.; OUNPUU, S. Step length reduction in advanced age: The role of ankle and hip kinetics. **J. Gerontol.** v.51, p303-312, 1996.

KANDA, K.; HASHIZUME, K. Changes in properties of the medial gastrocnemius motor units in aging rats. **J. Neurophysiol.** v.61, p.737-746, 1989.

KANDA, K.; HASHIZUME, K. Factors causing difference in force output among motor units in the rat medial gastrocnemius muscle. **J. Physiol.** (London). v.448, p.677-695, 1992.

KAYA, B.K.; KREBS, D.E.; RILEY, P.O. Dynamic stability in elders: momentum control in locomotor ADL. **J. Gerontol.** v.53, p.126-134, 1998.

KLEINE, P. **Análise de programas de atividade física para idosos**. 1999. 58f. Monografia – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo.

LACQUANITI, F.; GRASSO, R.; ZAGO, M. Motor patterns in walking. **N. Physiol. Sci.** v.14, n.8, p.168-174, 1999.

LAFOREST, S. et al. Effects of age and regular exercise on muscle strength and endurance. **Eur. J. Appl. Physiol.** v.60, p.104-111, 1990.

LARSSON, L. Histochemical characteristics of human skeletal muscle during aging. **Acta Physiol. Scand.** v.117, p.469-471.

LARSSON, L.; SJÖDIN, B.; KARLSSON, J. Histochemical and biochemical changes in humans skeletal muscle with age in sedentary males, age 22-65 years. **Act. Physiol. Scand.** v.103, p.31-39, 1978.

POSTURAL CONTROL. In: **Neurophysiological basis of movement champaing**: Human Kinetics, 1998. cap.19. p. 163-171.

LAUGHTON, C.A. et al. Aging muscle activity and balance control: Physiologic changes associated with balance impairment. **G. Post.** v.00, p.1-8, 2003.

LENNMARKEN, C. et al. Skeletal muscle function in man: force, relaxation rate, endurance and contraction-time dependence on sex and age. **Clin. Physiol.** v.5, p.243-255, 1985.

LEIPER, C.I.; CRAIK, R.L. Relationship between physical activity and temporal-distance characteristics of walking in elderly women. **Phys. Ther.** v.71, p.791-803, 1991.

LEXELL, J.; TAYLOR, C.C. Variability in muscle fibre areas in whole human quadriceps muscle: effects of increasing age. **J. Anat.** v.174, p.239-249, 1991.

LIEBER, R.L. **Skeletal muscle structure and function**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1992.

LILLEY, J.M.; ARIE, T.; CHILVERS, C.E.D. Special review. Accidents involving older people: A review of the literature. **Age Ageing.** v.24, p.346-365, 1995.

MACARDLE, W.D.; KATCH, F.I.; KATCH, V.L. **Exercise physiology, energy, nutrition and human performance**. 3^{ed} Philadelphia: Lea&Febiger. 1995.

MACKENNON, C.D.; WINTER, D.A. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. **J. Biomech** v.26, p.633-644, 1993.

MAKI, B.E. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? **J. Am. Geriatr. Soc.** v.45, p.313-320, 1997.

MARIGOLD, D.S.; PATLA, A.E. Strategy for dynamic stability during locomotion on a slippery surface: effects of prior experience and knowledge. **G.Post.**, v.88, p.339-353, 2002.

MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. **Prog.Neurobiol.** v.38, p.35-56, 1992.

MATSAS, A.; TAYLOR, N.; McBURNEY, H. Knee Joint Kinematics from familiarised Treadmill Walking Can Be Generalised to Overground Walking in Young Unimpaired Subjects. **G. Post.** vol. 11, n 1, p. 46-53, 2000.

MORGAN, M.; PHILLIPS, J.G.; BRADSHAW, J.L. Age-related motor slowness: simply strategic? **J. Gerontol.** v.49, p133-139, 1994.

MOUCHNINO, L. et al. Coordinated control of posture and equilibrium during leg movement. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON DISORDER OF POSTURE AND GAIT., 10. Munich, p. 68-72, 1990.

MURRAY, M.P.; KORY, R.C.; CLARKSON, B.H. Walking patterns in healthy old men. **J. Gerontol.** v.24, p.169-178, 1969.

NARICI, M.V.; BORDINI, M.; CERETELLI, P. Effect of aging on human adductor pollicis muscle function. **J. Appl. Physiol.** v.71, p.1277-1281, 1991.

NARICI, M.V.; ROI, G.S.; LANDONI, L. Force of knee extensor and flexor muscles and cross-sectional area determined by nuclear magnetic resonance imaging. **Europ. J. Appl. Physiol.** v.57, p.39-44, 1988.

NETO, J.A. Gerontologia básica. São Paulo: Lemos, 1997.

NICHOLS, D.S. Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. **Phys. Ther.** v.77, n.5, p.553-558, 1997.

NUTT, J.G. Classification of gait and balance disorders. **Adv. Neurol.** v.87, p.135-141, 2001.

ÖBERG, T.; KARSZINIA, A.; ÖBERG, K. Basic parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. **J. Rehabil. Res. Dev.** v.30, p.210-233, 1993.

ÖBERG, T.; KARSZINIA, A.; ÖBERG, K. Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. **J. Rehabil. Res. Dev.** v.31, p.199-213, 1994.

OBSERVATIONAL GAIT ANALYSIS. In: CRAIK, R.B.; OATIS, C.A. **Gait analysis. Theory and Application.** St. Louis: Mosby, 1995, p. 112-124.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (OMS). **Planificação e Organização dos Serviços Geriátricos.** Série de Informes Técnicos. 843. Genebra, 1994.

OSTROSKY, K.M. et al. A comparison of gait characteristics in young and old subjects. **Phys. Ther.** v.74, p.637-646, 1994.

PATLA, A.E.; WINTER, D.A.; ISHAC, M.G. Joint stability and not control of center of mass takes precedence during voluntary arm movements from standing posture. **Arch. Physiol. Biochem.** v.108, p.211, 2000.

PERRY, S.D.; SANTOS, L.C.; PATLA, A.E. Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of center of mass (CoM) during gait termination. **Brain. Res.** v.913, p.27-34, 2001.

PETERKA, R.J.; BLACK, F.O.; SCHOENHOFF, M.B. Age-related changes in human vestibule-ocular reflexes: sinusoidal rotation and caloric test. **J. Vestib. Res.** v.1, p.49-59, 1990.

PICKLES, B. et al. **Physiotherapy with older people.** London: WB Saunders, 1995.

POSTURAL CONTROL IN FOUR CLASSES OF VESTIBULAR ABNORMALITIES. In: IGARASHI, M.; BLACK, F.O. **Vestibular and visual control of posture and locomotor equilibrium.** Basel: Karger, 1985. p.271-281.

POSTURAL ORIENTATION AND EQUILIBRIUM. In: ROWELL LB, SHEPHERD JT. **Handbook of physiology**, Sect. 12, Exercise: regulation and interaction of multiple systems. New York: Oxford Press, 1996, p255-292.

POSTURE. In: KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSEL, T.M. **Principles of neuroscience**. London: Prentic-Hall International, 1991.

POTTER, J.M.; EVANS, A.L.; DUNCAN, G. Gait speed and activities of daily living function in geriatric patients. **Arch. Phys. Med. Rehabil.** v.76, p.997-999, 1995.

POTVIN, A.R. et al. Human neurologic function and the aging process. **J. Am. Geriatr. Soc.** v.28, p.1-9, 1980.

POZZO, T.; BERTHOZ, A.; LEFORT, L. Head stabilization during various locomotory tasks in humans I. normal subjects. **Exp. Brain. Res.** v.82, p.97-106, 1990.

POZZO, T.; LEVIK, Y.; BERTHOZ, A. Head and trunk movements in the frontal plane during complex dynamic equilibrium tasks in humans. **Exp. Brain. Res.** v.106, p.327-338, 1995.

PRINCE, F. et al. Gait in the elderly. **G. Post.** v.5, p.128-135, 1997.

RAAB, D.M. et al. Light resistance and stretching exercise in elderly women: effect upon flexibility. **Arch. Phys. Med. Rehabil.** v.69, p.268-272, 1988.

REDFERN, M. S. et al. Attention influences sensory integration for postural control in older adults. **G. Post.** v.14, p.211-216, 2001.

REINSCH, S. et al. Attempts to prevent falls and injury: A prospective community study. **J. Gerontologist.** v.32, p.450-456, 1998.

RILEY, P.O.; MANN, R.W.; HODGE, W.A. Modeling of the biomechanics of posture and balance. **J. Biomech.** v.23, p.503-506, 1990.

ROSENHALL, U.; RUBIN, W. Degenerative changes in the human vestibular sensory epithelia. **Act. Otolaryngol.** v.79, p.67-81, 1975.

ROTWELL, J. **Control of human voluntary movement**. London: Chapman & Hall, 1994. p.252.

SERRÃO, J.C.; AMADIO, A.C. Análise de características dinâmicas do andar em idosos e sua influência na seleção de atividades físicas. In CONFERENCE OF EGREPA,1., 1993.**Proceedings ...**Oeiras, Portugal: p.438-445, 1993.

SCARBOROUGH, D.M.; KREBS, D.E.; HARRIS, B.A. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. **G. Post**. v.10, p.10-20, 1999.

SCHULTZ, A.B. Mobility impairment in the elderly: challenges for biomechanics research. **J. Biomech**. v.25, p.519-528, 1992.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. **Controle motor: Teoria e aplicações práticas**. São Paulo: Manole, 2003.

SMITH, D.C.; et al. Novel instrument for measuring the walking speed of elderly patients. **Med. Biomed. Eng. Comput**. v.25, p.605-607, 1990.

SOUZA, C.A.; SGUIZZATTO, G.T. Aspectos anatômicos e fisiológicos de envelhecimento. **Act. Ortop. Bras**. v.6, n.1, p.11-14, 1998.

SPEECHLEY, M.; TINETTI, M. Assessment of risk and prevention of falls among elderly persons: role of the physiotherapists. **Physioth. Can**. v.42, p.75-79, 1999.

SUDARSKY, L. Gait disorders: prevalence, morbidity, and etiology. **Adv. Neurol**. v.87, p.111-117, 2001.

SUTHERLAND, D.H.; KAUFMAN, K.F.; MOITOZA, J.R. **Marcha Humana**. 2.ed. São Paulo: Premier, 1998.

THAUT, M.H. et al. The connection between rhythmicity and brain function. **IEEE Eng. Med. Biol. Mag**. v.18, n.2, p.101-108, 1999.

THE ROLE OF THE VESTIBULAR SYSTEM IN POSTURAL CONTROL. In: HERDMAN S. **Vestibular Rehabilitation**. New York: FA Davis, 1994, p.22-46.

TINETTI, M.E. et al. Risk factors for serious injury during falls by older persons in the community. **J. Am. Geriatr. Soc.** p.1214-1221, 1995.

TINETTI, M.E.; RICHMAN, D.; POWELL, L. Fall efficacy as a measure of fear of falling. **J. Gerontol.** v.45, p.239 – 243, 1990.

TINETTI, M.E. **Clinics in geriatric medicine**. Philadelphia: WB Saunders. 1985. p.501-508.

TREW, M.; EVERETT, T. Human movement: An introductory text. 3 ed. In: TREW M. **The effects of age on human movement**. cap.7, p 119.

TROUBLES DE LA MARCHE. In: HERBERT, R.; ARCAND, M. **Précis Pratique geriatric**, 2.ed.. Hacinthe/Paris: Edisem/Maloine, 1997. p.135-146.

TRUEBLOOD, P.R.; RUBENSTEIN, I.Z. Assessment of instability and gait in elderly persons. **Compreh. Ther.** v.17, p.20-29, 1991.

VANDERVOORT, A.A.; HAYES, K.C. Plantarflexor muscle function in young and elderly women. **Europ. J. Appl. Physiol.** v.58, p.389-394, 1989.

VARGAS, H.S. A depressão no idoso - Fundamentos. In: CORREA ,A C.O. **Envelhecimento, Depressão e Doença de Alzheimer**. Belo Horizonte: Health. 1996.

VERRILO, R.T. Age-related changes in sensitivity to vibration. **J. Gerontol.** v.35, p.185-193, 1980.

WALL, J.C. et al. The kinematics of idiopathic gait disorder. A comparison with healthy young and elderly females. **Scand. J. Rehabil.** v.23, p.159-164, 1991.

WARABI, T.; NODA, H.; KATO, T. Effect of aging on sensorimotor functions of eye and hand movement. **Exp. Neurol.** v.92, p.686-697, 1986.

WATERS, R.L.; MULROY, S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. **G. Post.** v.9, p.210-211, 1999.

WATERS, R.L. et al. Energy-speed relationship of walking: standard tables. **J. Orthop. Res.** v.6, p.215-222, 1988.

WHITMAN, G.T. et al. Neuropathology in older people with disequilibrium of unknown cause. **Neurol.** v.53, p.375-382, 1999.

WIECZOREK, S.A. **Equilíbrio em adultos e idosos: Relação** entre tempo de movimento e acurácia durante movimentos voluntários na postura em pé. 2003, 83f. Dissertação (Mestrado) -Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo (USP), São Paulo.

WINTER, D.A.; PATLA, A.E.; FRANK, J.S. Assesment of balance control in humans. **Medical Progress Through Tecnology**, Boston v.16, n.1-2, p.31-51, 1999.

WINTER, D.A. **The biomechanics and motor control of human gait**: Normal, elderly and pathological, 2nd edition. Waterloo, press 1991.

WINTER, D.A. Kinematic and kinetic patterns in human gait. Variability and compensating effects. **Hum. Mov. Sci.** v.3, p.51-76, 1984.

WINTER, D.A. **Biomechanical and motor control of human movement**. New York: Wiley, 1990: 80-84.

WINTER, D.A. et al. Biomechanical walking patterns changes in the fit and health elderly. **Phys. Ther.** v.70, p.340-347, 1990.

WOO, J. et al. Age-associated gait-changes in the elderly: Pathological or physiological? **Neuroepidemiol.** v.14, p.65-71, 1995.

YOU, J-Y. et al. Effect of slip on movement of body center of mass relative to base of support. **Clin. Biomech.** v.16, p.167-173, 2001.

YOUNG, A. Exercise physiology in geriatric pratice. **Act. Med. Scand. Suppl.** v.711, p.227-232, 1986.

ZATSIRORSKY, V.M. **Kinematic of human motion**. Champaign: Human Kinetics, 1998.

ANEXO A

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Universidade do Vale do Paraíba - UNIVAP

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

“Análise comparativa dos parâmetros da marcha em indivíduos idosos”

Pesquisador : Wagner Monteiro

Orientador : Prof.^(a) Dr.^(a) Claudia Santos Oliveira

Instituição: Universidade do Vale do Paraíba - UNIVAP

Endereço: Avenida Shishima Hifumi, 2911 – Urbanova,

CEP: 12244-000 , São José dos Campos - SP.Telefone: (12) 3947-1086

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Item 1. A reabilitação nos indivíduos acima de 60 anos de idade torna-se importante para melhorar as condições físicas em indivíduos que possuem alterações da marcha advindas do processo fisiológico de envelhecimento. Para isso há a necessidade de analisar a marcha humana, e se quantificar as variáveis derivadas da Força Vertical Resultante de Reação do Solo (FVRRS), representadas respectivamente, pelas variáveis temporais, cinemáticas e do Centro de Pressão.

Item 2. Estas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo. A partir da quantificação, análise e interpretação deste procedimento, será possível entender melhor o comportamento da FVRRS (força exercida verticalmente pelo corpo no solo) durante a marcha em indivíduos idosos que possuem deambulação independente.

Item 3. Os riscos ou comprometimentos de natureza física proporcionados ao paciente devido aos procedimentos experimentais são de natureza mínima. Ou seja, as atividades funcionais solicitadas aos indivíduos analisados, bem como a execução destas, busca reproduzir atividades de vida diárias, como andar (análise da marcha). O objetivo da realização destes experimentos, são o de melhorar o entendimento a respeito dos possíveis comprometimentos a respeito das características do equilíbrio dinâmico durante a realização de atividades funcionais e a partir desta propor atividades específicas durante o processo de reabilitação nesta população.

Item 4. *Como medidas de segurança*, a velocidade da marcha será padronizada e controlada de maneira a evitar eventuais acidentes durante a realização da coleta dos dados, tornando o presente estudo seguro e confiável ao paciente que apresentar comprometimento em sua deambulação decorrente de do processo de envelhecimento.

Item 5. Durante todo o procedimento de análise da marcha, estarão posicionados 02 (dois) indivíduos próximos a esteira. O primeiro na região posterior e o segundo na região lateral da esteira, com a finalidade de evitar e/ou minimizar eventuais acidentes. Adicionalmente durante todo o procedimento de análise será colocado um colete de proteção ao qual o paciente ficará preso. Este tem por finalidade minimizar controlar eventuais riscos de queda para os pacientes durante as análises. Entretanto, em caso de possíveis danos físicos, a instituição deverá ressarcir-me quanto aos mesmos.

Item 6. A grande vantagem ao voluntário é que após a realização deste estudo, os dados obtidos serão utilizados exclusivamente em benefício de um melhor tratamento fisioterápico, possibilitando a instituição de programas terapêuticos fundamentados nos padrões do movimento humano em indivíduos que apresentam alterações de equilíbrio durante a marcha decorrente do processo de envelhecimento;

Item 7. Será garantido sigilo absoluto com relação à identidade do participante;

Item 8. Em qualquer etapa do estudo, o participante terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. Os resultados obtidos neste estudo serão disponibilizados ao voluntário, sendo o investigador responsável direto por esclarecer o mesmo a respeito das implicações dos resultados obtidos bem como a possibilidades de tratamento a ser instituído nos mesmos. O investigador envolvido é o Fisioterapeuta e aluno do programa de pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP, Wagner Monteiro que podem ser encontrados na Rua Heitor de Andrade nº 791, apto 31, Jardim das Indústrias, São José dos Campos -SP. Também podem ser encontrados no telefone (12) 9728-2533. Este aluno é orientado pela Prof.^(a) Dr.^(a) Claudia Santos Oliveira, responsável principal por este projeto.

Item 9. Quaisquer considerações ou dúvidas sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa localizado à avenida Shishima Hifumi, 2911,

Urbanova, CEP 12.244 - 000, São José dos Campos - SP, fone (12) 3947-1121 ou fax (12) 3947-1149.

Item 10. Será garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento, ou seja, o participante poderá se retirar do estudo em qualquer etapa das coletas, não havendo qualquer prejuízo à continuidade de seu tratamento na Instituição;

Item 11. As informações obtidas serão analisadas não sendo divulgado a identificação de nenhum indivíduo;

Item 12. Não haverá despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo, incluindo exames e consultas. O paciente será levado e trazido ao laboratório da Instituição se assim preferir, por um dos membros envolvidos nesta pesquisa. Também não haverá compensação financeira relacionada à sua participação. Por outro lado, os dados coletados serão disponibilizados gratuitamente aos voluntários.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim do estudo a ser realizado.

Eu discuti com o fisioterapeuta e aluno da pós-graduação da Universidade do Vale do Paraíba Wagner Monteiro sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizadas e de esclarecimentos permanentes, bem como minha isenção nas despesas ou custos adicionais, durante todas as etapas dos procedimentos. Ficou claro também que, em caso de possíveis danos físicos, a instituição deverá ressarcir-me quanto aos mesmos. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento neste Serviço.

Data ____ / ____ / ____.

Assinatura do paciente

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente para a participação neste estudo.

Data ____ / ____ / ____.

Wagner Monteiro, Ft.

Crefito 36562-ltf

ANEXO B

Carta de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da UNIVAP

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVAP

CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo n.º L100/2005/CEP, sobre “*Análise comparativa dos parâmetros da marcha em plano horizontal, aclive de 5% e declive de 5% em indivíduos idosos e adultos jovens*”, sob a responsabilidade da Profa. Dra. Cláudia Santos Oliveira, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos, conforme Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi **aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Informamos que o pesquisador responsável por este Protocolo de Pesquisa deverá apresentar a este Comitê de Ética um relatório das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação.

São José dos Campos, 17 de junho de 2005



PROF. DR. LANDULFO SILVEIRA JUNIOR

Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa da Univap