

ANDRÉ DE SOUZA ROCHA

**EFEITO DA RESTRIÇÃO DO MEMBRO INFERIOR NÃO-AFETADO
E ALTURA DO ASSENTO SOBRE O
DESEMPENHO MOTOR DE HEMIPARÉTICOS DURANTE O
MOVIMENTO DE SENTADO PARA DE PÉ**

FLORIANÓPOLIS – SC

2009

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE – CEFID
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO - PPGCMH**

ANDRÉ DE SOUZA ROCHA

**EFEITO DA RESTRIÇÃO DO MEMBRO INFERIOR NÃO-AFETADO
E ALTURA DO ASSENTO SOBRE O
DESEMPENHO MOTOR DE HEMIPARÉTICOS DURANTE O
MOVIMENTO DE SENTADO PARA DE PÉ**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte – CEFID da Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Dra. Stella Maris Michaelsen

FLORIANÓPOLIS – SC

2009

ANDRÉ DE SOUZA ROCHA

**EFEITO DA RESTRIÇÃO DO MEMBRO INFERIOR NÃO-AFETADO
E ALTURA DO ASSENTO SOBRE O
DESEMPENHO MOTOR DE HEMIPARÉTICOS DURANTE O
MOVIMENTO DE SENTADO PARA DE PÉ**

Dissertação aprovada pelo Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte da Universidade do Estado de Santa Catarina, como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

BANCA EXAMINADORA:

Orientador: Stella Maris Michaelsen

Prof^a. Dr^a. Stella Maris Michaelsen
Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC

Membro: Lilian Gerdi Kittel Ries

Prof^a. Dr^a. Lilian Gerdi Kittel Ries
Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC

Membro: Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela

Prof^a. Dr^a. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela
Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG

Membro: Sandra Regina Alouche

Prof^a. Dr^a. Sandra Regina Alouche
Universidade Cidade de São Paulo - UNICID

Florianópolis - SC, 06 de abril de 2009.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer, primeiramente, a Deus por estar aqui e aos meus amados pais, Mauro da Silveira Rocha e Marilene de Souza Rocha, por todo o amor, carinho e amparo com que conduziram a minha formação como pessoa, como estudante e como profissional. O incentivo e apoio incondicionais foram determinantes para que eu chegasse até aqui. Ao meu irmão Fernando Rocha que sempre me encorajou e que representa a confiança de saber que nossa união é muito forte em torno das dificuldades. Amo a todos vocês.

Aos professores da Universidade Luterana do Brasil que moldaram minha estrutura profissional e disponibilizaram todo o seu conhecimento para minha capacitação como Fisioterapeuta. De modo especial, agradeço à Professora Aline Rodrigues pelos ensinamentos em Fisioterapia Neurofuncional e por fortalecer minha identificação com essa área.

Aos professores Everton Massaia e Daniel de Brum pela confiança e incentivo no início desta caminhada, escrevendo as cartas de recomendação que concorreram para meu ingresso no Programa e na pesquisa.

Ao fisioterapeuta, amigo e colega de mestrado, Diego Murilo dos Santos pelo apoio sem igual nos primeiros meses de chegada. Pessoa íntegra e de grande caráter que contribuiu decisivamente para minha inserção como profissional nesta bela cidade.

Aos grandes amigos Tiago Lau e Daniela Lau e sua linda família que foram essenciais oferecendo sua amizade e companhia em grandes momentos de descontração.

A todos os profissionais e pacientes da Fisiotec pelo incentivo e auxílio, em especial, para a amiga e colega Angelise Mozerle pelas intermináveis horas de estudo em estatística.

À UDESC por oportunizar este aperfeiçoamento e aos Professores do Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano por suas contribuições ímpares para meu crescimento como pesquisador e elaboração deste trabalho. De maneira especial, agradeço ao Professor Hélio Roesler que abriu as portas de seu laboratório disponibilizando os instrumentos necessários para essa pesquisa.

A todos os colegas do Laboratório de Pesquisas em Biomecânica Aquática em especial aos colegas Letícia Carneiro e Marcel Hubert, além do bolsista Gabriel Jacomel, que me acolheram de braços abertos e foram fundamentais nas coletas de dados e familiarização com os instrumentos.

Aos colegas do Laboratório de Biomecânica, LABIN e LADAP pelo companheirismo e trabalhos realizados nas disciplinas.

Às mestrandas Mavie e Angélica pela grande amizade, companheirismo e afinidades de trabalho que levaram nossa amizade além dos interesses acadêmicos.

À mestranda Vanessa Herber e sua maravilhosa família pelo acolhimento e força desde os primeiros momentos nessa linda cidade. Meus sinceros agradecimentos.

Ao meu colega e amigo fraterno, mestrando Rodrigo Knabben para o qual faltariam agradecimentos para descrever o quanto ele foi decisivo para que este trabalho chegasse ao final. Ter a sua amizade e companheirismo já valeu todo o esforço.

À Caroline Martins que pôs luz nos meus olhos num momento ímpar.

A todos os queridos pacientes que aceitaram participar deste estudo sem os quais, essa pesquisa não teria fundamento.

Finalmente, dedico essas últimas palavras a uma pessoa que mudou completamente minha visão de mundo como profissional e como pessoa, a Professora Orientadora Stella Maris Michaelsen. Toda a trajetória deste trabalho teve o ensinamento próximo, dedicação, incentivo e críticas construtivas desta pessoa perseverante e extremamente competente, um exemplo a ser seguido de dedicação, caráter e integridade. Eu só tenho a agradecer imensamente a oportunidade e confiança, e espero contar sempre com sua orientação.

A todos que de alguma forma contribuíram para este trabalho, meu muito obrigado!

RESUMO

A hemiparesia após um Acidente Vascular Encefálico (AVE) compromete a capacidade de usar a extremidade inferior acometida durante transição de sentado para de pé (ST-DP), afetando o desempenho funcional. Este estudo investigou, em indivíduos hemiparéticos, o efeito combinado da restrição do membro inferior não-afetado (MINA) apoiado em um step e da altura do assento, sobre a transferência de peso para o membro inferior afetado (MIAF) e redução da assimetria durante o movimento ST-DP. Foram selecionados 13 indivíduos adultos ($60,4 \pm 5,7$ anos), de ambos os sexos, com seqüela de hemiparesia devido a AVE na fase crônica ($43,7 \pm 50$ meses) e comprometimento de leve a moderado na Escala de Fugl-Meyer ($24,7 \pm 4,9$ pontos). Os participantes realizaram avaliações clínicas e biomecânicas através de análise cinética e cinemática do movimento de interesse. Os indivíduos levantaram de um banco instrumentado a partir de duas alturas de assento, 100% (normal) e 130% (elevada) da altura do joelho (AJ), e em 4 condições dos pés: (1) espontânea (ESP); (2) simétrica, SIM; (3) assimétrica (ASS) - membro não-afetado à frente; e (4) step (STP) - membro não-afetado apoiado em um step. Plataformas de força e sistema de cinemetria foram empregados respectivamente para análise da componente vertical (F_z) da força de reação do solo e do comportamento cinemático resultantes do movimento. Os resultados mostraram uma diminuição significativa da assimetria na condição step em relação as posições ESP ($p < 0,001$), SIM ($p < 0,001$) e ASS ($p = 0,023$), influenciando positivamente os ângulos de quadril, joelho e tornozelo para valores mais próximos dos normais. Com a elevação da altura do assento à 130%AJ foi observada uma redução significativa do tempo de movimento e deslocamento anterior do tronco ($p < 0,001$ para ambos). A restrição do MINAF pelo step mostrou-se eficiente na diminuição da assimetria durante o ST-DP e pode ser um recurso terapêutico utilizado na reversão do desuso aprendido. Elevar a altura do assento diminuiu as demandas de tempo e deslocamentos do tronco, facilitando a aquisição da postura em pé mesmo com o emprego do step. Sugere-se o uso da restrição como uma estratégia de treinamento visando reduzir a assimetria durante o ST-DP.

Palavras-chave: Fisioterapia. Hemiparesia. Sentado para de pé. Cinética. Cinemática.

ABSTRACT

Hemiparesis following stroke reduces the ability to use the involved lower extremity during the sit-to-stand (STS) transfer, thus affecting the performance. This study investigated in hemiparetic subjects the combined effects of the non-affected lower limb (NA) constraints by supporting it on a step and the seat height for the weight-bearing on the affected lower limb (AF) and the reduction of asymmetry during STS. Thirteen adult subjects ($60,4 \pm 5,7$ years) were selected, of both sexes, with hemiparesis due to stroke in chronic stage ($43,7 \pm 50$ months). They had mild to moderate impairments on the Fugl-Meyer Scale ($24,7 \pm 4,9$ points). The participants underwent clinical evaluations and biomechanical analyses of the kinetics and kinematics of the movements of interest. Individuals stood up from a instrumented bench at two seat heights, 100% (normal) and 130% (elevated) from the knee height (KH). There were four conditions of the feet: (1) spontaneous (SPO), (2) symmetric (SYM), (3) asymmetrical (ASS) – with the NA limb in front of the AF, and (4) step (STP) of the NA limb supported on a step. Force plates and a kinematic system were used for analyses of the vertical component (F_z) of the ground reaction forces and the kinematic behaviors of the resulting movement. The results showed significant decreases of the asymmetry in the step condition compared to the positions of the SPO ($p < 0001$), SYM ($p < 0001$) and ASS ($p = 0023$). The angles of hip, knee and ankle reached normal values. With the elevation of the seat height at 130%, KH had significant reductions in the time of movement and the anterior displacement of the trunk ($p < 0001$ both). The restriction of the AF by the step was efficient in reducing the asymmetry in the STS and may be a therapeutic resource to be used in reversing the learned non-use. Raising the seat height reduced the time and displacement of the trunk, there facilitated reaching the upright position even with the use of step. The use of constraint as a strategy for training is suggested to reduce the asymmetry in the STS.

Key-words: Physiotherapy. Hemiparesis. Sit-to-stand. Kinetic. Kinematics

LISTA DE SIGLAS E ABREVIações

ADM – amplitude de movimento
AF - afetado
ASS – posição assimétrica
ATM – Articulação Temporo-mandibular
AVD – atividades de vida diária
AVE – Acidente Vascular Encefálico
CDG – centro de gravidade
CDM – centro de Massa
CP – centro de pressão
EMG – Eletromiografia
ESP – posição espontânea
FRS –Força de reação do solo
Fz – Força vertical de reação do solo
MIAF – membro inferior afetado
MINA – membro inferior não-afetado
MID – membro inferior dominante
MIND – membro Inferior não-dominante
MIE – membro inferior esquerdo
MMII – membros inferiores
MMSS – membros superiores
NAF – não-afetado
OMS – Organização Mundial da Saúde
PicoFz – pico de força vertical de reação do solo
PC – peso corporal
SIM – posição simétrica
ST-DP – sentado para de pé
STP – posição step

SNC – Sistema Nervoso Central

TCLE - Termo de Consentimento Livre Esclarecimento

TLA – Teste de Levantar e Andar

TM – tempo de movimento

TFz – tempo para o pico de força vertical

TUG – *Timed Up and Go*

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Pico de força vertical de reação do solo (F_z) no membro inferior direito (D) e esquerdo (E).....	25
Figura 2. Trajetória do ombro (linha tracejada) com o ponto do máximo deslocamento horizontal em A e início da trajetória em B.....	28
Figura 3. Em A, representação dos ângulos que serão obtidos para análise cinemática. Adaptado de Music et al.(2008). Em B, representação do momento de Pico F_z (linha vertical) no qual os ângulos serão analisados	29
Figura 4. Curvas de F_z durante o levantar de um indivíduo hemiparético (linha cinza; em 1: membro não afetado; em 2: membro afetado) e a variação normativa dos indivíduos controles (linha escura) (GALLI et al., 2008).....	33
Figura 5. Fases do movimento de ST-DP de acordo com Schenkman et al. (1990) onde, PCA = perda de contato com o assento.....	36
Figura 6. Posição x altura e CDM, onde Base = posição controle; Hred = redução do deslocamento horizontal; Vred = redução do deslocamento vertical; VHred = redução do deslocamento vertical e horizontal do CDM (MATHYAKOM et al., 2005)..	41
Figura 7. Imagem das plataformas de força A e B.	46
Figura 8. Câmera Panasonic NV-GS85 Mini DV.	47
Figura 9. Disposição do laboratório. À esquerda, ambiente de coleta e a direita ilustração esquemática.....	49
Figura 10. Calibrador de 4 pontos do sistema de cinemetria.....	50
Figura 11. Configuração dos marcadores proposta por Music et al. (2008) (A) e a disposição baseada no modelo proposto (B).	51
Figura 12. Sincronização dos sistemas, com o sinal luminoso à esquerda e o sinal elétrico nas curvas de F_z , à direita. Os sinais foram simultâneos. SINC = sincronizador	52

Figura 13. Imagem da posição do banco instrumentado (A) e das plataformas de força (B e C).	52
Figura 14 Altura do assento normal (N) e elevada (E).....	53
Figura 15. Posição simétrica.	54
Figura 16. Posição assimétrica.....	54
Figura 17. Posição step.....	54
Figura 18. Distribuição do peso corporal entre os membros inferiores durante a ortostase (MIAF= membro inferior afetado; MINAF= membro inferior não-afetado). 59	
Figura 19. Exemplo representativo de um sujeito, correspondente às curvas da componente vertical (Fz) da FRS em % de peso corporal durante o ST-DP relativas ao assento à 100% da altura do joelho (AJ). Em A: condição espontânea (ESP); em B: condição simétrica (SIM); em C: condição assimétrica (ASS); em D: condição step (STP). A linha preta corresponde a Fz da perna afetada (AF) e a linha cinza Fz da perna não afetada (NAF).....	60
Figura 20. Exemplo representativo de um sujeito, correspondente às curvas da componente vertical (Fz) da FRS em % de peso corporal durante o ST-DP relativas ao assento à 130% da altura do joelho (AJ). Em A: condição espontânea (ESP); em B: condição simétrica (SIM); em C: condição assimétrica (ASS); em D: condição step (STP). A linha preta corresponde a Fz da perna afetada (AF) e a linha cinza Fz da perna não afetada (NAF).....	61
Figura 21. Índice de Assimetria (IA) entre as posições dos pés e alturas de assento. Linha preta preenchida, assento nivelado à 100%AJ (altura do joelho); Linha cinza traçada, assento à 130%AJ. (ESP= posição espontânea; SIM = posição simétrica; ASS = posição assimétrica; STP = posição step). Os desvios padrão não aparecem para facilitar a clareza da figura.	62
Figura 22. Tempos médios de execução da tarefa ST-DP nas diferentes alturas e posições dos pés. ; ESP= posição espontânea(linha tracejada cinza); SIM = posição simétrica (linha tracejada preta); ASS = posição assimétrica (linha preenchida preta); STP = posição step (linha preenchida cinza).; AJ = altura do joelho; Os desvios padrão não aparecem para facilitar a clareza da figura.....	64
Figura 23. Tempo para o Pico Fz no membro inferior afetado (MI-AF) entre as posições dos pés e alturas de assento. Linha preta preenchida, assento nivelado à 100%AJ (altura do joelho); Linha cinza traçada, assento à 130%AJ. (ESP= posição espontânea; SIM = posição simétrica; ASS = posição assimétrica; STP = posição step). Os desvios padrão não aparecem para facilitar a clareza da figura e podem ser vistos na Tabela 5.	63

Figura 24. Padrão de movimento característico nas diferentes condições de pés na altura 100%. ESP= posição espontânea; SIM = posição simétrica; ASS = posição assimétrica; STP = posição step.....66

Figura 25. Padrão de movimento característico nas diferentes condições de pés na altura 130%. ESP= posição espontânea; SIM = posição simétrica; ASS = posição assimétrica; STP = posição step.66

Figura 26. Trajetória do ombro durante a ação de ST-DP. As linhas finas em cinza são relativas ao assento à 100%AJ (altura do joelho) e as linhas espessas em preto correspondem ao assento à 130%AJ. Em A, posição espontânea (ESP); em B, posição simétrica (SIM); em C, posição assimétrica (ASS) e em D, posição step (STP).....67

Figura 27. Efeitos da posição dos pés e alturas do assento no deslocamento anterior máximo do ombro durante a tarefa ST-DP. AJ = altura do joelho; ESP= posição espontânea; SIM = posição simétrica; ASS = posição assimétrica; STP = posição step.68

Figura 28. Deslocamento angular do quadril durante o movimento de ST-DP. AJ = altura do joelho; ESP= posição espontânea(linha tracejada cinza); SIM = posição simétrica (linha tracejada preta); ASS = posição assimétrica (linha preenchida cinza); STP = posição step (linha preenchida preta). Linha vertical representa o PicoFz. ...69

Figura 29. Posição angular de quadril apresentada no momento do pico de Fz para o assento à 100% e 130%AJ (altura do joelho) e as quatro condições de pés (ESP= espontânea; SIM = simétrica; ASS = assimétrica; STP = step). Os asteriscos (*) indicam os locais onde ocorreram diferenças significativas ($p < 0,05$) valores exatos de p no texto.....69

Figura 30. Deslocamento angular do joelho durante o movimento de ST-DP. AJ = altura do joelho; ESP= posição espontânea(linha tracejada cinza); SIM = posição simétrica (linha tracejada preta); ASS = posição assimétrica (linha preenchida cinza); STP = posição step (linha preenchida preta). Linha vertical representa o PicoFz70

Figura 31. Diferenças nos ângulos de joelho alcançados no momento do pico de Fz para o assento à 100% e 130%AJ (altura do joelho) e as quatro condições de pés (ESP= espontânea; SIM = simétrica; ASS = assimétrica; STP = step). Os asteriscos (*) indicam os locais onde ocorreram diferenças significativas ($p < 0,05$), valores exatos de p no texto71

Figura 32. Deslocamento angular do tornozelo durante o movimento de ST-DP. AJ = altura do joelho; ESP= posição espontânea(linha tracejada cinza); SIM = posição simétrica (linha tracejada preta); ASS = posição assimétrica (linha preenchida cinza); STP = posição step (linha preenchida preta). Linha vertical representa o PicoFz. Observar que a duração do movimento é menor na altura 130%71

Figura 33. Efeitos da posição dos pés e alturas do assento no ângulo de tornozelo no pico de Fz. ESP= posição espontânea; SIM = posição simétrica; ASS = posição assimétrica; STP = posição step. Linha grossa = 100% altura do joelho (AJ); Linha fina = 130% altura do joelho (AJ)72

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características dos participantes	58
Tabela 2. Resultados dos testes clínicos	59
Tabela 3. Medias do Índice de Assimetria	62
Tabela 4. Tempo de Movimento	63
Tabela 5. Tempo para o PicoFz.....	65

SUMÁRIO

I INTRODUÇÃO	16
1.1 PROBLEMA	16
1.2 OBJETIVOS	20
1.2.1 Objetivo Geral	20
1.2.2 Objetivos Específicos	20
1.3 JUSTIFICATIVA	21
1.4 HIPÓTESES	24
1.5 DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS	25
1.6 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO	29
1.7 LIMITAÇÕES	29
1.8 TERMOS	30
II REVISÃO DA LITERATURA	31
2.1 CONSEQÜÊNCIAS DO AVC NOS MEMBROS INFERIORES	31
2.2 O USO DA ATIVIDADE ST-DP VISANDO MELHORAR A TRANSFERÊNCIA DE PESO E SIMETRIA	34
2.3 INFLUÊNCIA DA POSIÇÃO DOS PÉS NO MOVIMENTO DE LEVANTAR	37
2.4 INFLUÊNCIA DA ALTURA DO ASSENTO NO MOVIMENTO DE LEVANTAR	40
III MATERIAIS E MÉTODOS	42
3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA	42
3.2 PARTICIPANTES DO ESTUDO	42
3.2.1 Critérios de Inclusão	43
3.2.2 Critérios de Exclusão	43

3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA	43
3.4 CONTROLE DE VARIÁVEIS.....	47
3.5 COLETA DE DADOS	48
3.6 TRATAMENTO ESTATÍSTICO	56
IV RESULTADOS	58
4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA.....	58
4.2 ASSIMETRIA EM PÉ.....	59
4.3 COMPORTAMENTO CINÉTICO DURANTE O MOVIMENTO ST-DP	60
4.3.1 Índice de Assimetria	61
4.4 COMPORTAMENTO TEMPORAL DURANTE O MOVIMENTO ST-DP	63
4.4.1 Tempo de Movimento.....	63
4.4.2 Tempo para o PicoFz	64
4.5 COMPORTAMENTO CINEMÁTICO DURANTE O MOVIMENTO ST-DP.....	66
4.5.1 Máximo deslocamento horizontal do ombro	67
4.5.2 Ângulo de quadril no PicoFz.....	68
4.5.3 Ângulo de joelho no PicoFz.....	70
4.5.4 Ângulo de tornozelo no PicoFz.....	71
V DISCUSSÃO.....	73
VI CONCLUSÃO	82
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	85
APÊNDICES.....	95
ANEXOS.....	108

I INTRODUÇÃO

1.1 PROBLEMA

O Acidente vascular encefálico (AVE) apresenta-se como um importante agravo à saúde da população em nível mundial, apresentando-se como a segunda principal causa de morte e a razão mais comum de incapacidade neurológica no adulto (National Stroke Association, 2008; WHO, 2002). Ocorre predominantemente em adultos de meia idade e idosos sendo que dois terços ocorrem em pessoas acima de 65 anos, e após os 55 anos de idade, a incidência do AVE dobra a cada década de vida (CARR & SHEPHERD, 2003; ELKIND, 2003; WHO, 2002). Estimativas da OMS indicaram que em 2005, o acidente vascular cerebral resultou em 5,7 milhões de mortes por todo o mundo, o equivalente a 9,9% de todas as mortes.

Para a realidade brasileira, o AVE representa um grave problema de saúde pública. Dados do Ministério da Saúde apontaram que no ano de 2005 ocorreram mais de 90 mil óbitos por doença cerebrovascular, representando uma taxa de mortalidade de 48,7 óbitos a cada 100 mil habitantes, sendo que em Santa Catarina foi responsável por mais de 2,5 mil mortes e 274 óbitos em Florianópolis e região metropolitana (LOTUFO, 2005; MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2005). De forma geral, o AVE apresenta uma prevalência de aproximadamente 2 em 1000, onde o resultado final é óbito nas primeiras três semanas em cerca de 30% dos casos, recuperação total em 30% e incapacidade residual em 40% (LANGTON, 1993; WHO, 2002).

O déficit neurológico causado pelo AVE caracteriza-se pela interrupção total ou parcial do suprimento sanguíneo em uma área cerebral secundária à lesão vascular, podendo ser classificado de acordo com o tipo patológico – isquêmico ou hemorrágico – ou com fatores temporais, como ataques isquêmicos completos ou transitórios (CARR & SHEPHERD, 2003; RYERSON, 1994). As manifestações clínicas presentes no AVE envolvem comumente alterações motora e sensitiva,

prejudicando a função física. A presença de déficit do controle motor pode ser caracterizada por fraqueza, alteração de tônus e movimentos estereotipados, que podem limitar as habilidades para realizar atividades de vida diária (AVD's) (DOBKIN, 2004; TEIXEIRA-SALMELA, 2003).

A hemiparesia é o sinal clássico do AVE, afetando cerca de 70% a 80% dos indivíduos que acometidos de modo que, mesmo seis meses após o episódio, apenas 60% dos indivíduos hemiparéticos conseguem desempenhar atividades funcionais como ir ao banheiro e caminhar curtas distâncias (DOBKIN, 2004). Após um AVE, a fraqueza muscular no hemicorpo contrário à lesão (hemiparesia) é um dos principais comprometimentos que afetam a capacidade dos indivíduos em realizar AVD's como levantar de uma cadeira e deambular (BRUNT et al., 2002 ; CHENG et al., 2001; MAZZA et al., 2006, ROY et al., 2006).

Alguns autores demonstraram em seus estudos que a força muscular foi o fator mais significativo para o sucesso da realização do movimento de levantar a partir de sentado. A diminuição da força muscular parece, portanto, influenciar diretamente o equilíbrio de idosos e indivíduos com incapacidades funcionais durante a tarefa de levantar-se de uma cadeira (BLAIN et al., 2006; JANSSEN, 2002; ROY, 2007; SCHENKMAN et al., 1996).

Partridge et al. (1993), estudando a recuperação de 348 pacientes pós-AVE, verificou que apenas 29,3 % (102) eram capazes de levantar-se para posição ortostática livre no encaminhamento para a reabilitação. A dificuldade em realizar a passagem de sentado para de pé (ST-DP) limita a participação em atividades cotidianas como levantar da cama, sentar à mesa para alimentação, usar o banheiro e andar de ônibus (BERNARDI et al., 2003; KAWAGOE et al., 2000; SCHENKMAN et al., 1996). Além disso, alguns estudos demonstraram que a dificuldade na realização do movimento de passar de ST-DP é um importante preditivo de quedas nesta população (CHENG et al. 1998; ENG & CHU, 2002; GOULART et al., 2003; SCHENKMAN, 1996;).

Indivíduos hemiparéticos demonstram acentuada assimetria corporal com aumento da transferência de peso para o membro não-afetado durante o ST-DP o que influencia também na velocidade do movimento (em média 2 segundos a mais que o normal) (BRUNT et al., 2002; CHENG et al., 2004; ENGARD & OLSSON, 1992; ROY et al 2006). A distribuição do peso corporal sobre o membro

hemiparético durante o movimento de ST-DP apresenta valores de 24% a 37% do peso corporal, diferindo significativamente da distribuição relativamente uniforme alcançada por indivíduos sadios (49,7 a 50,3% do peso corporal) (BRUNT et al., 2002; CHENG et al., 2001; ENG & CHU, 2002; ENGARD & OLSON, 1992).

Cheng et al. (2004), relataram que indivíduos hemiparéticos com histórico de quedas transferem menos peso para o membro inferior envolvido durante o movimento de ST-DP em relação a indivíduos com hemiparesia sem história de quedas, embora esta diferença não tenha alcançado níveis estatisticamente significativos. Da mesma forma, Brunt et al (2002) e Hesse et al (1995) verificaram uma diminuição na força empregada na perna hemiparética durante o levantar, mesmo em uma posição controlada dos pés (simétrica).

Na recuperação natural após o AVE, a distribuição de peso para a perna afetada é evitada durante a ST-DP. Se esta atitude é continuamente realizada, principalmente na fase aguda, o paciente tende a desenvolver a chamada síndrome do desuso (BRUNT et al., 2002; CARR & SHEPHERD, 2003; TAUB et al, 2006). No entanto, estudos sugerem que o desuso aprendido pode ser revertido ou superado com o emprego da habilidade motora reprimida através do uso induzido. Esta abordagem envolve atenção direta do paciente e esforço no sentido de utilizar a extremidade hemiparética e reduzir o uso do membro não envolvido (BRUNT et al 2002; ROY et al., 2006; WOLF et al., 2008).

Atividades que enfatizem o aumento da distribuição de carga para o membro envolvido podem aumentar o potencial dos pacientes para equilibrar-se e deambular (BRUNT et al., 2001; CHENG et al., 2001; ENG & CHU, 2002). Porém, padrões de movimento assimétrico podem permanecer como resultado do desuso aprendido. A implementação de estratégias que induzam os pacientes a aumentar a sobrecarga no membro parético podem trazer benefícios no retorno do movimento funcional (BRUNT et al., 2002; ENGARD et al., 1994; MAZZA et al., 2006; ROY, 2006).

Segundo Newell (1986), determinadas alterações ambientais influenciam diretamente na realização de uma tarefa motora. Segundo o autor, durante a prática, existe uma busca de estratégias ideais para a realização da tarefa, dadas às restrições impostas. Sendo assim, é fundamental quando o foco do estudo é a recuperação motora, realizar uma exploração do espaço perceptivo/motor para a busca destas estratégias ideais.

Existe consenso entre autores de que determinados fatores podem influenciar decisivamente no movimento de levantar. A posição inicial dos pés para trás (10 cm atrás de uma linha imaginária vertical traçada a partir da articulação do joelho, formando um ângulo de aproximadamente 75°); flexão do tronco a partir da posição ereta sobre os quadris e dorsiflexão de tornozelo; extensão seqüencial das articulações dos membros inferiores – joelho, quadril e tornozelo, contribuem para o sucesso no desempenho da ação (BERNARDI et al., 2004; GALLI et al., 2008; KHEMLANI et al., 2000).

A elevação da altura da cadeira influencia positivamente a tarefa de ST-DP. Menores valores de velocidades angulares de extensão de tronco, quadril e joelho foram relatados (SHENKMAN et al., 1996). Em fases iniciais do processo de recuperação após um AVE, pode tornar-se muito difícil e até mesmo impossível para o paciente levantar de um assento com altura padrão. Níveis de assento mais altos associados a um posicionamento dos pés com maiores graus de dorsiflexão reduzem o deslocamento horizontal do centro de massa (CDM) e os momentos de extensão de quadril e joelho favorecendo a partida do assento (KHEMLANI et al.; 1999; MATHYAKOM et al., 2005).

Por meio de uma apreciação destes componentes e da compreensão da ação do ponto de vista biomecânico, os fisioterapeutas estão mais bem habilitados a analisar os déficits motores e aplicar estratégias de treinamento mais efetivas. Mensurações com plataformas de força, eletromiografia (EMG) e sistemas de análise de movimentos podem ou não confirmar algumas inferências dos fisioterapeutas (CARR & SHEPERD, 2003; GOULART E VALLS-SOLÉ, 1999; GOULART, 2003).

Com base nos pressupostos de que as estratégias envolvidas na reabilitação de hemiparéticos devem enfatizar a diminuição da assimetria corporal, principalmente durante o movimento de levantar a partir de sentado, propõe-se a seguinte questão problema levando-se em conta modificações do ambiente e da tarefa:

Quais os efeitos da restrição do membro inferior não-afetado e altura do assento sobre o desempenho motor de hemiparéticos durante a passagem de sentado para de pé?

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Investigar, em indivíduos hemiparéticos, o efeito combinado da restrição do membro inferior não-afetado (MINA) apoiado em um step e da altura do assento, sobre o comportamento cinético e cinemático do movimento de sentado para de pé (ST-DP).

1.2.2 Objetivos Específicos

* Analisar a assimetria da força vertical de reação do solo (F_z) entre os membros inferiores durante a posição ortostática estável.

* Verificar o efeito do step sobre a assimetria do pico de força vertical de reação do solo (Pico F_z) entre os MMII durante o movimento de ST-DP comparado às condições espontânea, simétrica e assimétrica de apoio dos pés, em uma mesma altura relativa de assento.

* Verificar o efeito da elevação da altura do assento sobre a assimetria do Pico F_z entre os MMII durante o movimento de ST-DP nas condições espontânea, simétrica, assimétrica e step de apoio dos pés.

* Verificar o efeito do step sobre o tempo de movimento de ST-DP e tempo para o Pico F_z comparado às condições espontânea, simétrica e assimétrica de apoio dos pés, em uma mesma altura relativa de assento.

* Verificar o efeito da elevação da altura do assento sobre o tempo de movimento de ST-DP e tempo para o Pico F_z nas condições espontânea, simétrica e assimétrica de apoio dos pés.

* Analisar as características cinemáticas do máximo deslocamento horizontal do ombro no lado afetado durante o movimento de ST-DP nas diferentes condições de apoio dos pés e alturas de assento.

* Analisar as características cinemáticas angulares de tornozelo, joelho e quadril do membro inferior afetado (MIAF) no momento do pico de força vertical durante o movimento de ST-DP nas diferentes condições de apoio dos pés e alturas de assento.

1.3 JUSTIFICATIVA

A passagem de ST-DP representa um movimento funcional com grande interesse clínico, sendo amplamente empregado na avaliação do controle motor e da estabilidade de pacientes com limitações funcionais (BRUNT, 2002; CHENG et al., 2004; GALLI et al. 2008; KHEMLANI et al; 1999; MATHYAKOM et al., 2005). O ST-DP requer algumas habilidades como a coordenação entre os movimentos de tronco e membros inferiores, adequação da força muscular, controle do equilíbrio e estabilidade e, desta forma, é muitas vezes considerado em diferentes escalas de avaliação clínica de diversas patologias (BERG et al., 1995; BOHANON, 2006; CHENG et al. 2004; GALLI et al., 2008; PODSIADLO & RICHARDSON, 1991; WHITNEY et al., 2005).

De acordo com De Vreedi (2005), a prática de movimentos funcionais específicos, como levantar e sentar em uma cadeira, demonstra maior eficiência e capacidade de retenção na reabilitação de indivíduos com diminuição da capacidade motora, como hemiparéticos, quando comparado a programas de fortalecimento muscular através de exercícios isotônicos resistidos.

Fatores ambientais como a altura (CARR & SHEPHERD, 2003; SCHENCKMAN et al., 1990), a inclinação e a profundidade do assento entre outros fatores, podem dificultar a tarefa de passar de ST-DP, principalmente em indivíduos hemiparéticos. O aumento da altura do assento diminui a força muscular necessária para realizar o movimento de ST-DP e pode ser uma estratégia utilizada em fases iniciais de treinamento (CARR & SHEPHERD, 2003). Roy et al. (2006), não observaram diferenças significativas na Fz entre um assento padrão e elevado à

120% da altura do joelho. Nesse contexto, Weiner et al. (1993) e Rodoski et al. (1989), sugeriram que um assento à cerca de 120% é preferencial para idosos com limitações, o que implica em uma elevação acima desses valores para indivíduos com déficits acentuados de força muscular.

Ao realizar a passagem de ST-DP a partir de um assento com altura padrão, a colocação da extremidade parética para trás pode tornar-se difícil ou impossível para pacientes com acometimentos graves (KLUDING et al., 2008; ROY et al., 2006). Em indivíduos com hemiparesia na fase crônica, o posicionamento do membro inferior envolvido mais posteriormente pode ser limitado pela espasticidade dos flexores plantares, pela limitação articular ao nível do tornozelo e pela fraqueza dos flexores de joelho (RYERSON & LEVIT, 1997; CARR & SHEPHERD, 2003). Desta maneira, a elevação do assento durante as primeiras ações de passar de ST-DP poderia ser uma estratégia utilizada para permitir a realização do movimento requisitando menores graus de amplitude de flexão dorsal de tornozelo.

Khemlani et al. (1999) sugeriram que indivíduos com fraqueza devem ser treinados com os pés posicionados posteriormente à articulação do joelho. Embora estudos envolvendo indivíduos hemiparéticos que modificaram a posição dos pés durante a passagem de ST-DP não tenham verificado aumentos significativos da força empregada pelo membro inferior envolvido em relação ao membro contralateral em uma posição simétrica (BRUNT et al., 2002; ROY et al., 2006), uma distribuição menos assimétrica do peso corporal entre os MMII posicionando o membro não-envolvido à frente do envolvido (assimétrica), pôde ser observada.

Brunt et al. (2002) comparam duas condições para a passagem de ST-DP: membro inferior não afetado (MINA) com flexão de joelho de 75° (estendido) e MINA apoiado em um colchão (elevado) onde em ambas as condições o membro inferior afetado (MIAF) estava com 100° de flexão de joelho. Os resultados mostraram que a atividade EMG do quadríceps aumentou respectivamente 34 e 41 % em relação a condição controle (ambos os membros com 100° de flexão de joelho).

Buscando combinar diferentes variações do ambiente (altura do assento) e da tarefa (posição dos membros inferiores) pretende-se verificar o quanto a associação das mesmas pode influenciar no comportamento motor adotado pelos sujeitos estudados, principalmente com relação à extremidade parética. Estudos que avaliaram conjuntamente o efeito da altura do assento e posição dos pés são

escassos na literatura, principalmente em hemiparéticos. Em uma revisão de literatura, Janssen (2002) encontrou 160 estudos sobre o movimento de levantar, delimitando sua análise a 39 estudos com design experimental. Destes, apenas três estudos procuraram relacionar a altura de cadeira e a posição dos pés, mas nenhum deles avaliou hemiparéticos, tão pouco idosos (ITOKAZU, 1998; apud JANSSEN, 2002; KAWAGOE, 2000; MUNTUN, 1984).

Pai & Rogers (1991) destacaram que a ênfase nas várias características do movimento de levantar como mudanças de velocidade, amplitude, direção e realização do mesmo em contextos variados deve ser uma importante consideração no planejamento das intervenções terapêuticas. Desta forma, os fisioterapeutas podem direcionar o tratamento de problemas específicos, como a diminuição da força muscular, déficit de equilíbrio e perda de mobilidade, melhorando a habilidade dos indivíduos hemiparéticos em executar o movimento de passar de ST-DP com maior independência e segurança (GOULART et al., 2003).

Através dos resultados encontrados, somados aos achados da literatura será possível traçar programas de treinamento e reabilitação mais adequados, proporcionando aos indivíduos que passam por este processo, alternativas para facilitar a sua execução, assim como uma evolução na habilidade da realização da ação. Investigar a contribuição do apoio em um step associado à altura do assento durante o levantar poderá fornecer informações importantes no momento de organizar o ambiente de reabilitação para a prática da tarefa em indivíduos que apresentam marcada assimetria da distribuição do peso corporal como portadores de hemiparesia pós-AVE (BRUNT et al 2002; CHENG et al., 2001; ENG & CHU, 2002; ROY et al., 2006).

A análise do movimento frente à inserção de um componente diferencial (step) durante o movimento de ST-DP pode tornar-se relevante no intuito de verificar se ocorrem aumentos significativos de transferência de peso para a extremidade hemiparética durante o movimento. Esta estratégia poderia ser relevante em pacientes crônicos com diminuição da amplitude de movimento (ADM) do tornozelo ou como forma de progressão no treinamento funcional. Além disso, mensurar o movimento de passagem ST-DP modificado por determinados fatores ambientais poderá reunir dados relevantes para a aplicação clínica de um meio de

fortalecimento funcional de membros inferiores de pacientes portadores de hemiparesia, otimizando o programa de reabilitação.

1.4 HIPÓTESES

1.4.1 Geral

O efeito combinado da restrição do MINA apoiado em um step e da altura do assento altera o comportamento cinético e cinemático do movimento ST-DP realizado por indivíduos hemiparéticos.

1.4.2 Específicas

H1 A componente vertical da força de reação do solo (F_z) é menor no MIAF em relação ao MINA durante a posição em pé estável.

H2 A posição step diminui a assimetria do PicoFz entre os MMII durante o movimento de ST-DP comparado às condições espontânea, simétrica e assimétrica de apoio dos pés, em uma mesma altura relativa de assento.

H3 A elevação da altura do assento diminui assimetria do PicoFz entre os MMII em relação à altura padrão durante o movimento de ST-DP nas condições espontânea, simétrica, assimétrica e step de apoio dos pés.

H4 A elevação da altura do assento diminui o tempo de movimento de ST-DP e tempo para o PicoFZ em relação à altura padrão, nas condições espontânea, simétrica e assimétrica de apoio dos pés.

H5 A elevação da altura do assento diminui o máximo deslocamento horizontal do ombro durante o movimento de ST-DP em relação à altura padrão nas condições espontânea, simétrica e assimétrica de apoio dos pés.

H6 Os ângulos articulares de quadril, joelho e tornozelo no PicoFz do MIAF terão valores maiores (maior extensão) no assento elevado em relação à altura padrão, durante o movimento de ST-DP nas condições espontânea, simétrica e assimétrica de apoio dos pés.

1.5 DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS

1.5.1 Altura do assento

Variável independente conceitualmente definida pelo Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial – INMETRO entre 380 e 490 mm do solo. Operacionalmente foram medidas duas alturas ajustáveis de assento: normal (N) e elevada (E) correspondendo respectivamente a 100% e 130 % do comprimento da perna, altura compreendida entre o solo e a interlinha articular do joelho de cada indivíduo, medida com uma trena com indivíduos em pé e descalços.

1.5.2 Altura do step

Variável independente definida conceitualmente como a distância vertical entre o solo e o topo do step. Operacionalmente a altura foi ajustada a 25% da distância compreendida entre o solo e a interlinha articular do joelho de cada indivíduo, medida com uma trena com indivíduos em pé e descalços (BRUNT et al., 2002).

1.5.3 Parâmetros cinéticos

Variáveis dependentes relativas ao exame da força como causa do movimento, mais especificamente às forças externas mensuráveis, transmitidas entre o corpo e o ambiente. De particular interesse são as forças de reação do solo transmitidas na fase de apoio em atividades quase-estáticas ou dinâmicas (AMADIO E BARBANTI, 2000; ENOKA, 2000). Operacionalmente os valores das variáveis relacionadas ao aspecto cinético do movimento foram obtidos a partir do registro sobre plataformas de força através do programa SAD 32[®] utilizando a ferramenta

que percorre a curva de força vertical de reação do solo e verifica os valores dos picos e deflexão das curvas. As plataformas emitem um sinal elétrico proporcional à força aplicada sobre elas, sendo normalizados pelo peso corporal do sujeito. As variáveis cinéticas de interesse são apresentadas a seguir:

* **Assimetria corporal em pé:** variável dependente definida como a distribuição do peso corporal entre os membros inferiores com os indivíduos em pé. Operacionalmente foi definida a partir das curvas da componente vertical da FRS exercida por cada pé em duas plataformas de força durante 10 segundos de ortostase, expressas em porcentagem de peso corporal (%PC).

* **Pico da componente vertical da Força de Reação do solo (Pico Fz):** variável dependente definida como a máxima força vertical aplicada contra o solo e exercida abaixo da área de cada pé durante o movimento de levantar. Operacionalmente definida a partir do pico de força máxima da componente vertical da força de reação do solo exercida pelos membros inferiores direito e esquerdo, selecionado no ponto mais alto de cada curva sendo considerado sempre o primeiro pico, expressa em porcentagem de peso corporal (%PC) (Figura 1).

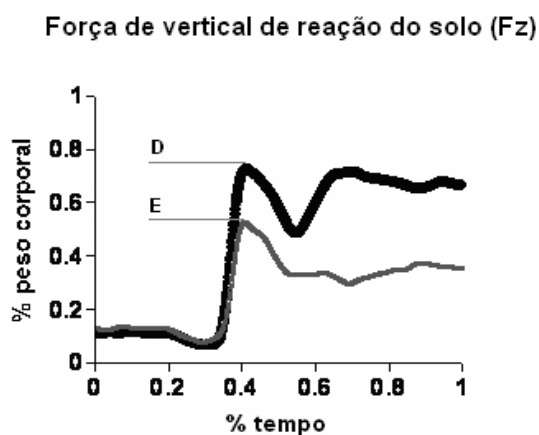


Figura 1. Pico de força vertical de reação do solo (Fz) no membro inferior direito (D) e esquerdo (E).

* **Índice de Assimetria (IA) do movimento ST-DP:** expresso em porcentagem (%), foi calculado da seguinte forma, com base no estudo de Roy et al. (2006):

$$\frac{\text{PicoFZ MINAF} - \text{Simetria perfeita do PicoFz}}{\text{Simetria perfeita do PicoFz}}$$

Simetria perfeita do Pico de Fz corresponde à um valor igual de PicoFz no MIE e MID (MID + MIE/2). O IA indica a extensão na qual o lado afetado ou não-afetado, se distâcia de uma perfeita simetria de distribuição do peso corporal entre os MMII. Pode variar de – 100% à +100% (máxima assimetria) onde 0% representa nenhuma assimetria entre os lados. Valores negativos indicam maior carga no membro AF e valores positivos, maior carga no membro NAF.

* **Tempo para o PicoFz (TFZ):** tempo entre o início do movimento e o pico de força vertical de reação do solo (Fz) expresso em segundos.

1.5.4 Parâmetros Cinemáticos

Variáveis dependentes relacionadas ao aspecto espaço-temporal do movimento, ignorando suas causas. A descrição do movimento ocorre em função dos termos posição, velocidade e aceleração aplicados a deslocamentos lineares e angulares (ENOKA, 2000). Operacionalmente as variáveis cinemáticas foram obtidas através da filmagem em 2D do movimento e digitalização das imagens utilizando o software do sistema APAS 1.4, sendo selecionadas as seguintes variáveis cinemáticas:

* **Tempo de movimento:** tempo total de realização do movimento de ST-DP. Operacionalmente foi definido como o intervalo de tempo entre a primeira alteração no deslocamento linear do marcador da articulação do ombro e o ponto de máxima extensão de quadril e joelho, obtidos através da cinemetria 2D do movimento, apresentado em segundos.

* **Máximo deslocamento horizontal do ombro:** distância máxima percorrida pelo marcador do ombro no eixo horizontal durante o movimento de ST-DP expresso como uma diferença entre o valor máximo no eixo X (A) e o valor apresentado no início da trajetória (B) (Figura 2).

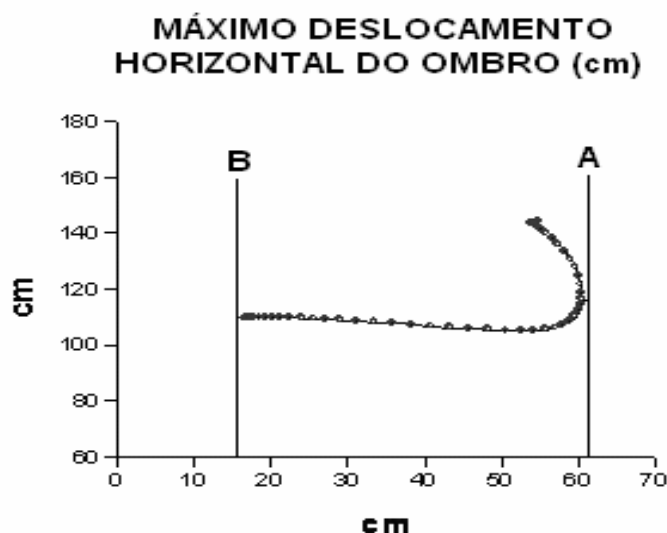


Figura 2. Trajetória do ombro (linha tracejada) com o ponto do máximo deslocamento horizontal em A e início da trajetória em B.

* **Ângulo de quadril no PicoFz:** ângulo interno formado entre tronco e coxa do MIAF no momento do PicoFz obtido pelas plataformas de força sincronizadas com o sistema de cinemetria. Apresentado em graus (Figura 3 A e B).

* **Ângulo de joelho no PicoFz:** ângulo interno formado entre a perna e coxa do MIAF no momento do PicoFz, medido em graus (Figura 3 A e B).

* **Ângulo do tornozelo no PicoFz:** ângulo interno formado entre perna e pé do MIAF no momento do PicoFz, medido em graus (Figura 3 A e B).

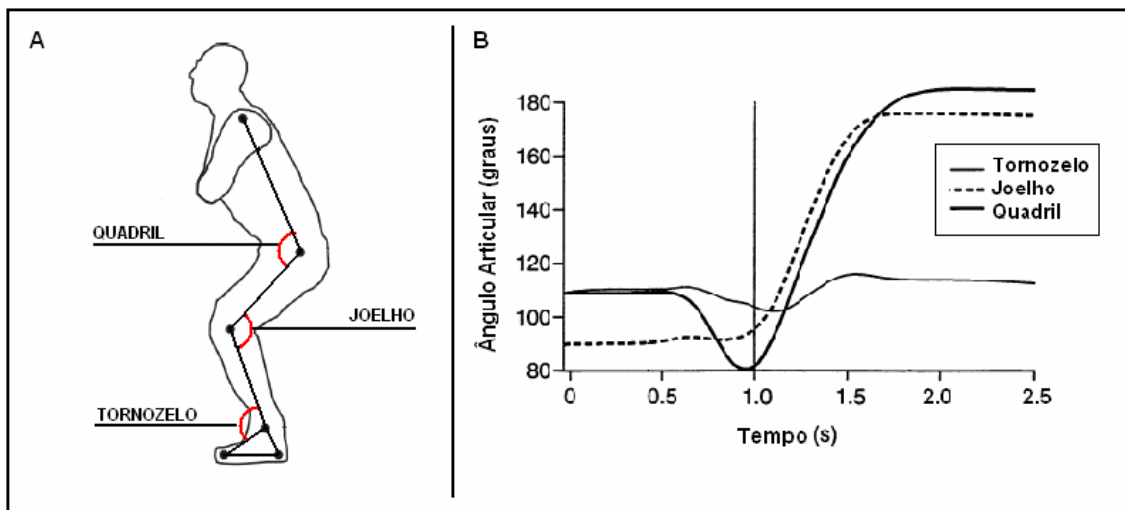


Figura 3. Em A, representação dos ângulos obtidos para análise cinemática, adaptado de Music et al.(2008). Em B, representação do momento de PicoFz (linha vertical) no qual os ângulos serão analisados.

1.6 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

O estudo delimitou-se a analisar o comportamento das variáveis cinéticas e cinemáticas durante o movimento de levantar a partir de sentado, realizado por indivíduos hemiparéticos tendo restrito o uso do membro inferior não-afetado em diferentes alturas de assento. Os participantes apresentavam hemiparesia por seqüela de AVE na fase crônica (tempo de lesão maior ou igual à 6 meses), de ambos os sexos, capazes de deambular e realizar a passagem de ST-DP sem auxílio. A pesquisa foi realizada no Laboratório de Biomecânica da Universidade do Estado de Santa Catarina - Centro de Ciências da Saúde e do Esporte, situado na cidade de Florianópolis – SC, durante o segundo semestre de 2008.

1.7 LIMITAÇÕES

A limitação do movimento do membro superior, o ajuste de altura e alinhamento do assento para voluntários individuais, além do ambiente de laboratório, pode produzir um movimento que não é natural e não reflete verdadeiramente a atividade humana normal.

1.8 TERMOS

1.8.1 Acidente Vascular Encefálico (AVE)

Segundo a OMS (2002) defini-se como uma insuficiência neurológica repentina e específica de rápido desenvolvimento, com perturbação focal da função cerebral por obstrução do fluxo sanguíneo vascular com mais de 24 horas de duração.

1.8.2 Hemiparesia

Deficiência da força muscular de um lado do corpo, afetando funções relacionadas com a força gerada pela contração dos músculos e grupos musculares no lado esquerdo ou direito do corpo, contralateral ao lado do cérebro em que ocorreu o AVE (RYERSON, 1994; WHO, 2001).

1.8.3 Sentado para de pé

Atividade de vida diária constituída como pré-requisito essencial para a conclusão bem sucedida de outras tarefas funcionais como andar, subir escadas e sair da cama (CHENG et al., 1998; GALLI et al., 2008; SCHENCKMAN et al., 1990;).

1.8.4 Restrição

Estratégia de tratamento que visa maximizar ou restabelecer a função motora da extremidade hemiparética limitando o uso do segmento não-afetado e encorajando a realização de atividades funcionais que predomine a utilização do membro acometido (TAUB et al., 2006; WOLF et al., 2008).

II REVISÃO DE LITERATURA

Os meios pelos quais o desempenho motor na tarefa de levantar a partir de sentado pode ser modificado, de forma que possa ser influenciado positivamente, e até mesmo os aspectos que prejudicam a realização desta tarefa, tem sido amplamente pesquisados.

A alteração do ambiente, principalmente a posição inicial adotada pelo indivíduo, mais especificamente o posicionamento dos pés e a altura do assento, assim como os fatores influenciados pelo envelhecimento e presença de patologias, foram características analisadas em estudos de Baer et al. (1995), Schenkman et al. (1996), Khemlani et al. (1999), Bernardi (2003), Mathyakom et al. (2005) entre outros.

Na presente revisão de literatura, serão apresentados os principais temas que norteiam as pesquisas sobre as influências da hemiparesia na ação de levantar a partir de sentado, assim como as características deste movimento na população em geral e em idosos.

2.1 CONSEQÜÊNCIAS DO AVE NOS MEMBROS INFERIORES

As repercussões de um AVE são variáveis, podendo incluir deficiências sensório-motoras, dificuldades percepto-cognitivas, além de alterações emocionais (CARR & SHEPHERD, 2003; DOBKIN, 2004; RYERSON, 1994; TEIXEIRA-SALMELA et al., 2000). O déficit motor envolve principalmente fraqueza muscular acompanhada de alterações tônicas (hipo ou hipertonia) e posturais, mudanças estruturais de tecidos moles, desequilíbrio e incoordenação que comprometem decisivamente o desempenho motor dos membros inferiores na realização de atividades como deambular, levantar e sentar e subir e descer escadas (CARR & SHEPHERD, 2003; DOBKIN, 2004; RYERSON, 1994; TEIXEIRA-SALMELA et al., 1999).

A fraqueza muscular no lado contrário à lesão cerebral apresenta-se como um fator limitante para indivíduos que sofreram AVE. O déficit de força muscular pode resultar de uma série de fatores como a redução da taxa de disparo e quantidade de unidades motoras ativas, alteração na ordem de recrutamento das unidades motoras e das alterações nas propriedades contráteis das fibras musculares, apresentando, ainda, atrofia das fibras Tipo II (rápidas) e hipertrofia das fibras Tipo I (lentas) (ADA et al., 2003; DOBKIN, 2004).

Em indivíduos com hemiparesia, a capacidade de gerar torque nos extensores e flexores dos joelhos frente a um aumento progressivo da velocidade angular, é significativamente menor no membro afetado em relação ao não-afetado, refletindo a incapacidade de desenvolver torque máximo em velocidades angulares maiores (SUNNERHAGEN et al., 1999; ROY et al., 2007). As medidas de força muscular apresentam uma correlação significativa com a capacidade funcional de portadores de hemiparesia (ADA et al., 2003; LOMAGLIO & ENG, 2005).

Em decorrência das alterações na capacidade de contrair a musculatura do membro inferior comprometido, indivíduos hemiparéticos apresentam limitações importantes durante o levantar que persistem durante a marcha (CARR E SHEPHERD, 2003; MALOUIN et al., 2003; TEIXEIRA-SALMELA et al., 2005). Ao levantar a partir de sentado frequentemente são observados baixos índices de força vertical na fase de elevação do corpo, acentuada oscilação postural (principalmente médio-lateral), maior suporte de peso no membro inferior não-afetado, movimentos compensatórios no tronco e maior tempo para realização da tarefa (DUCLOS et al., 2008; ROY et al., 2006; GALLI et al., 2008). Diferenças entre as curvas de Fz geradas durante o movimento de levantar realizado por sujeitos hemiparéticos e saudáveis, são demonstradas na Figura 4, adaptada do estudo de Galli et al. (2008).

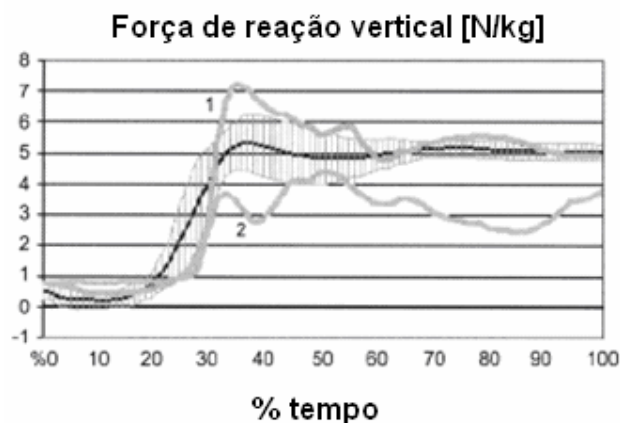


Figura 4. Curvas de Fz durante o levantar de um indivíduo hemiparético (linha cinza; em 1: membro não afetado; em 2: membro afetado) e a variação normativa dos indivíduos controles (linha escura) (GALLI et al., 2008).

Alterações semelhantes com relação as forças verticais de reação do solo são apresentadas durante a marcha. Os indivíduos apresentam padrão assimétrico na curva de força de reação do solo entre os membros inferiores afetado e não-afetado. Nos hemiplégicos, em razão da distribuição assimétrica de peso, o primeiro pico do membro inferior afetado é menor do que o apresentado pelo membro inferior não afetado, o que demonstra um padrão de marcha assimétrico (MAURITZ, 2002; TEIXEIRA-SALMELA et al., 2005).

Além da pronunciada fraqueza muscular, a alteração do tônus muscular também concorre para um déficit na capacidade de mover o segmento inferior comprometido (CARR E SHEPHERD, 2003; DOBKIN, 2004; RYERSON, 1994). Imediatamente após o AVE há perda do tônus muscular referido como paralisia flácida. A flacidez é descrita como a perda do movimento voluntário e ausência da espasticidade reflexa. Nenhuma resistência é encontrada quando o alongamento é aplicado na musculatura. Há, usualmente, pouco ou nenhum movimento voluntário durante este estágio que pode durar dias, horas ou semanas (BRUNNSTROM, 1970; DOBKIN, 2004) O tônus muscular tende a aumentar gradualmente e a espasticidade, a se instalar (BRUNNSTROM, 1970).

A espasticidade caracteriza-se pelo aumento da resistência ao alongamento passivo e é dependente da velocidade do alongamento; está associada à exacerbação dos reflexos tendinosos, sendo uma das seqüelas mais comuns presentes nas lesões do sistema nervoso central (DOBKIN, 2004; TEIXEIRA-

SALMELA et al., 2000). No AVE há uma predileção da espasticidade pela musculatura flexora de membros superiores e extensora de membros inferiores (RYERSON, 1994; TEIXEIRA-SALMELA et al., 2000).

O posicionamento prolongado no leito nos estágios mais agudos, o desuso continuado acompanhado da hipomobilidade e presença de espasticidade, concorrem para alterações estruturais dos tecidos moles alterando o comprimento muscular e a amplitude de movimento articular (CARR & SHEPHERD, 2003). No contexto dos membros inferiores, o segmento afetado tem na articulação do tornozelo uma acentuada tendência a diminuição de mobilidade (CHENG et al., 1998; KLUDING et al., 2008).

Sujeitos hemiparéticos apresentam apenas metade da ADM de dorsiflexão comparado com indivíduos saudáveis. (CHENG et al., 1998; KLUDING et al., 2008). Patrick & Ada (2006), analisaram as diferenças entre espasticidade e contratura de plantiflexores em uma pequena amostra de hemiparéticos (n=16), observando que sete dos 16 sujeitos estudados realmente apresentavam limitação devido à contratura muscular sem contribuição da espasticidade. Diminuição da mobilidade de tornozelo pode contribuir para limitações funcionais, as quais podem ser causadas pela interação de diversos fatores além da espasticidade como imobilidade e adaptações estruturais. O decréscimo da amplitude de dorsiflexão do tornozelo pode afetar a capacidade de colocar o pé afetado para trás ao iniciar o movimento de levantar, contribuindo para assimetria durante a tarefa (CARR E SHEPHERD, 2003; KLUDING et al., 2008).

2.2 O USO DA ATIVIDADE ST-DP VISANDO MELHORAR A TRANSFERÊNCIA DE PESO E SIMETRIA

A habilidade de passar da posição sentada para de pé (ST-DP) é um pré-requisito para realização de inúmeras tarefas cotidianas e a dificuldade na execução da tarefa irá restringir atividades de vida diária como levantar-se, andar de ônibus, iniciar a marcha, alimentar-se (BERNARDI et al., 2003; KAWAGOE et al., 2000; SCHENKMAN et al., 1996). No contexto da reabilitação, a capacidade de se levantar a partir da posição sentada é considerada fator determinante para locomoção independente e, desta forma, representa um objetivo a ser alcançado nas fases

iniciais do tratamento de indivíduos com limitações funcionais (BERNARDI et al., 2003; KAWAGOE et al., 2000; SCHENKMAN et al., 1996).

O ST-DP é uma atividade que requer coordenação, equilíbrio, mobilidade e força, exigindo a habilidade para transferir de uma postura estável (sentado) para a posição de pé (menos estável) e a capacidade de deslocar o centro de massa corporal (CDM) à frente até o limite da base de suporte estreita dos pés (BERNARDI et al., 2004; GALLI et al., 2008; KHEMLANI et al., 1999; SCHENKMAN et al., 1996). O sucesso na realização da tarefa depende da habilidade do indivíduo em controlar a massa corporal total e a mobilidade dos segmentos dos membros inferiores, coordenando os movimentos articulares e ações musculares adequadamente (CARR & SHEPHERD, 2003, MAZZA et al., 2006).

Com base nas características cinéticas e cinemáticas do movimento, Schenkman et al. (1990), forneceram os primeiros achados biomecânicos sobre os aspectos dos movimentos articulares e forças envolvidos na tarefa, que determinam as características quantitativas do movimento. Analisando o levantar a partir da posição sentado executado por 9 mulheres saudáveis com idade entre 25 e 36 anos (média $28,9 \pm 3,4$) os autores definiram 4 fases (Figura 5) para o movimento com base nos deslocamentos angulares de flexão e extensão de tornozelo, joelho, quadril, tronco e cabeça, assim como as velocidades lineares destes segmentos relacionadas com o deslocamento angular, e forças de reação do solo. Da mesma forma, em um estudo atual com o mesmo *design*, Galli et al. (2008), avaliaram 13 adultos saudáveis e 07 indivíduos com hemiparesia e também identificou quatro eventos para o movimento de levantar: início – movimento inicial de flexão do tronco; PCA – perda de contato com o assento e transição para posição em pé; estabilização – o corpo alcança a posição em pé e se estabiliza com a extensão completa de quadril, joelho e tornozelo; final – estabilidade alcançada sem flutuações significativas na Fz e deslocamentos angulares. Os autores observaram maior tempo de movimento, maior deslocamento anterior do ombro, maiores momentos articulares de tornozelo no lado não afetado nos participantes com hemiparesia em comparação com os indivíduos saudáveis durante o ST-DP.

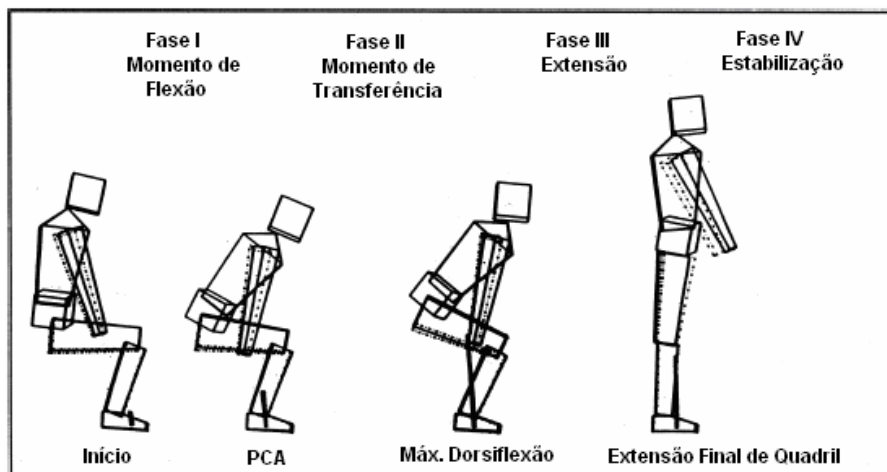


Figura 5. Fases do movimento de ST-DP de acordo com Schenkman et al. (1990) onde, PCA = perda de contato com o assento.

Realizar o movimento de ST-DP com segurança e em tempo adequado é considerado um pré-requisito na prevenção de quedas e incapacidade que podem acarretar deficiências, dependência, participação social limitada e mortalidade (ERIKSRUD & BOHANNON, 2005). Os indivíduos hemiparéticos apresentam limitações importantes capazes de interferir significativamente na realização dessa atividade. (CHENG et al 1998; ENGART & OLSSON, 1992; HESSE et al., 1994; ROY et al., 2006). O fenômeno do desuso aprendido, a fraqueza muscular, a instabilidade postural e a incoordenação motora são descritos como os comprometimentos mais comuns que afetam decisivamente a realização eficiente do movimento ST-DP (CHENG et al., 2004; LEE et al., 1997; PATTEN et al., 2004; TAUB et al., 2006).

Com base nas características da tarefa e suas particularidades quando executada por hemiparéticos, alguns estudos vem sendo desenvolvidos utilizando a atividade como um meio de diminuir a assimetria e incentivar o uso da extremidade inferior parética (CHENG et al, 2004; DEAN et al., 2000; FOWLER E CARR, 1996; MONGER et al., 2002). Dean et al., (2000) utilizaram plataformas de força para avaliar as mudanças no pico de Fz pré e pós-treinamento de quatro semanas de tarefas funcionais, incluindo ST-DP. Um total de 12 indivíduos com hemiparesia devido ao AVE participaram do estudo sendo divididos em grupo experimental (n=6) no qual foram enfocados exercícios de fortalecimento do membro inferior parético e

prática de tarefas funcionais envolvendo membros inferiores, e grupo controle (n=6) que praticaram tarefas para os membros superiores. Os resultados mostraram que o grupo experimental apresentou aumento significativo no pós-teste e retenção (após dois meses), comparado ao grupo controle, das variáveis pico de Fz na extremidade afetada durante o ST-DP, velocidade de marcha e número de repetições no step test.

Do mesmo modo Monger et al. (2000), visando investigar a eficácia de um protocolo domiciliar de treinamento de tarefas funcionais como sentar e levantar, subir em steps e fortalecimento de flexores plantares, submeteu 6 indivíduos ao programa citado durante 3 semanas avaliando o pico de Fz durante o levantar no pré e pós-teste. O tempo para o pico de Fz ocorreu significativamente mais próximo do momento de retirada das coxas, momento crítico para elevação do corpo, ocorrendo, ainda, aumento significativo na velocidade de marcha em 10 m (0,86 m/s para 1,10 m/s). Cheng et al. (2001) também observaram aumento do pico de Fz durante o levantar após treinamento da tarefa e simetria em pé, assim como Fowler & Carr (1996) que encontraram aumento de cerca de 50% na força vertical empregada pelo membro parético durante o ST-DP após treino da tarefa com feedback visual e auditivo orientado ao apoio no membro afetado. Os achados dos estudos apresentados oferecem um suporte científico ao emprego da tarefa ST-DP como um meio funcional de incentivar o uso da extremidade parética.

2.3 INFLUÊNCIA DA POSIÇÃO DOS PÉS NO MOVIMENTO DE LEVANTAR

A capacidade de modificar a posição inicial dos pés em direção à uma maior flexão dos joelhos e flexão dorsal dos tornozelos, foi relatada como determinante para a realização do levantar em diversos estudos (BRUNT et al., 2002; HUGHES et al., 1996; KAWAGOE et al., 2000; KHEMLANI et al., 1999; ROY et al., 2007 SHEPHERD et al., 1996).

Shepherd et al., (1996) estudaram o efeito da posição dos pés (posterior, preferencial e anterior) previamente ao início do movimento realizado por adultos saudáveis verificando menores tempos de movimento com os pés posicionados posteriormente 10 cm em relação a uma linha vertical a partir do joelho. Com os pés para trás, tanto o deslocamento quanto a velocidade de flexão do quadril

apresentaram uma diminuição de seus valores, uma vez que com os pés posicionados anteriormente houve um aumento da fase de pré-extensão (antes da retirada das coxas do assento). Kawagoe et al. (2000), também demonstraram a influência do posicionamento posterior dos pés. Esta estratégia permitiu que um menor momento extensor máximo para o quadril (148.8 Nm versus 32.7 Nm) fosse empregado na transição de ST-DP. Hughes et al. (1996) descreveram o reposicionamento dos pés com uma estratégia para diminuir os momentos utilizados no levantar, a qual denominaram “estratégia de estabilização”.

De acordo com Brunt et al. (2002), o padrão assimétrico da distribuição de peso corporal em indivíduos com hemiparesia pode ser melhorado através da alteração da posição inicial do pé da extremidade parética durante o levantar. Avaliando 10 hemiparéticos crônicos durante o movimento de ST-DP com uso de EMG e plataformas de força, observaram que quando o pé não-afetado foi movido à frente com a manutenção do pé afetado para trás, não foram observadas diferenças significativas entre os picos verticais de forças de reação do solo nos dois membros durante o ST-DP (MIAF = $60 \pm 11\%$ PC; MINA = $68 \pm 17\%$ PC). O estudo também analisou a ativação muscular do quadríceps na mesma posição anterior, membro inferior não envolvido (MINE) com flexão de joelho de 75° (estendido), e também com o MINE apoiado em um colchão (elevado) com uma altura correspondente a 25% do comprimento da perna, onde em ambas as condições o membro inferior envolvido (MIE) estava com 100° de flexão de joelho (para trás). Os resultados mostraram que a atividade eletromiográfica (EMG) do quadríceps aumentou respectivamente 34% e 41 % em relação a condição controle (ambos os membros com 100° de flexão de joelho). Desta forma, condições que desfavoreceram uso do membro não acometido mostraram-se eficazes na diminuição da assimetria, tanto da força vertical quanto da atividade eletromiográfica, durante o movimento.

A partir do estudo acima citado, diversos trabalhos foram desenvolvidos visando analisar as mudanças no comportamento motor de indivíduos com hemiparesia ao realizarem o movimento ST-DP em uma condição assimétrica dos pés (DUCLOS et al., 2008; LECOURS et al., 2008; ROY et al, 2006 e 2007). Roy et al., desenvolveram dois estudos (2006 e 2007) sobre os efeitos de manter uma condição assimétrica dos pés (MIAF posterior, MINA à frente) durante a execução do movimento de ST-DP realizado por 12 indivíduos com hemiparesia. Seus resultados

foram similares aos achados de Brunt et al. (2002), verificando um menor valor de assimetria na condição assimétrica dos pés (11% contra 21% e 20% nas condições ESP e SIM, respectivamente) no momento da PCA (próximo ao PicoFz). Além disso, os autores puderam observar uma menor diferença entre os momentos articulares de joelho (valores menos assimétricos) na condição ASS ($18,77 \pm 37,09$) em relação as condições ESP ($47,08 \pm 32,40$) e SIM ($42,50 \pm 33,17$) na mesma fase do movimento descrita previamente. Da mesma forma, Lecours et al. (2008), analisando o levantar a partir de sentado em 17 hemiparéticos e 15 indivíduos controles saudáveis, também observou uma diminuição significativa na assimetria dos momentos articulares de joelho que apresentaram, em média, uma razão de assimetria próxima à 1 (0,93) no momento do PCA realizado na posição ASS, o que não se repetiu nas condições ESP e SIM (0,46 para ambas). A condição com o pé afetado atrás do não-afetado também influenciou a flexão lateral do tronco no plano frontal, que teve um deslocamento significativamente menor em relação à linha média ($6,2^\circ$) quando comparada com as demais condições (ESP = 12° ; SIM = 11°). Analisando o efeito da condição assimétrica dos pés durante o ST-DP sobre o deslocamento do centro de pressão (CP) em hemiparéticos ($n = 18$) e controles ($n = 15$), Duclos et al. (2008) não observaram diferenças significativas entre o deslocamento do centro de pressão (CP) em direção ao MINA na condição ASS dos participantes hemiparéticos e a trajetória do CP sobre a o membro dominante na condição ESP (cerca de 10mm para ambos) de indivíduos saudáveis na mesma faixa etária. Com isso, os autores concluíram que a manipulação da extremidade afetada aproxima os indivíduos do padrão normal (com relação a variável em questão). Os achados dos estudos analisados demonstram que modificações das posições dos pés no sentido de encorajar o uso do membro parético durante o ST-DP são uma valiosa alternativa clinica para o retorno da simetria e maior envolvimento do segmento afetado.

2.4 INFLUÊNCIA DA ALTURA DO ASSENTO NO MOVIMENTO LEVANTAR

É reconhecido que a altura do assento influencia decisivamente o movimento de passar de sentado para de pé. Níveis baixos de assento podem tornar a realização da tarefa muito difícil e até mesmo impossível para indivíduos com alterações na capacidade motora (MILINGTON et al., 1996; SHENKMAN et al.,

1996). Esta estratégia aumenta os deslocamentos angulares de tronco, joelho e tornozelo (GROSS et al., 1998; HESSE et al., 1994; KAWAGOE et al., 2000; RODOSKY et al., 1989).

A altura mínima para o sucesso no levantar quando realizado por idosos com incapacidades parece ser de 120% da altura do joelho (WEINER et al., 1993; RODOSKI et al., 1989). Um assento elevado possibilita uma diminuição na demanda mecânica, evidenciada por menores valores de momentos articulares em quadril e joelho, quando comparados valores obtidos com assentos mais baixos (BURDETT et al., 1985; RODOSKY et al., 1989; SHENKMAN et al., 1996). Rodosky et al. (1989) relataram que o momento extensor do joelho reduziu 50% com a elevação do assento de 65% para 115% da altura do joelho em sujeitos saudáveis, ocorrendo ainda uma diminuição próxima à 100% na velocidade angular do tronco.

Em relação à distribuição de peso corporal entre os membros inferiores durante o levantar, o máximo valor da componente vertical da força de reação do solo apresentou uma diminuição com a elevação da altura do assento entre adultos jovens (KAWAGOE et al., 2000). Além disso, níveis de assento mais altos associados a um posicionamento dos pés com maiores graus de dorsiflexão reduziram o deslocamento horizontal do centro de massa (CDM) e os momentos de extensão de quadril e joelho favorecendo a perda de contato com o assento (Figura 6) (KHEMLANI et al., 1999; MATHYAKOM et al., 2005).

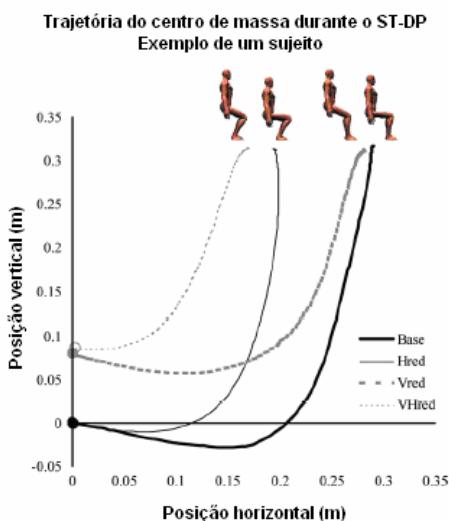


Figura 6. Posição x altura e CDM, onde Base = posição controle; Hred = redução do deslocamento horizontal; Vred = redução do deslocamento vertical; VHred = redução do deslocamento vertical e horizontal do CDM (MATHYAKOM et al., 2005).

Embora exista uma série de evidências de que elevar a altura do assento diminui as demandas de força e momentos necessários para o ST-DP, apenas um estudo verificou a influência desta modificação no levantar realizado por hemiparéticos (ROY et al., 2006). O estudo de Roy et al. (2006), procurou averiguar, além do efeito da posição dos pés, a influência de um assento elevado à 120 % da altura do joelho no comportamento da assimetria durante o levantar. Os autores não observaram diferenças significativas na componente vertical das FRS gerada no membro afetado ao elevar a altura do assento. No entanto, uma redução no tempo de duração da tarefa foi observado mesmo quando os indivíduos estavam em uma condição assimétrica dos pés (afetado para trás) com os valores variando de 2,81s no assento padrão para 2,68s no assento elevado. Porém, essa diferença não alcançou níveis estatisticamente significativos.

III MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

Esta pesquisa é caracterizada como do tipo descritiva, pré-experimental com delineamento dentre participantes. Visa descrever as possíveis causas de um fenômeno decorrentes da manipulação de uma das variáveis (independente) de modo sistemático observando seu efeito em outra variável (dependente). Todos os participantes tomam parte em todas as condições das VIs (quatro posições de pés X duas alturas de assento) tornando o planejamento contrabalanceado ou fatorial (DANCEY E REIDY, 2007;).

3.2 PARTICIPANTES DO ESTUDO

Foi selecionada na comunidade, através de abordagem direta, uma amostra intencional não probabilística de treze indivíduos adultos com média de idade de 60 ± 06 anos, oito homens e cinco mulheres, com seqüela de hemiparesia devido à Acidente Vascular Encefálico (AVE) com tempo médio de lesão de 43,7 (13 – 204) meses, todos habitantes da cidade de Florianópolis – SC e região.

Os voluntários interessados foram encaminhados ao Laboratório de Biomecânica situado no Centro de Ciências da Saúde e do Esporte -CEFID em Florianópolis, entre os dias 10 e 27 de novembro de 2008 onde foram submetidos às avaliações laboratoriais e clínicas.

Todos os selecionados desta pesquisa, aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UDESC sob o número 70/2008 (ANEXO A), assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A) bem como um consentimento para fotografias, vídeos e gravações (APÊNDICE B) elaborados segundo resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, estando todos os voluntários enquadrados dentro dos critérios de inclusão e exclusão.

3.2.1 Critérios de Inclusão

- Apresentar hemiparesia devido a AVE com no mínimo 6 meses de lesão;
- Idade entre 50 e 75 anos, ambos os sexos;
- Compreender os comandos do Teste de Levantar e Andar;
- Tempo no Teste de Levantar e Andar menor ou igual à 29 segundos;
- Capacidade de levantar de uma cadeira padrão (40 cm) sem auxílio das mãos com a extremidade inferior não-acometida apoiada em um step.

3.2.2 Critérios de Exclusão

- Componente espástico igual a 4 na escala de Ashworth Modificada em qualquer segmento avaliado do MIAF (BOHANNON & SMITH , 1987);
- Histórico de fraturas ou doenças osteoarticulares diagnosticadas relacionadas aos MMII;
- Limitação articular passiva em quadril, joelho e tornozelo maior que 10º, uni ou bilateral;
- Outras patologias neurológicas diagnosticadas;
- Não aceitarem as condições do termo de consentimento livre e esclarecido.

3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA

3.3.1 Ficha de identificação e avaliação:

Utilizada para o registro de dados individuais dos participantes e medidas antropométricas. Através da ficha foram obtidos dados relativos à identificação dos participantes: nome, idade, sexo, estatura, massa corporal e mensuração do comprimento da coxa, altura do joelho, distância bitrocantérica (largura do quadril) e ADM tornozelo (APÊNDICE C).

3.3.2 Escala de Ashworth para graduação da espasticidade

O grau de espasticidade do membro inferior afetado foi avaliado pela escala de Ashworth modificada por Bohannon & Smith (1987) (ANEXO B). Os músculos adutores de quadril foram avaliados em decúbito dorsal, os extensores de joelho, sóleo e gastrocnêmios em decúbito lateral, segundo definição de Blackburn, Van Vliet & Mockett (2002). O tônus destes grupos musculares foi graduado entre 0-4, sendo 0 sem aumento de tônus; 1 leve aumento do tônus muscular, manifestado por resistência mínima no final da ADM disponível; 1+ leve aumento do tônus muscular, manifestado por resistência mínima no restante (menos da metade) da ADM; 2 aumento mais acentuado do tônus muscular em quase toda a ADM, mas a parte ou as partes afetadas movem-se facilmente; 3 aumento considerável do tônus muscular, movimento passivo difícil e 4 parte ou partes afetadas rígidas em flexão ou extensão. Esta escala apresentou adequados índices de confiabilidade intra-examinador (0,94) e inter-examinador (0,79) na avaliação o tônus dos flexores de joelho (BOHANNON E SMITH , 1987; GREGSON et al., 2000)

3.3.3 Teste de Fugl-Meyer

A escala de Fugl-Meyer foi desenvolvida objetivando a avaliação do nível de deficiência nos pacientes hemiparéticos (ANEXO C) (FUGL-MEYER et al., 1975; MAKI et al., 2006). Este instrumento quantifica a recuperação motora, a sensibilidade, a amplitude de movimento, a dor e o equilíbrio e é usado clinicamente e na pesquisa para medir a severidade da seqüela, descrever a recuperação motora, assim como para planejar e avaliar o tratamento (FINCH et al., 2002). Para a maioria dos parâmetros, a cotação indica se o indivíduo não pode fazer o movimento (0), pode executá-lo parcialmente (1), ou executa-o completamente (2). Foi utilizada a sessão do Membro Inferior (Parte II) para avaliar a recuperação motora que pode alcançar escore motor máximo de 34 pontos. DUNCAN et al. (1983), verificou uma reprodutibilidade inter-avaliadores de 0,96 a 0,97 para os itens do membro superior e de 0,83 a 0,95 para os do membro inferior.

3.3.4 Teste de Levantar-se e Andar – “Timed Up and Go”

Tem como objetivo a monitorização para detectar problemas de equilíbrio que afetam a capacidade de mobilidade de pessoas idosas. O teste consiste em levantar de uma cadeira com apoio de braços, caminhar uma distância de 3 metros virar e retornar para a cadeira e sentar-se. Os indivíduos que realizam o teste em até 10 segundos, são considerados totalmente independentes. Realizando em até 20 segundos, são considerados independentes para transferências principais, sendo capazes de subir escadas e saírem sozinhos. Entre 21 a 29 segundos, há uma variabilidade muito grande ao nível do equilíbrio, da velocidade de marcha e da capacidade funcional. Acima de 30 segundos, são indivíduos que necessitam auxílio para as transferências, para as escadas ou para caminhar fora de casa. Os sujeitos foram orientados de forma simples sobre o procedimento do teste. O mesmo foi demonstrado e os indivíduos realizaram uma tentativa antes da coleta, para proporcionar-lhes melhor adaptação e clareza sobre o procedimento. O teste apresenta índices de fidedignidade e confiabilidade inter-examinador ICC = 0,99 e intra-examinador ICC= 0,99, validade convergente com a Escala de Equilíbrio de Berg ($r = -0,81$) (ANEXO D) (PODSIADLO E RICHARDSON, 1991; SHUMWAY-COOK E WOOLLACOTT, 2003).

3.3.4 Plataformas de Força

As plataformas de força utilizadas nesta pesquisa foram desenvolvidas por Roesler (1997) e foram previamente utilizadas em diversos estudos que enfocaram diferenças na marcha no ambiente terrestre e aquático (CARNEIRO et al., 2007; HAUPENTHAL et al., 2008; ROESLER et al., 2006; ROESLER et al., 2004). No presente estudo, foram empregadas na mensuração das variáveis cinéticas de interesse envolvidas no movimento de ST-DP. São confeccionadas com extensômetros de resistência elétrica (*strain gauges*) e possuem dimensões de 500 x 500 mm, carga máxima de 4000 N, sensibilidade 2N, frequência natural de 60 Hz e erro menor que 1 % (Figura 7).

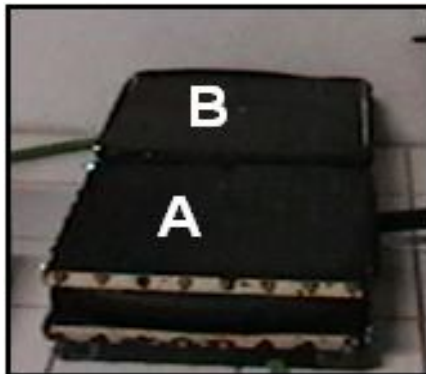


Figura 7. Imagem das plataformas de força A e B.

Para a aquisição e transformação dos dados analógicos em digitais, foi utilizada a placa CIO-EXPBRIDGE para pontes de *Wheatstone* e condicionamento de sinais de 16 canais de entrada, além de uma placa de conversão A/D CIO-DAS-16-Jr de 16 bits e limite máximo de aquisição de 60 kHz, ambos da empresa *Computer Boards*. O software de aquisição e processamento de dados *Sistema de Aquisição de Dados - SAD 2 versão 3.0*® foi empregado na análise dos sinais juntamente com um microcomputador (SILVA & ZARO, 1997).

3.3.5 Câmera filmadora

O movimento de levantar a partir de sentado foi registrado através de filmagens no plano sagital com uma filmadora digital da marca Panasonic modelo NV-GS85 Mini DV (Figura 8), com taxa de aquisição de 30 Hz sincronizada com as plataformas de força através de um LED (diodo emissor de luz) acionado simultaneamente por um *trigger* gerador de um sinal no sistema de aquisição dinamométrico. Para edição dos vídeos e digitalização das imagens foi utilizado o software *Ariel Performance Analysis System - APAS 1.4*®, sistema de análise de movimento baseado em imagem de vídeo, em ambiente Windows®. Este software permite a digitalização de imagens capturadas e armazenadas no disco rígido de um computador de forma manual ou automática.



Figura 8. Câmera Panasonic NV-GS85 Mini DV

3.3.6 Balança

Para aferir a massa corporal dos participantes do estudo foi utilizada uma balança eletrônica Plenna, modelo MEA – O8128, escala de 0,1 kg.

3.3.7 Trena metálica

Utilizada para determinar a estatura, comprimento da coxa e altura do joelho todos em centímetros, com uma resolução de 0,1 cm.

3.3.8 Paquímetro

Empregado para mensurar a distância bitrocantérica (largura do quadril) em centímetros em uma escala de 0,1 cm.

3.3.9 Goniômetro universal CARCI[®]

Utilizado para avaliar a amplitude de movimento (ADM) de dorsiflexão de tornozelo em graus, com uma escala de 2 graus variando de 0 a 360°.

3.4 CONTROLE DE VARIÁVEIS

3.4.1 Vestimenta: no momento do teste de laboratório os indivíduos utilizaram uma roupa de banho (como maiô e/ou sunga), permitindo a amplitude de movimento livre e destaque dos pontos anatômicos com os marcadores reflexivos.

3.4.2 Condição Física: os indivíduos não relataram cansaço ou fadiga antes da coleta de dados, o que não influenciou a aquisição.

3.4.3 Posição dos membros superiores: os membros superiores foram mantidos cruzados no tórax com as palmas das mãos fechadas durante todo o movimento para evitar seu uso.

3.4.4 Posição no assento: os participantes mantiveram a mesma posição inicial no assento, demarcada a partir da posição espontânea, durante as tentativas.

3.4.5 Posição e condição dos pés: os indivíduos estavam descalços e mantiveram a mesma posição dos pés, exceto na condição espontânea, durante todo o movimento.

3.4.6 Orientação visual: os indivíduos mantiveram seu olhar fixo em um ponto demarcado 4 metros à sua frente na altura dos olhos visando manter uma orientação constante da cabeça. Tablados foram colocados à frente das plataformas para garantir a sensação de segurança.

3.4.7 Temperatura: a temperatura do local, verificada através de termômetro ambiente, foi mantida entre 18° e 23° graus Celsius, determinados por Pollock e Wilmore (1993) como uma faixa de segurança que não interfere nas condições físicas do avaliador.

3.5 COLETA DE DADOS

Após a seleção dos indivíduos, os mesmos passaram pelo processo de familiarização, onde foi explicado o que seria realizado e qual a finalidade dos testes. Primeiramente os participantes preencheram a ficha de identificação e em seguida foram aplicados os testes clínicos aos indivíduos hemiparéticos visando caracterizar a amostra, incluindo Escala de Ashworth Modificada para graduação da espasticidade do membro inferior afetado (BOHANNON & SMITH, 1987), Teste de Fugl-Meyer visando avaliar o nível de recuperação motora dos indivíduos

hemiparéticos (FUGL-MEYER et al., 1975) e Teste de Levantar e Andar (TLA). A avaliação biomecânica do movimento foi realizada sempre após a realização das avaliações clínicas mediante adequada e padronizada preparação do ambiente de laboratório e dos participantes.

3.5.1 Preparação do Ambiente

A disposição dos instrumentos de medida empregados nas avaliações cinéticas e cinemáticas do movimento de levantar, bem como a posição do banco instrumentado, são apresentados na Figura 9. A disposição das plataformas e dos tablados levou em conta o hemicorpo (esquerdo ou direito) à ser filmado. Devida calibração das plataformas e da câmera foram realizadas anteriormente às coletas. Para calibração da área de visualização da câmera foi utilizado um quadro de madeira com dimensões de 180 cm de altura e 120 cm de largura, onde foram definidos 4 pontos, suficiente para aquisições bidimensionais (Figura 10). A calibração foi realizada com o reconhecimento dos pontos marcados no calibrador, sendo que as medidas entre os pontos foram definidas no software de análise cinemática, efetuada sempre antes de cada aquisição.

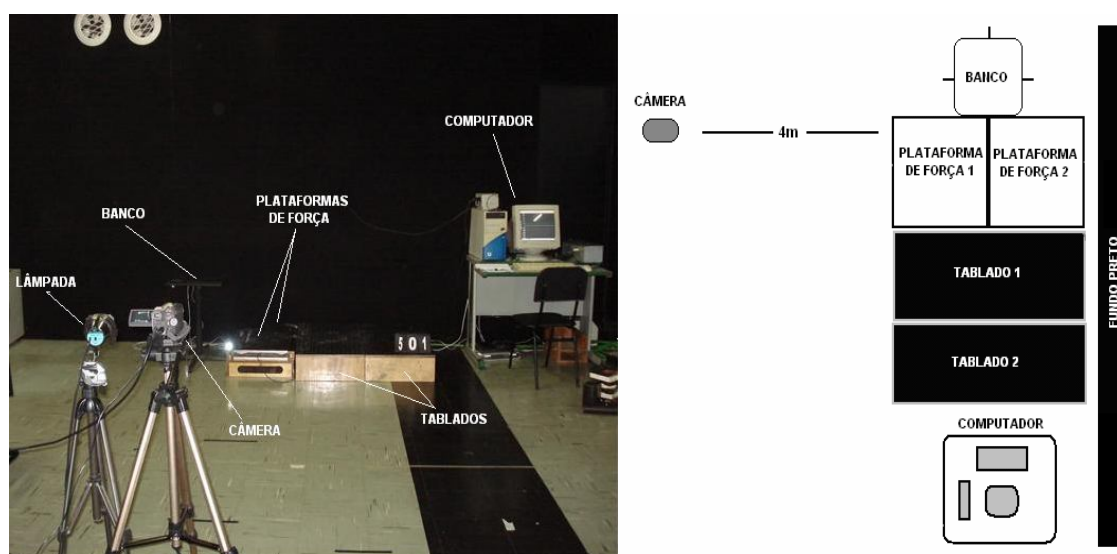


Figura 9. Disposição do laboratório. À esquerda, ambiente de coleta e a direita ilustração esquemática.

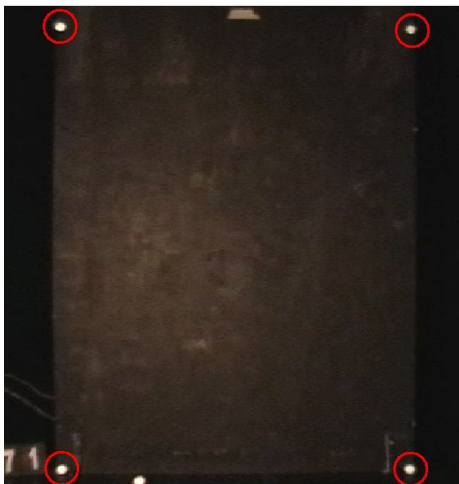


Figura 10. Calibrador de 4 pontos do sistema de cinemetria.

3.5.1 Preparação dos participantes

Após avaliação clínica, os indivíduos foram preparados para a coleta dos dados biomecânicos. Inicialmente foram realizadas as medidas antropométricas, sempre no lado não-afetado dos participantes para ajustar a altura do step. Com os indivíduos em pé, foi mensurada a distância bitrocantérica (largura do quadril) com um paquímetro e através de uma trena metálica, foi averiguado o comprimento da coxa, relativo à distância entre o trocânter maior e o côndilo lateral do fêmur. A mesma trena foi empregada na mensuração dos valores referentes à estatura do indivíduo e altura do joelho, compreendida como a distância entre o solo e a cabeça da fíbula medida com o sujeito sentado, com pés apoiados no solo e joelho flexionado 90°. Os dados foram armazenados conjuntamente com as informações referentes à idade, sexo e lado afetado em uma Ficha de Identificação e Avaliação (APÊNDICE C).

Marcadores reflexivos foram posicionados nos indivíduos nas articulações de interesse do hemitorço correspondente ao membro inferior afetado. Após assepsia da pele visando remover oleosidades e garantir a fixação dos marcadores pela fita dupla-face, os mesmos foram colocados sobre 8 (oito) pontos anatômicos que incluíram: (1) articulação temporo-mandibular (ATM); (2) acrômio; (3) ponto médio da crista ilíaca; (4) trocânter maior do fêmur; (5) côndilo lateral do joelho; (6) maléolo

lateral; (7) cabeça do quinto metatarso e (8) calcâneo (Figura 11) (MILLINGTON et al., 1992; MUSIC et al., 2008; ROY et al., 2006; SCHENKMAN et al., 1996).

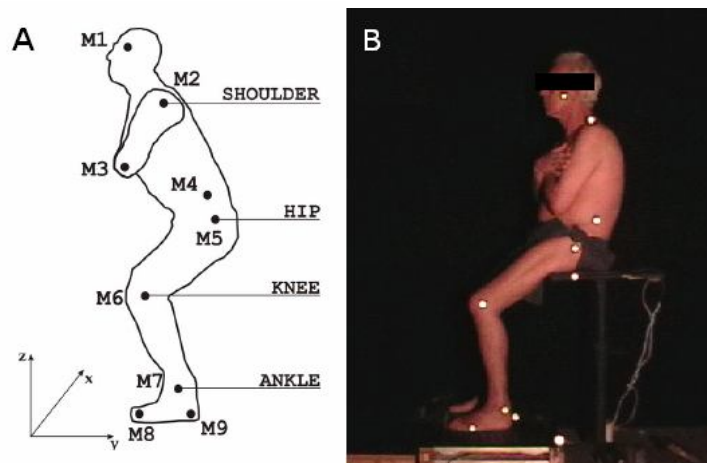


Figura 11. Configuração dos marcadores proposta por Music et al. (2008) (A) e a disposição baseada no modelo proposto (B).

3.5.3 Aquisição dos dados

As avaliações cinéticas iniciaram pela mensuração da massa corporal dos indivíduos em cada plataforma de força. Para tanto, os participantes permaneceram em pé durante 10 segundos sobre cada plataforma, sendo o valor médio da curva de F_z gerada neste período considerada como a massa corporal do sujeito. As medidas da simetria do apoio entre o MID e MIE foram realizadas com os indivíduos em pé com um pé em cada plataforma, assim permanecendo por 10 segundos. O valor médio da curva de F_z gerado abaixo de cada pé na plataforma correspondente foi considerado.

Após a explicação da tarefa e práticas do movimento para familiarização com o procedimento, foram registradas as variáveis cinéticas e cinemáticas da atividade de levantar a partir de sentado. A componente vertical (F_z) da força de reação do solo foi adquirida a partir do apoio dos membros inferiores afetado (MIAF) e não afetado (MINA) sobre duas plataformas de força extensométricas, triaxiais. A filmagem da tarefa foi realizada no plano sagital (2D) com a câmera posicionada perpendicularmente ao membro inferior afetado (MIAF). A sincronização da câmera com o sistema de aquisição dos dados cinéticos foi realizada através de sensor

luminoso LED (diodo emissor de luz) posicionado em frente a lente da câmera que foi acionado através de um *trigger* antes do início do movimento gerando um sinal elétrico sincrônico na curva da força (Figura 12).

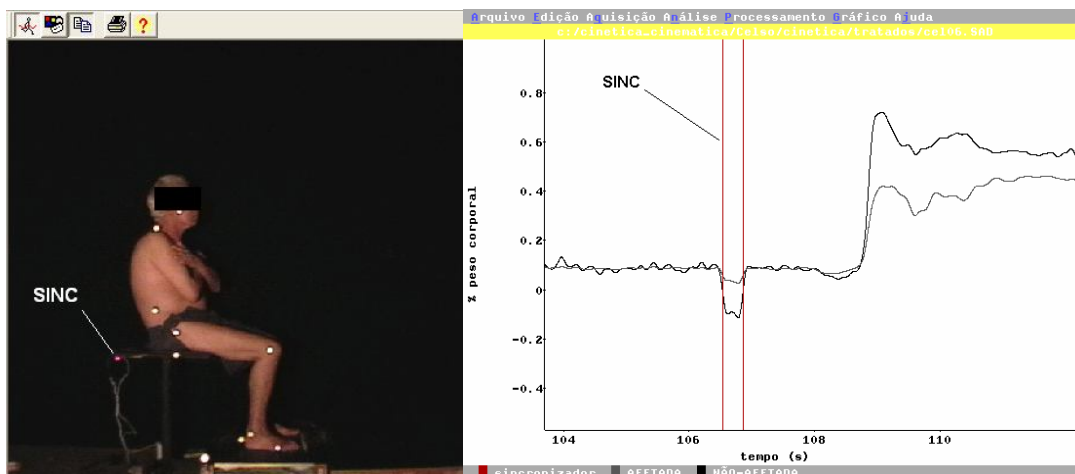


Figura12. Sincronização dos sistemas, com o sinal luminoso à esquerda e o sinal elétrico nas curvas de Fz, à direita. Os sinais foram simultâneos. SINC = sincronizador.

Os indivíduos foram orientados a realizar os movimentos de ST-DP descalços (BRUNT et al., 2002; CHENG et al., 2004; ENG & CHU, 2002) a partir de um banco instrumentado com altura ajustável através de assento giratório com trava, sem apoio para as costas e sem suporte para os membros superiores (MMSS), que estavam cruzados junto ao tórax. As dimensões do assento são de 42 cm x 42 cm e sua altura varia de 40 cm a 120 cm (Figura 13).

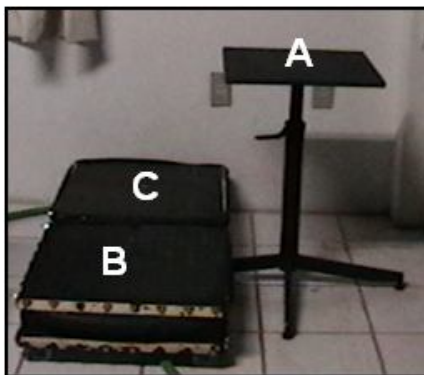


Figura 13. Imagem da posição do banco instrumentado (A) e das plataformas de força (B e C).

O movimento foi realizado em duas alturas de assento em ordem randomizada: normal (N) e elevada (E) correspondendo respectivamente a 100% e 130% da altura do joelho (AJ) definidas com os pés apoiados nas plataformas de força (ROY et al., 2006) (Figura 14).

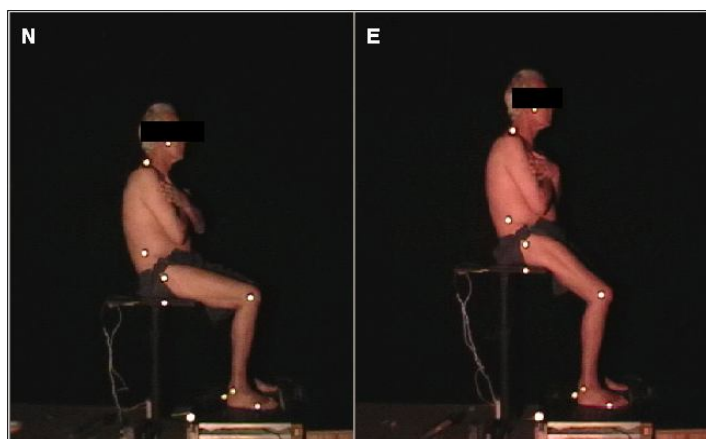


Figura 14. Altura do assento normal (N) e elevada (E).

Foram adotadas quatro posições de pés para cada altura de assento (Figuras 15, 16 e 17): (1) espontânea (ES): nenhuma instrução foi oferecida sobre a posição inicial dos pés; (2) simétrica (SI): ambos os pés posicionados posteriormente com 10° de dorsiflexão de tornozelo; (3) assimétrica (AS): pé do membro inferior afetado (MIAF) posicionado posteriormente com 10° de dorsiflexão de tornozelo e pé contralateral mantido à frente (zero graus (0°) de dorsiflexão de tornozelo com 90° de flexão do joelho); (4) step (ST): pé do membro inferior não-afetado (MINA) apoiado em um step com o pé contralateral (MIAF) mantido ao nível do solo, ambos os pés posicionados posteriormente com 10° de dorsiflexão de tornozelo. A posição espontânea foi realizada sempre primeiro em cada altura do banco sendo as demais posições randomizadas, assim como a altura do banco.

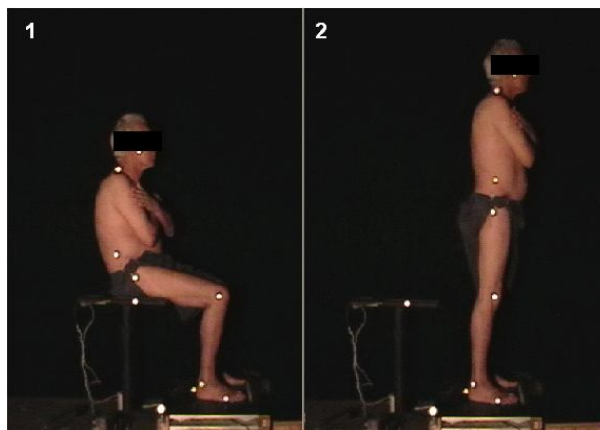


Figura 15. Posição simétrica.

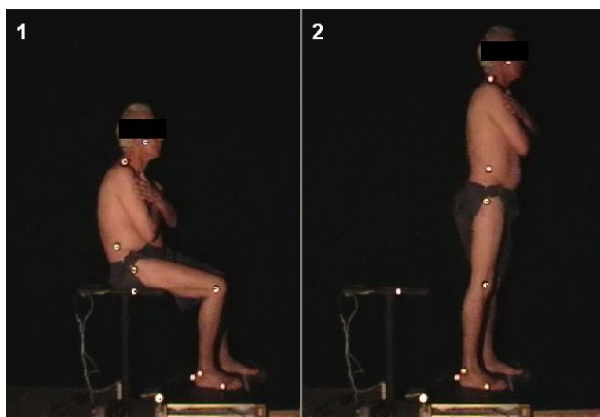


Figura 16. Posição assimétrica.

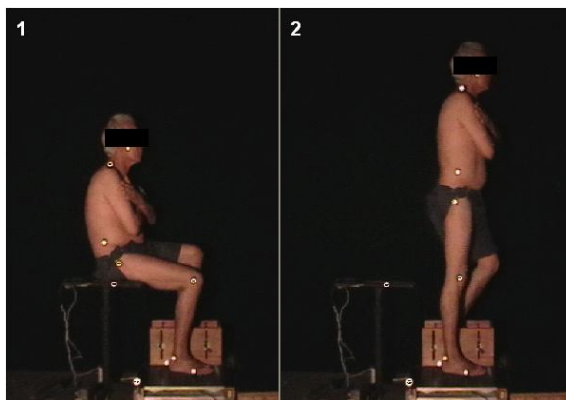


Figura 17. Posição step.

O banco foi posicionado em frente às plataformas de força de forma que, nas posições ES, SI e AS, cada pé ficasse sobre uma plataforma e na posição ST, o pé do MINA ficasse apoiado em um step que estava sobre a plataforma de força correspondente enquanto o pé do MIAF foi mantido diretamente na plataforma de força correspondente. Nas condições SI, AS e ST os pés estavam em paralelo, com a distância entre os maléolos correspondente a largura do quadril (distância bitrocantérica). A posição inicial no assento (apoio das coxas) foi normalizada de acordo com a posição ES e mantida nas demais posições. As posições dos pés e das coxas foram marcadas com uma fita adesiva colorida fixada nas plataformas, step e assento do banco, respectivamente, para assegurar consistência entre diferentes tentativas.

A definição das posições SI, AS e ST dos pés foi realizada com os indivíduos sentados em assento de nível normal com quadris e joelhos flexionados a 90°. Nesta posição foi medida a ADM de dorsiflexão do tornozelo através de um goniômetro, sendo os pés, então, posicionados posteriormente com 10° de dorsiflexão de tornozelo. A posição dos pés foi marcada nas plataformas e no step e adotada em ambos os níveis de assento, sendo os participantes instruídos a não movimentar os pés durante a execução do movimento (KHEMLANI et al., 1999).

A altura do step foi ajustada a 25% da altura compreendida entre o solo e a cabeça da fíbula de cada indivíduo (BRUNT et al., 2002). Sua posição na plataforma correspondente foi demarcada e mantida constante. A massa do step foi aferida pela plataforma previamente sendo desprezada durante as análises. As dimensões do step são de 40 cm de comprimento, 20 cm de largura e altura poderia variar entre 4 cm e 20 cm.

Os indivíduos, enquanto sentados, foram instruídos a manter seu olhar fixo em uma marca colocada à sua frente distante 4m, receberam o comando “levantem-se” e levantaram-se em uma velocidade confortável mantendo a posição em pé por 3 segundos, recebendo, então, o comando “sente-se” para retornar ao assento e sentar, permanecendo 3 segundos sentados entre as tentativas. Foram orientados a manter a mesma posição dos pés e no assento durante as tentativas em uma determinada posição de pés e altura de assento. Os participantes realizaram cada movimento cinco vezes sendo consideradas a média de três tentativas válidas. Adequado tempo de repouso entre cada condição foi oferecido, visando evitar a

ocorrência de fadiga. Todos os procedimentos de coletas de dados realizados foram previamente testados em estudo piloto que envolveu indivíduos idosos sem história de AVE (APÊNDICE D).

3.5.4 Processamento dos dados

As curvas de força foram adquiridas à uma frequência de 600 Hz, amplamente utilizada nos diversos estudos desta variável durante o ST-DP (ENG & CHU, 2002; LOMAGLIO & ENG, 2005; ROY et al., 2006). Foi aplicado filtro passa baixa tipo Butterworth na frequência de corte de 5 Hz e ordem 4 (MESSIER et al., 2004), normalização das curvas pelo peso corporal, verificação de seus valores e confecção das médias de três tentativas válidas em cada condição. Os dados foram armazenados, processados e analisados em um Microcomputador Pentium II dotado do sistema de aquisição e tratamento de dados *SAD 2*®.

Os dados cinemáticos referentes às curvas de deslocamento linear do ombro e deslocamentos angulares de quadril, joelho e tornozelo, durante as tentativas de interesse foram confeccionados no software *APAS 1.4*®, filtrados com filtro Butterworth passa baixa 4ª ordem com uma frequência de corte de 6 Hz (ROY et al., 2006; GALLI et al., 2008), e exportados para análise em *Excel*®.

3.6 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

As análises estatísticas foram realizadas através do software *SPSS 13.0*®. Estatística descritiva, médias aritméticas (\bar{x}) e desvio padrão (s), foram empregados para análise dos dados referentes às características sócio-demográficas dos participantes, caracterização dos testes clínicos e variáveis biomecânicas em cada posição dos pés e altura do assento. Todos os dados apresentaram distribuição normal atestada pelo teste *Shapiro-Wilk*. Para averiguar diferenças entre MIAF e MINA durante a posição em pé foi utilizado *Teste – t independente*. A análise de variância ANOVA *two-way* de medidas repetidas testou os efeitos das quatro posições dos pés (ESP, SIM, ASS e STP) e duas alturas de assento (100% e 130% da altura do joelho) sobre o Índice de Assimetria (IA), tempo para o picoFz no MIAF, tempo de movimento e variáveis cinemáticas lineares e angulares de interesse. O

nível de significância estabelecido foi de $p < 0,05$. Quando ocorreram interações, adequado ANOVA *one-way* de medidas repetidas foi realizado seguido de *Pairwise Comparisons* para diferenças entre condições dos pés e *Testes – t pareados* para as alturas de assento. Em todas as ANOVAS foram interpretados os valores de F e p correspondentes a linha *Greenhouse-Geisser* (ajuste dos graus de liberdade para esfericidade não assumida) e utilizada a correção de *Bonferroni* para comparações múltiplas, visando minimizar a possibilidade de cometer-se um erro do Tipo I (DANCEY E REIDY, 2007).

IV RESULTADOS

4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Foram avaliados treze indivíduos portadores de hemiparesia pós-AVE. Os dados referentes às características dos participantes estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1. Características dos participantes.

Características	n = 13
Idade, anos – Média \pm DP	60,4 \pm 5,7
Sexo – n(%)	
Masculino	8 (61,6)
Feminino	5 (38,4)
Massa (kg) – Média \pm DP	73,1 \pm 13,3
Altura (cm) – Média \pm DP	163,3 \pm 0,11
Tempo pós-AVE (meses)	43,7 \pm 50
Tipo AVC – n (%)	
Isquêmico	10 (76,9)
Hemorrágico	3 (23,1)
Lado acometido - n (%)	
Direito	7 (53,8)
Esquerdo	6 (46,2)

DP= desvio padrão; n = número de participantes

Os escores individuais nos testes clínicos realizados, bem como o lado acometido, estão disponíveis na Tabela 2 ordenados de acordo com o nível de severidade.

Tabela 2. Resultados dos testes clínicos.

	ASHWORTH				ADM TORN.	FUGL-MEYER MOTOR (/34)	TUG (segundos)
	ADUT	EXT.JOELHO	SOLEO	GASTROC			
1 E	2	1	2	3	20	16	21,31
2 D	1,5	1	3	3	10	19	14,53
3 D	0	2	2	3	20	20	14,94
4 D	0	0	0	1	14	22	14,06
5 E	0	0	3	3	18	22	18,38
6 D	1,5	2	2	3	17	24	20,19
7 D	1	0	0	1	15	25	11,62
8 E	1	1	3	3	16	26	15,41
9 E	0	1,5	2	3	19	26	16,07
10 D	0	1	1	1	16	27	10,75
11 E	0	0	0	1	16	30	14,85
12 E	0	0	1	3	14	32	12,00
13 D	0	1	1	2	22	32	11,72
MD	1	1	2	2	16,7	24,7	15,1
(MED)	(0)	(1)	(2)	(3)			
<i>DP</i>	1	1	1	1	3,0	4,9	3,3

MD = médias; MED = medianas; DP = desvio padrão; ADUT = adutores; EXT. JOELHO = extensores de joelho; GASTROC = gastrocnêmio; ADM TORN. = amplitude de movimento de tornozelo; TUG = *Timed Up and Go*.

4.2 ASSIMETRIA EM PÉ

A Figura 18 descreve o comportamento da assimetria em pé para o grupo analisado. A distribuição de peso corporal entre os membros inferiores mostrou-se significativamente maior no membro NAF em comparação com o membro AF ($t_{(24)} = 5,69$; $p < 0,001$).

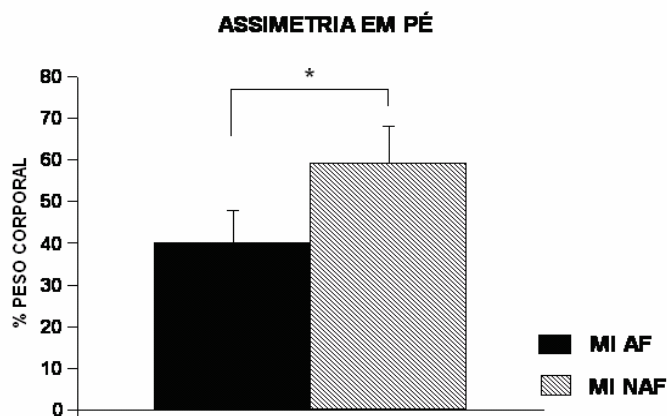


Figura 18. Distribuição do peso corporal entre os membros inferiores durante a ortostase (MIAF= membro inferior afetado; MINAF= membro inferior não-afetado). O asterisco (*) indica uma diferença significativa ($p < 0,05$).

4.3 COMPORTAMENTO CINÉTICO DURANTE O MOVIMENTO DE ST-DP

As Figuras 19 e 20 ilustram as curvas da componente vertical (F_z) da FRS nos membros inferiores AF e NAF para os níveis de assento à 100 e 130%AJ, respectivamente. Os dados são característicos de um participante que melhor representou o comportamento da amostra nas diferentes posições dos pés e alturas do banco.

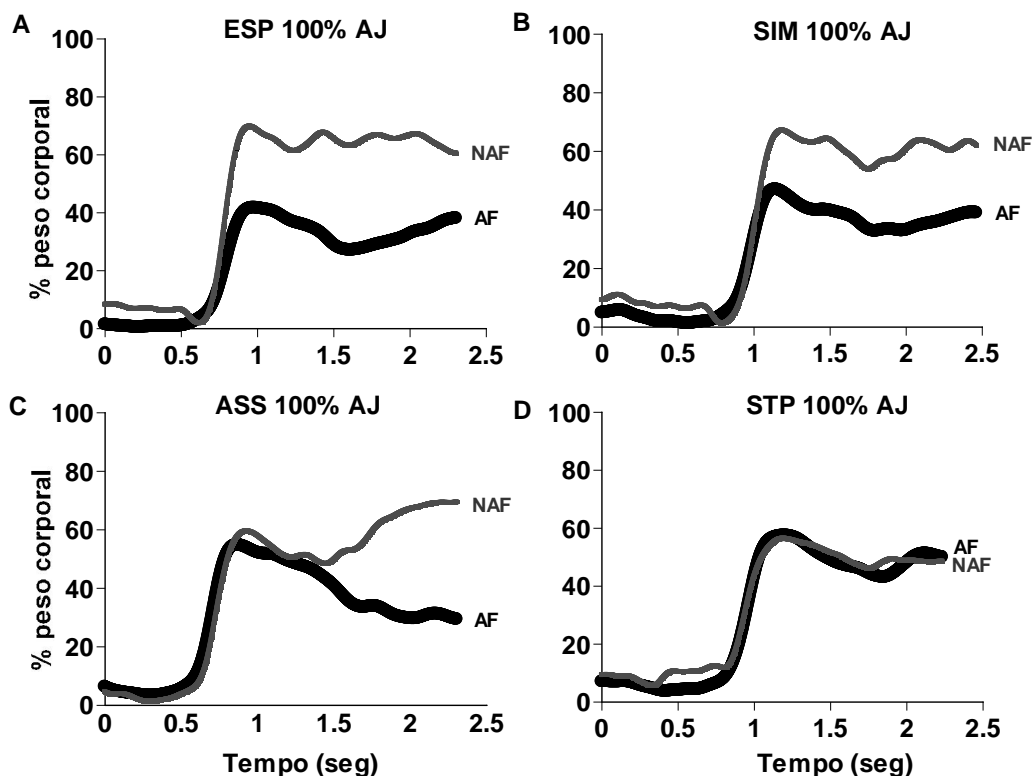


Figura 19. Exemplo representativo de um sujeito, correspondente às curvas da componente vertical (F_z) da FRS em % de peso corporal durante o ST-DP relativas ao assento à 100% da altura do joelho (AJ). Em A: condição espontânea (ESP); em B: condição simétrica (SIM); em C: condição assimétrica (ASS); em D: condição step (STP). A linha preta corresponde a F_z da perna afetada (AF) e a linha cinza F_z da perna não afetada (NAF).

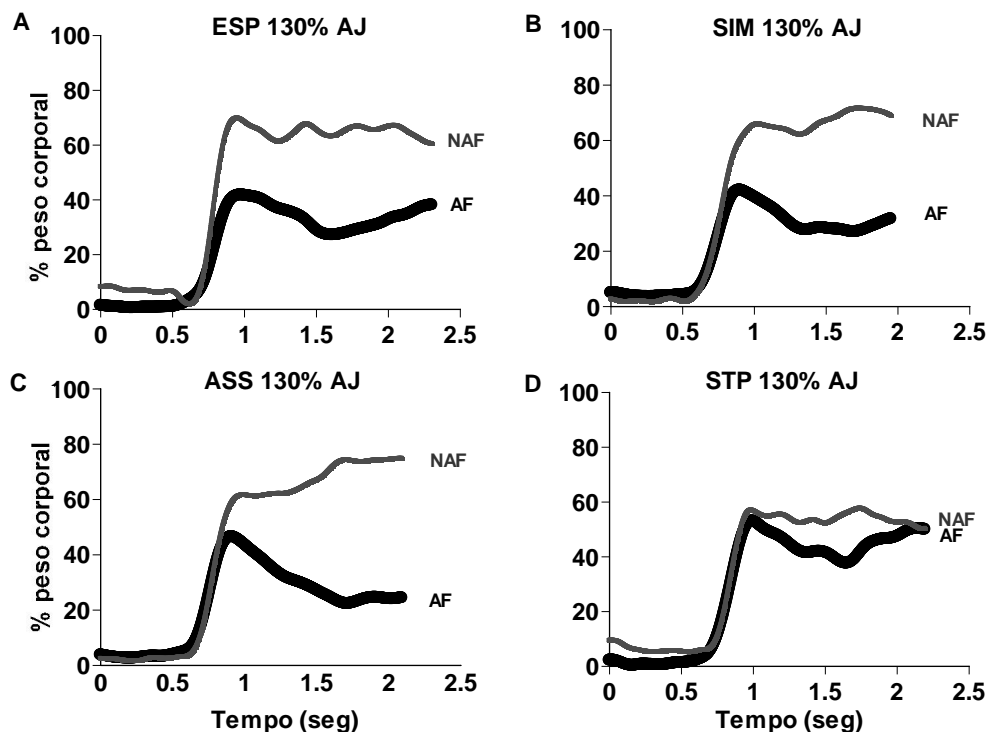


Figura 20. Exemplo representativo de um sujeito, correspondente às curvas da componente vertical (F_z) da FRS em % de peso corporal durante o ST-DP relativas ao assento à 130% da altura do joelho (AJ). Em A: condição espontânea (ESP); em B: condição simétrica (SIM); em C: condição assimétrica (ASS); em D: condição step (STP). A linha preta corresponde a F_z da perna afetada (AF) e a linha cinza F_z da perna não afetada (NAF).

4.3.1 Índice de Assimetria (IA)

As médias do IA frente às duas alturas de assento e quatro posições dos pés são mostradas na Tabela 3. Diferenças significativas puderam ser observadas no comportamento do IA entre as diferentes alturas ($F_{(1,12)} = 4.886$; $p = 0,047$). Variações significativas também ocorreram entre as 4 condições dos pés ($F_{(2,30)} = 43,661$; $p < 0,001$), verificando-se, ainda, uma tendência de interação entre altura e posição ($F_{(2,21)} = 3.509$; $p = 0,054$) (Figura 21). No assento à 100% AJ, o IA foi significativamente menor em comparação com o assento 130% AJ. Entretanto, com base nos efeitos de interação próximos à valores significativos, foram realizadas comparações aos pares onde se observou que somente na condição ESP existiu uma real diferença significativa entre as alturas ($p = 0,010$). Da mesma forma, considerando as posições dos pés, os contrastes revelaram que na altura à 100%AJ

o IA foi menor na condição STP em relação às demais ESP ($p < 0,001$); SIM ($p < 0,001$) e ASS ($p = 0,023$). Também a condição ASS apresentou um IA significativamente menor em relação as condições ESP ($p = 0,045$) e SIM ($p = 0,033$). Com relação ao assento elevado à 130%AJ os contrastes revelaram as mesmas diferenças entre as posições, exceto entre as condições STP e ASS, que não apresentaram diferenças significativas para o IA (Figura 21).

Tabela 3. Medias do Índice de Assimetria.

	ÍNDICE DE ASSIMETRIA (%)							
	ASSENTO 100% AJ				ASSENTO 130% AJ			
	ESP	SIM	ASS	STP	ESP	SIM	ASS	STP
MD	0.23	0.23	0.17	0.11	0.30	0.25	0.16	0.13
DP	0.15	0.15	0.14	0.12	0.18	0.17	0.13	0.14

MD = média; DP = desvio padrão; AJ = altura do joelho

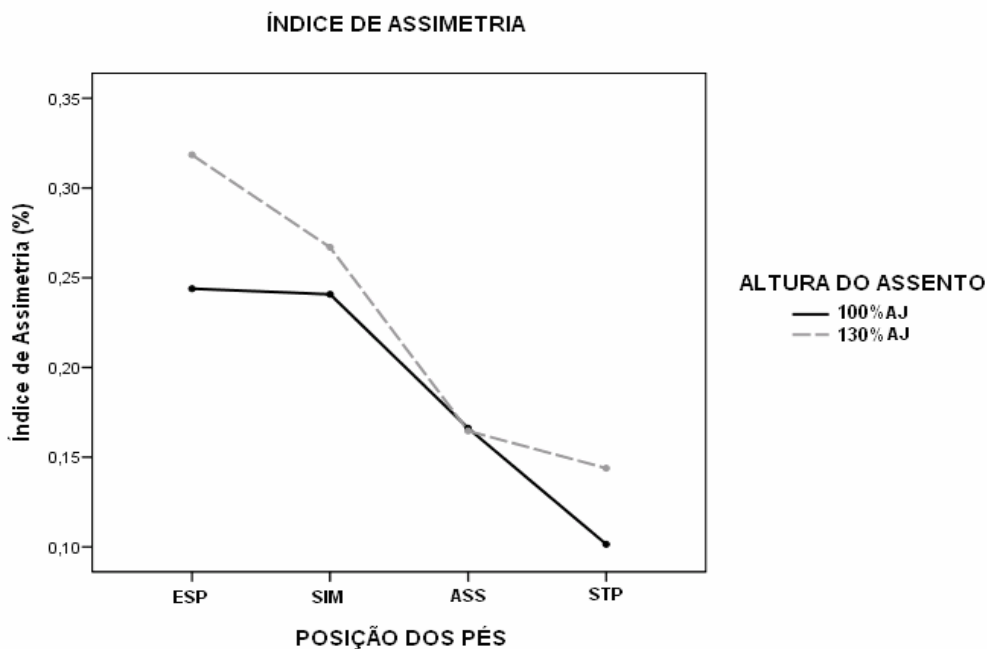


Figura 21. Índice de Assimetria (IA) entre as posições dos pés e alturas de assento. Linha preta preenchida, assento nivelado à 100%AJ (altura do joelho); Linha cinza traçada, assento à 130%AJ. (ESP= posição espontânea; SIM = posição simétrica; ASS = posição assimétrica; STP = posição step). Os desvios padrão não aparecem para facilitar a clareza da figura.

4.4 COMPORTAMENTO TEMPORAL DURANTE O MOVIMENTO DE ST-DP

4.4.1 Tempo do movimento (TM)

A Tabela 4 ilustra os tempos médios de movimento entre as posições de pés e alturas de assento. Para o tempo de duração da tarefa, a ANOVA *two-way* de medidas repetidas mostrou que, independente da condição dos pés, os participantes executaram o movimento em um tempo significativamente menor a partir do assento no nível à 130% da altura do joelho (AJ) em comparação com o assento à 100% da AJ ($F_{(1,12)} = 42,28$; $p < 0,001$). Na Figura 22, são apresentados os tempos médios nas diferentes alturas do assento e condições dos pés. A mesma análise demonstrou diferenças significativas na duração do movimento quando comparadas as diferentes posições dos pés (efeito principal de **condição dos pés**, com graus de liberdade ajustados para a esfericidade não assumida: $F_{(2,30)} = 13,119$; $p < 0,001$) sem efeito de interação com a variável altura do assento. Em relação às condições de apoio, os contrastes revelaram que em ambas as alturas de assento, os participantes completaram o movimento de ST-DP em um tempo significativamente menor na condição ESP (espontânea) em relação às condições ASS (assimétrica; $p = 0,001$) e STP (step; $p = 0,002$).

Tabela 4. Tempo de Movimento.

	TEMPO DE MOVIMENTO (s)							
	ASSENTO 100% AJ				ASSENTO 130% AJ			
	ESP	SIM	ASS	STP	ESP	SIM	ASS	STP
MD	2.19	2.34	2.38	2.45	1.97	1.98	2.17	2.14
DP	0.32	0.39	0.4	0.45	0.46	0.33	0.5	0.33

MD = média; DP = desvio padrão; AJ = altura do joelho.

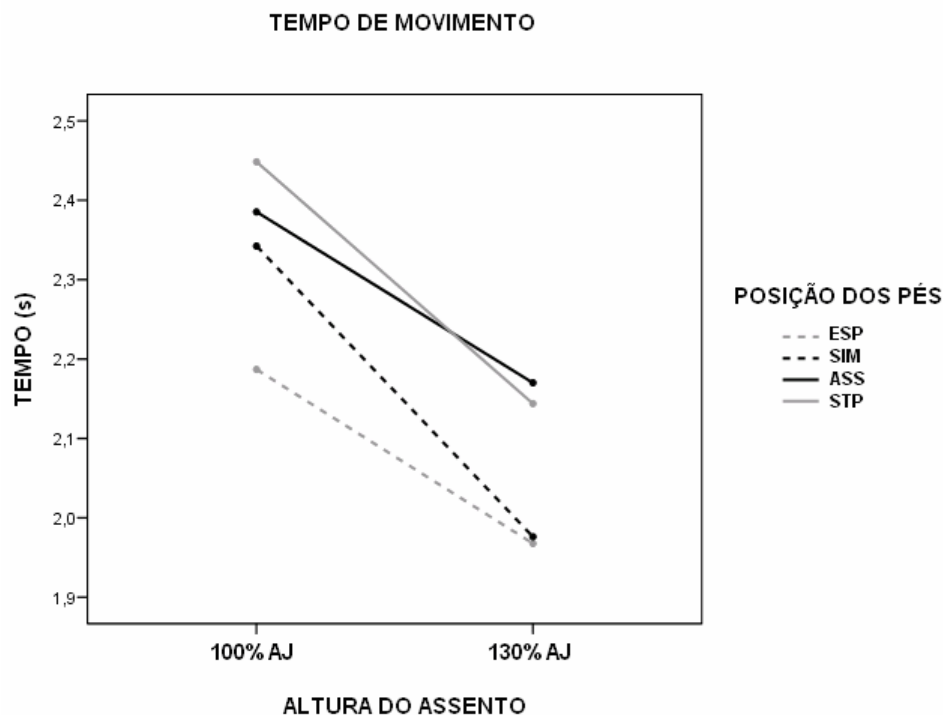


Figura 22. Tempos médios de execução da tarefa ST-DP nas diferentes alturas e posições dos pés. ; ESP= posição espontânea(linha tracejada cinza); SIM = posição simétrica (linha tracejada preta); ASS = posição assimétrica (linha preenchida preta); STP = posição step (linha preenchida cinza); AJ = altura do joelho; Os desvios padrão não aparecem para facilitar a clareza da figura.

4.4.2 Tempo para o PicoFz (TFz)

Os valores de TFz nas diferentes posições e alturas são descritos na Tabela 5. Foram encontradas diferenças significativas nos valores de tempo para o Pico de Fz no membro inferior AF entre as duas alturas de assento analisadas, observando-se que o PicoFz ocorreu, em média, em um tempo menor no assento à 130%AJ em relação a altura 100% ($F_{(1,12)} = 6,584$; $p = 0,025$). Para condições dos pés, as análises mostraram diferenças significativas ($F_{(3,31)} = 6,875$; $p = 0,002$) para o tempo de Pico Fz, sem efeitos de interação. Os contrastes revelaram que, para qualquer altura de assento, foi necessário um tempo menor para alcançar o PicoFz na posição ESP em relação às condições SIM ($p = 0,033$), ASS ($p = 0,034$) e STP ($p = 0,017$) (Figura 23).

Tabela 5. Tempo para o PicoFz.

	TEMPO PARA O PicoFz (s)							
	ASSENTO 100% AJ				ASSENTO 130% AJ			
	ESP	SIM	ASS	STP	ESP	SIM	ASS	STP
MD	0.98	1.04	1.06	1.10	0.89	0.99	1.05	1.00
DP	0.15	0.13	0.13	0.14	0.12	0.13	0.19	0.12

MD = média; DP = desvio padrão; AJ = altura do joelho

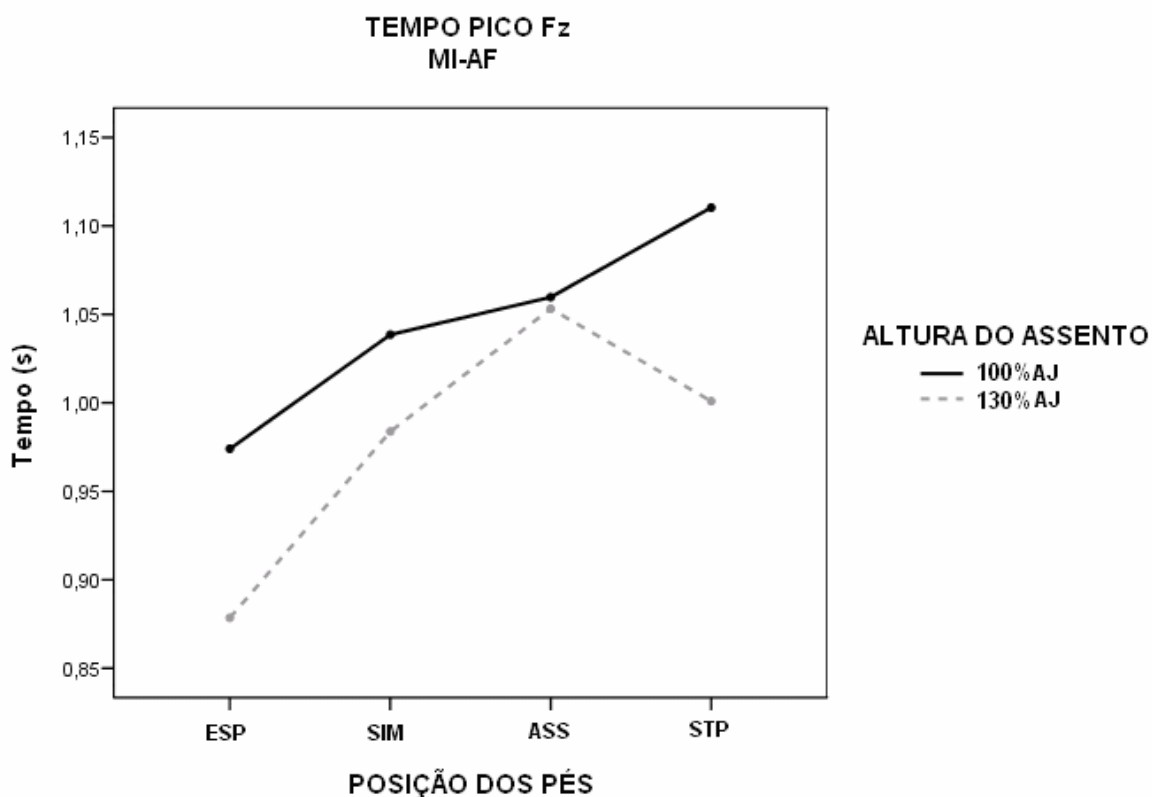


Figura 23. Tempo para o Pico Fz no membro inferior afetado (MIAF) entre as posições dos pés e alturas de assento. Linha preta preenchida, assento nivelado à 100%AJ (altura do joelho); Linha cinza traçada, assento à 130%AJ. (ESP= posição espontânea; SIM = posição simétrica; ASS = posição assimétrica; STP = posição step). Os desvios padrão não aparecem para facilitar a clareza da figura e podem ser vistos na Tabela 5.

4.5 COMPORTAMENTO CINEMÁTICO DURANTE O MOVIMENTO DE ST-DP

As Figuras 24 e 25 demonstram qualitativamente o padrão típico de movimento nas diferentes alturas de assento e condições dos pés analisadas.

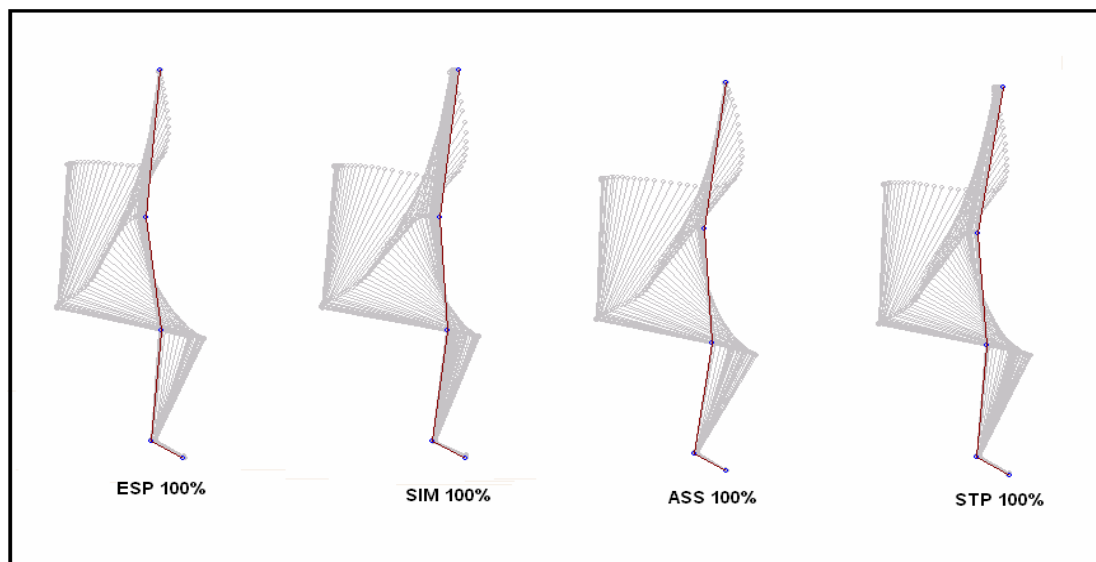


Figura 24. Padrão de movimento característico nas diferentes condições de pés na altura 100%. ESP= posição espontânea; SIM = posição simétrica; ASS = posição assimétrica; STP = posição step.

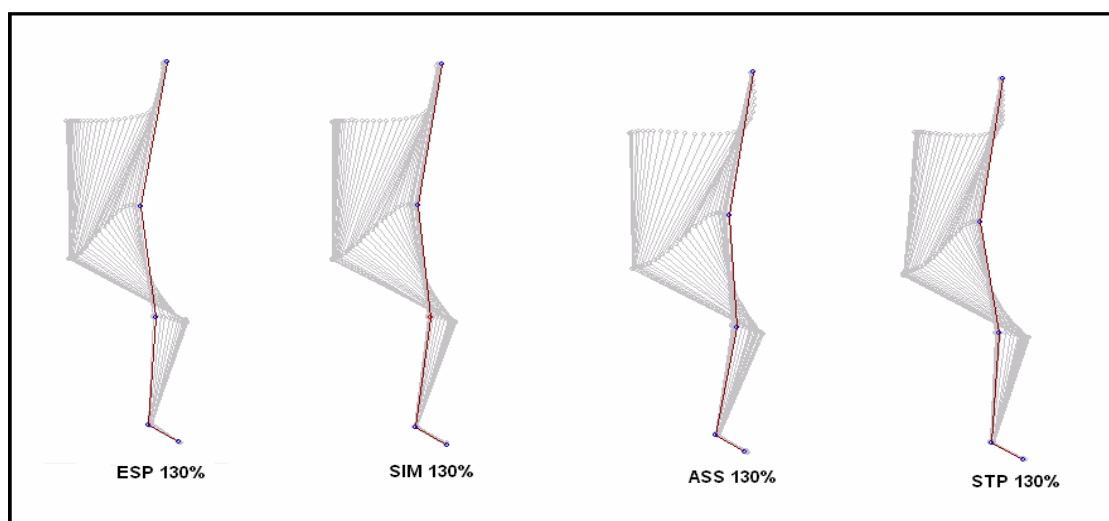


Figura 25. Padrão de movimento característico nas diferentes condições de pés na altura 130%. ESP= posição espontânea; SIM = posição simétrica; ASS = posição assimétrica; STP = posição step.

4.5.1 Máximo deslocamento horizontal do ombro

Na Figura 26 são ilustradas as curvas referentes à trajetória do ombro durante a passagem de ST-DP nas diferentes condições de pés e alturas de assento. Dados de um sujeito representativo do comportamento geral dos participantes.

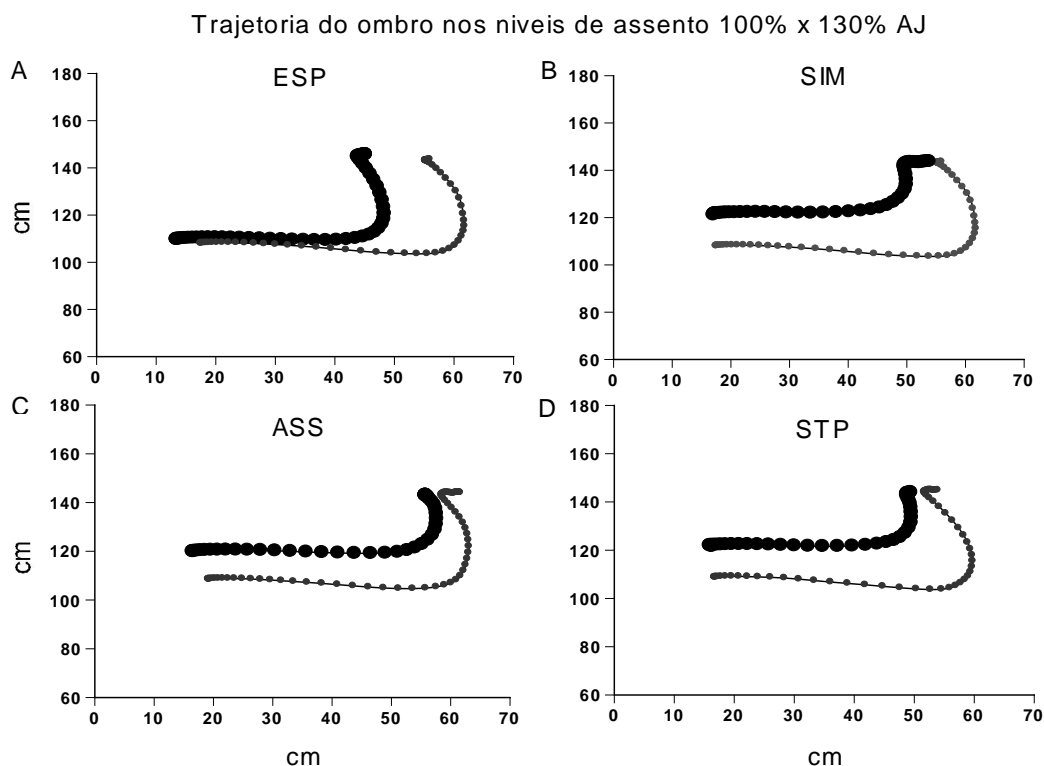


Figura 26. Trajetória do ombro durante a ação de ST-DP. As linhas finas em cinza são relativas ao assento à 100%AJ (altura do joelho) e as linhas espessas em preto correspondem ao assento à 130%AJ. Em A, posição espontânea (ESP); em B, posição simétrica (SIM); em C, posição assimétrica (ASS) e em D, posição step (STP).

A elevação da altura do assento e a manipulação da posição inicial dos pés promoveram mudanças significativas no deslocamento anterior máximo do ombro durante o ST-DP, ($F_{(1,12)} = 34,30$ e $F_{(3,34)} = 40,390$, respectivamente, ambas com $p < 0,001$) não ocorrendo interações entre estes fatores. Para altura do assento, a elevação à 130%AJ promoveu uma diminuição significativa do deslocamento do ombro à frente. Comparações aos pares revelaram que, independentemente da altura de assento, o deslocamento do ombro na condição ESP foi significativamente menor em comparação as condições SIM ($p = 0,002$), ASS ($p < 0,001$) e STP ($p <$

0,001). De maneira contrária, a posição ASS resultou em um aumento significativo do deslocamento anterior do ombro quando comparada as demais condições, SIM ($p < 0,001$) e STP ($p = 0,009$) (Figura 27).

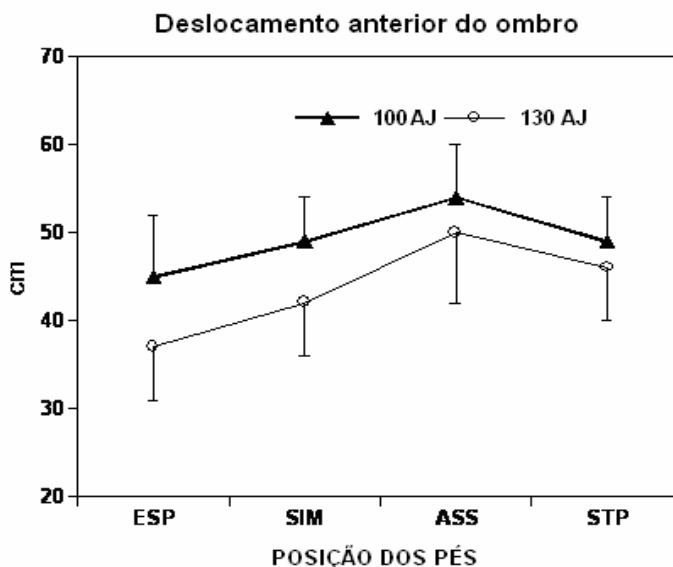


Figura 27. Efeitos da posição dos pés e alturas do assento no deslocamento anterior máximo do ombro durante a tarefa ST-DP. AJ = altura do joelho; ESP= posição espontânea; SIM = posição simétrica; ASS = posição assimétrica; STP = posição step.

4.5.2 Ângulo de quadril no PicoFz

A Figura 28 ilustra o deslocamento característico do ângulo do quadril durante o levantar nas diferentes posições de pés, em cada altura de assento. O ângulo de quadril no momento do pico mostrou-se significativamente maior na altura de assento 130% para todas as condições de pés ($F_{(1,12)} = 307,19$; $p < 0,001$) (Figura 29). Diferenças significativas foram encontradas entre os ângulos de quadril nas quatro condições de pés analisadas ($F_{(2,25)} = 7,243$; $p = 0,003$), além de um efeito de interação entre as variáveis altura e posição ($F_{(2,30)} = 71,111$; $p = 0,049$). Comparações aos pares revelaram que ângulos do quadril significativamente menores ocorreram na posição ASS em relação à ESP ($p = 0,003$) para o assento à 100%AJ. Em relação ao assento à 130%AJ, a condição STP promoveu ângulos significativamente menores quando comparada as posições ESP ($p = 0,001$) e SIM ($p = 0,005$).

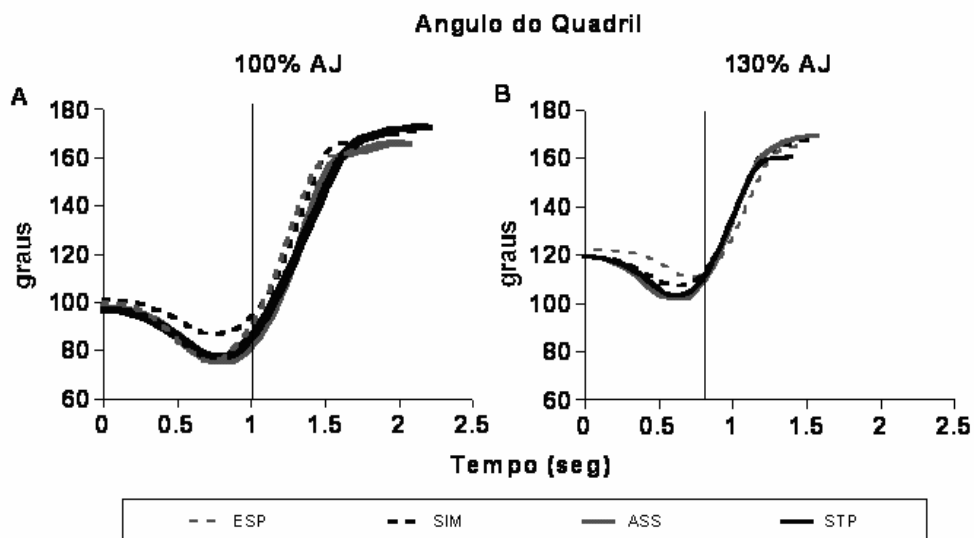


Figura 28. Deslocamento angular do quadril durante o movimento de ST-DP. AJ = altura do joelho; ESP= posição espontânea(linha tracejada cinza); SIM = posição simétrica (linha tracejada preta); ASS = posição assimétrica (linha preenchida cinza); STP = posição step (linha preenchida preta). Linha vertical representa o PicoFz.

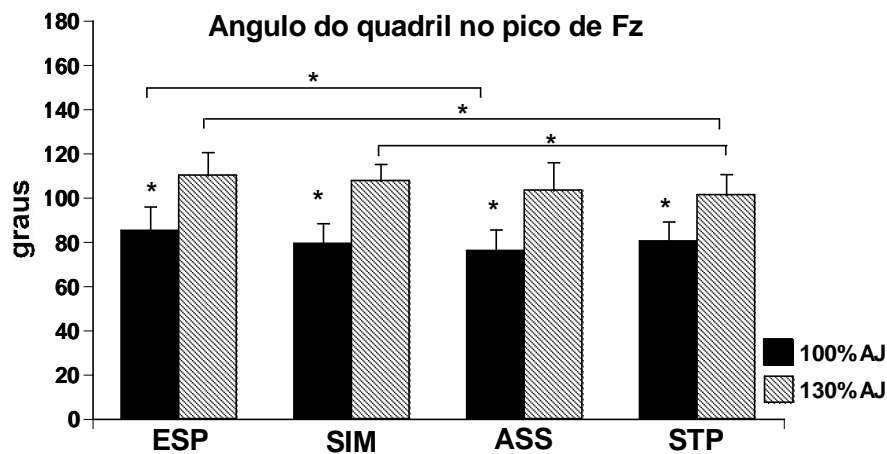


Figura 29. Posição angular de quadril apresentada no momento do pico de Fz para o assento à 100% e 130%AJ (altura do joelho) e as quatro condições de pés (ESP= espontânea; SIM = simétrica; ASS = assimétrica; STP = step). Os asteriscos (*) indicam os locais onde ocorreram diferenças significativas ($p < 0,05$) valores exatos de p no texto.

4.5.3 Ângulo de joelho no PicoFz

O dado qualitativo do deslocamento angular do joelho durante o movimento de levantar é apresentado na Figura 30.

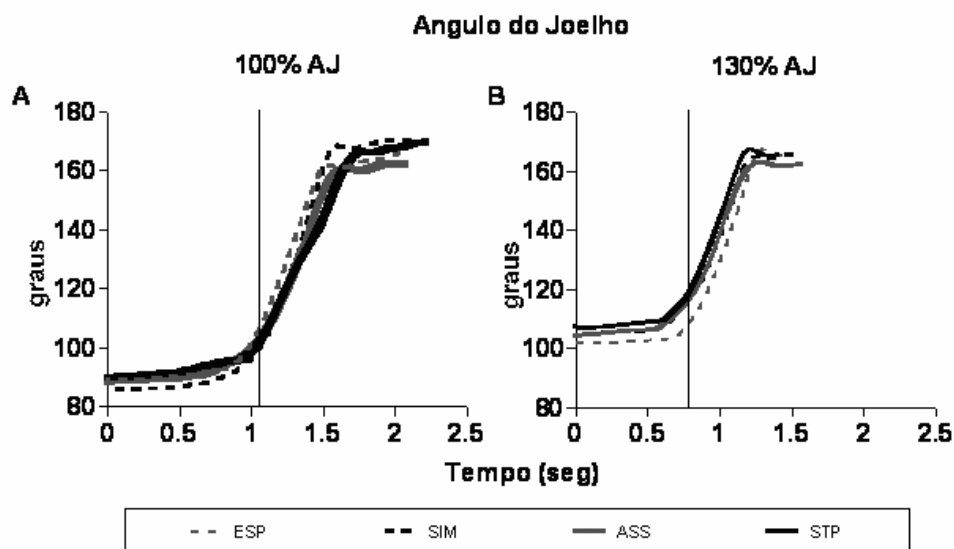


Figura 30. Deslocamento angular do joelho durante o movimento de ST-DP. AJ = altura do joelho; ESP= posição espontânea (linha tracejada cinza); SIM = posição simétrica (linha tracejada preta); ASS = posição assimétrica (linha preenchida cinza); STP = posição step (linha preenchida preta). Linha vertical representa o PicoFz.

Os ângulos de joelho no momento do pico de força foram significativamente maiores quando os participantes realizaram a passagem de ST-DP a partir do assento elevado à 130%AJ em comparação ao nível 100%AJ, em qualquer posição dos pés ($F_{(1,12)} = 364,588$; $p < 0,001$) (Figura 31). As quatro condições de apoio dos membros inferiores não influenciaram significativamente o comportamento dos ângulos de joelho do membro inferior AF no momento de maior força, assim como não houve interação entre altura do banco e posição dos pés.

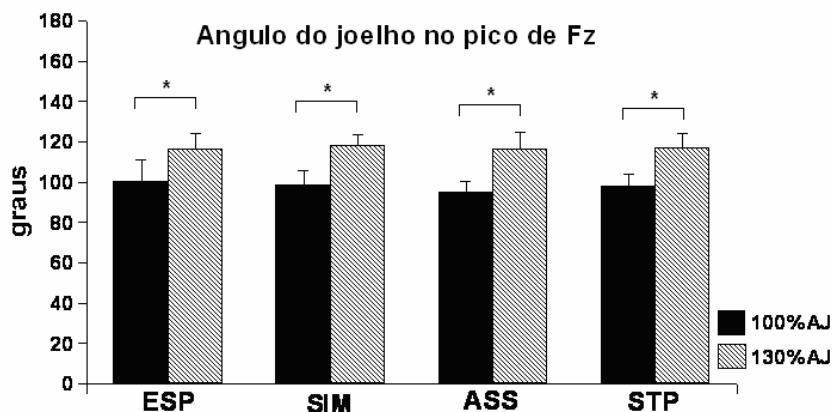


Figura 31. Diferenças nos ângulos de joelho alcançados no momento do pico de Fz para o assento à 100% e 130%AJ (altura do joelho) e as quatro condições de pés (ESP= espontânea; SIM = simétrica; ASS = assimétrica; STP = step). Os asteriscos (*) indicam os locais onde ocorreram diferenças significativas ($p < 0,05$), valores exatos de p no texto.

4.5.4 Ângulo de Tornozelo no PicoFz

Curvas referentes ao comportamento do deslocamento angular do tornozelo durante a passagem de ST-DP nas diferentes condições de pés e alturas de assento são apresentadas na Figura 32. Dados de um sujeito representativo dos ângulos característicos dos participantes.

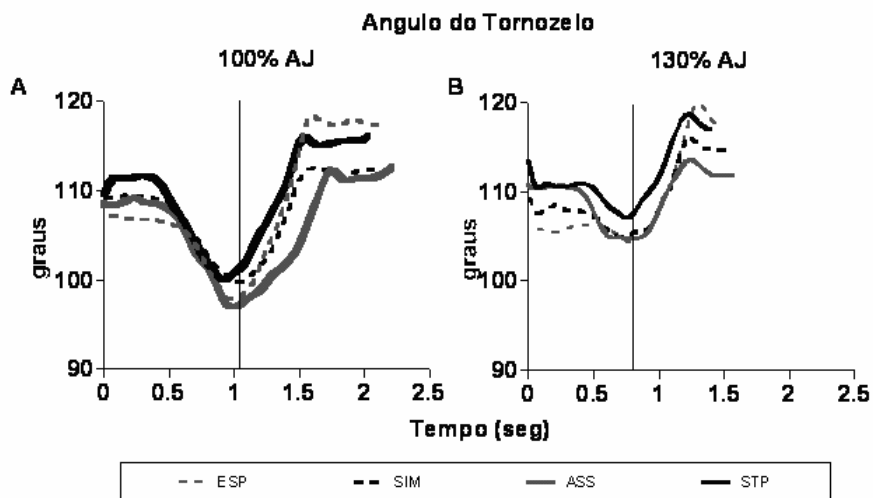


Figura 32. Deslocamento angular do tornozelo durante o movimento de ST-DP. AJ = altura do joelho; ESP= posição espontânea(linha tracejada cinza); SIM = posição simétrica (linha tracejada preta); ASS = posição assimétrica (linha preenchida cinza); STP = posição step (linha preenchida preta). Linha vertical representa o PicoFz. Observar que a duração do movimento é menor na altura 130%.

Independentemente da condição dos pés, a elevação da altura do assento à 130%AJ resultou valores angulares significativamente maiores (menor dorsiflexão) de tornozelo no momento do pico, comparativamente à altura 100% ($F_{(1,12)} = 39,145$; $p < 0,001$). Diferenças significativas ocorreram entre as posições dos pés ($F_{(3,27)} = 15,04$; $p < 0,001$) com os contrastes revelando que a condição ESP apresentou maiores ângulos (menor dorsiflexão) em relação as condições SIM ($p = 0,047$), ASS ($p = 0,002$) e STP ($p = 0,010$), o mesmo ocorrendo para a posição SIM comparativamente a posição ASS ($p = 0,003$). Não foram observados efeitos de interação entre as variáveis (Figura 33).

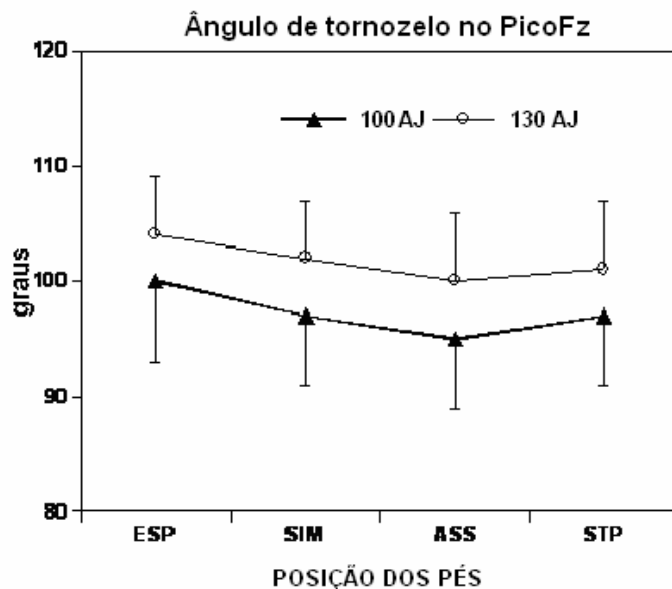


Figura 33. Efeitos da posição dos pés e alturas do assento no ângulo de tornozelo no pico de Fz. ESP= posição espontânea; SIM = posição simétrica; ASS = posição assimétrica; STP = posição step. Linha grossa = 100% altura do joelho (AJ); Linha fina = 130% altura do joelho (AJ).

V DISCUSSÃO

Este estudo investigou os efeitos da modificação da posição dos pés e altura do assento sobre as variáveis cinéticas e cinemáticas do movimento de levantar a partir de sentado, realizado por indivíduos com hemiparesia devido ao AVE. O caráter assimétrico da hemiparesia motivou as alterações impostas ao movimento no intuito de conhecer qual o posicionamento (SIM, ASS e STP) mais relevante para um padrão de movimento mais próximo da simetria. Para isso, foram avaliados treze indivíduos que apresentavam hemiparesia na fase crônica com um tempo médio pós-AVE de $43,7 \pm 50$ meses, nível de severidade de moderado a leve (média na escala Fugl-Meyer de $24,7 \pm 4,9$ pontos) e grau de espasticidade leve (Ashworth de $1,5 \pm 1$ em média). Todos eram capazes de levantar e andar de forma independente, com ou sem uso de dispositivo auxiliar (TUG de $15,1 \pm 3,3$ s). De um modo geral, estas características são similares nos participantes de grande parte dos estudos que envolvem o movimento de levantar realizados por esta população (BRUNT et al., 2002; CHENG et al., 1998; DUCLOS et al., 2008; ENG & CHU et al., 2002; GALLI et al., 2008; LECOURS et al., 2008; ROY et al 2007).

A distribuição assimétrica do peso corporal entre os membros inferiores durante a posição ortostática é uma característica marcante em indivíduos com hemiparesia devido ao AVE. Na presente pesquisa, os participantes envolvidos apresentaram, em média, $40 \pm 08\%$ de PC gerado pelo membro inferior acometido. Assim como nesse estudo, Eng & Chu et al. (2002), encontraram valores assimétricos de distribuição do peso corporal em pé em uma amostra de 15 hemiparéticos, com o membro acometido suportando 30% a menos de carga em comparação ao lado são. Da mesma forma, Laufer et al. (2000), avaliando 15 pacientes acometidos por AVE na fase aguda capazes de manter a postura em pé independente por 24 segundos, encontrou valores de $41,5 \pm 9,1\%$ do peso corporal suportado na extremidade inferior parética durante a postura ortostática. Geurts et

al. (2005), em uma extensa revisão de literatura sobre o equilíbrio em pé de pacientes com AVE, relatam em suas considerações clínicas que a recuperação da simetria, além de estar relacionada com a habilidade de manter a postura ereta, seria um objetivo terapêutico complexo pela questão de existirem lacunas na literatura sobre formas mais efetivas de restabelecer essa capacidade. Nesse contexto, o autor relata que melhores resultados na recuperação da simetria foram obtidos através do treinamento da tarefa de levantar e sentar (GEURTS et al., 2005).

A inserção do step como componente diferencial para um comportamento menos assimétrico durante o levantar dos participantes apresentou um efeito significativo. Na revisão de literatura realizada não foram encontrados estudos utilizando essa configuração de apoio dos pés durante a tarefa ST-DP em hemiparéticos. Esta condição apresentou os menores índices de assimetria tanto no assento padrão (11%) como no assento elevado (13%). Brunt et al. (2002), empregaram um *design* similar utilizando uma densa espuma para restringir o uso da extremidade não-acometida. Seus resultados mostraram uma diminuição da diferença na Fz nesta condição (10% de assimetria), porém a condição ASS teve maior efeito, reduzindo à 8% a diferença entre os membros. No corrente trabalho, a condição ASS foi responsável por uma assimetria de 17% durante o levantar. Os achados contrastantes do estudo citado acima podem ser explicados pelo modo diferente de posicionamento do membro não-afetado à frente na posição ASS, o qual estava à 75° de flexão de joelho, enquanto no presente estudo a articulação do joelho foi mantida à 90° de flexão com 0° de dorsiflexão do tornozelo. Desta forma, no presente estudo, a realização do movimento tornou-se menos restritiva e uma maior contribuição do MINA pode ser observada na posição ASS.

Nossos resultados para as condições ESP, SIM e ASS vão ao encontro dos relatados por Lecours et al. (2008), Roy et al. (2006) e Brunt et al. (2002), os quais também observaram um diminuição significativa da assimetria nas FRS com o MIAF para trás em relação as posições espontânea e simétrica. Roy et al. (2006) encontraram valores bastante próximos aos nossos resultados nas condições auto-selecionada (21,1%) e simétrica (20%), e menores na posição assimétrica (11,1%) para o IA a partir de um assento com altura padrão, índices correspondentes à fase de perda de contato com o assento (PCA). Os valores abaixo dos apresentados por nossos participantes podem ser explicados pelo fato de a variável aqui analisada ser

o PicoFz que ocorre cerca de 0,3 s após a PCA com valores levemente superiores de força vertical em relação a esse momento da tarefa ST-DP (BRUNT et al., 2002; KAWAGOE et al., 2000; SCHENKMAN et al., 1990).

Nossa hipótese com relação ao uso do step como condição mais relevante no sentido de diminuir a assimetria durante o ST-DP foi confirmada. O apoio da extremidade inferior não acometida em um step de 10 cm durante a posição ortostática foi testada previamente por Laufer et al. (2000), de forma que o membro afetado aumentou a porcentagem de peso corporal apoiada em cerca de 20% quando comparada a posição em pé simétrica (de 41% para 64%). Com isso, procuramos verificar se esta diminuição significativa da assimetria poderia também ocorrer se, durante o movimento de ST-DP, indivíduos com hemiparesia estiverem com o membro não-parético sobre um degrau. De fato, tanto no assento padrão como no elevado, a condição step proporcionou os menores valores para o índice de assimetria. Para o assento à 100% da altura do joelho, a restrição pelo STP mostrou-se mais efetiva até mesmo em relação a condição ASS. Diversos relatos já evidenciaram que a posição assimétrica apresentou resultados relevantes na reversão da assimetria durante o ST-DP em hemiparéticos (BRUNT et al., 2002; DUCLOS et al., 2008; LECOURE et al., 2008; ROY et al., 2007 e 2006) e, a partir de nossos achados, a restrição do MINA pelo step apresenta-se como um recurso terapêutico relevante na aquisição simétrica do levantar, principalmente para indivíduos com limitação da ADM de tornozelo que poderiam apresentar dificuldades em posicionar o pé afetado mais posteriormente. Além disso, em atividades em grupo nas quais o treinamento da tarefa ST-DP é empregado, a aplicação do step pode facilitar a transferência de peso para o lado afetado com menor necessidade de atenção direta do terapeuta.

Somente a condição ESP teve o IA alterado pela elevação da altura do assento. A maior assimetria exibida pelos participantes quando levantaram na posição auto-selecionada dos pés a partir de um assento elevado também foi observada por Roy et al. (2006), porém essa diferença não alcançou níveis significativos nos resultados desses autores. Na realidade, como relatado por Eng & Chou (2002) e Engart & Olssen (1994), os indivíduos com hemiparesia parecem apresentar uma tendência natural de transferir o peso para o membro não-envolvido mesmo quando lhes é facilitado o uso da extremidade parética. Ao elevarmos o

assento, as menores demandas de força e movimentos de tronco necessários para alcançar a postura em pé parecem ter concorrido para uma menor necessidade de envolvimento do MI mais fraco na execução da tarefa. Esse comportamento foi influenciado positivamente pela manipulação da posição dos pés e, tendo em vista que o movimento pôde ser realizado em um tempo menor com o assento à 130%AJ, essa alternativa pode ser implementada já nas práticas iniciais do ST-DP (CARR & SHEPHERD, 2003; GOULART et al. 2003).

Um dos principais déficits para alcançar a posição em pé em indivíduos com hemiparesia é o tempo mais longo para execução do movimento quando comparado a adultos e idosos saudáveis (DUCLOS et al., 2008; GALLI et al., 2008; CHENG et al., 1998). Os participantes de nosso estudo executaram a tarefa na condição auto-selecionada (ESP) e simétrica em um tempo médio de 2,2 s e 2,34 s respectivamente, a partir do banco normal. Estes valores foram similares aos encontrados por Malouin et al. (2004), Ada e Westwood (1992) e Baer (1991) para a mesma população e posições dos pés. Adultos saudáveis levam aproximadamente 1,5 s para realizar o ST-DP (MAZZA et al., 2005; GROSS et al., 1998; KAWAGOE et al., 2000) e idosos sem limitações apresentam valores médios para duração da tarefa em torno de 2,0 s (YAMADA & DEMURA, 2007; GROSS et al., 1998), demonstrando o comportamento temporal mais curto para o movimento em comparação aos indivíduos deste estudo. A elevação da altura do assento promoveu uma diminuição significativa no tempo de movimento, em qualquer condição dos pés. Roy et al. (2006), também observaram tempos mais curtos de duração da tarefa ao elevar a altura do assento à 120% da altura do joelho. Esse comportamento pode ser explicado pela menor excursão de movimento total do segmento corporal superior, assim como do centro de gravidade, que necessitam de um menor deslocamento para alcançar, respectivamente, a postura ortostática e o limite da base de apoio (MATHIYAKOM et al., 2005). Da mesma forma, menores momentos de extensão de joelho são necessários em assentos mais elevados (MATHIYAKOM et al., 2005; RODOSKY et al., 1989). A influência de elevar o assento pôde ser constatada mais claramente quando observamos que mesmo o maior tempo médio na altura elevada (ASS = $2,17 \pm 0,5$) foi menor que a condição de duração mais curta no assento normal (ESP = $2,19 \pm 0,32$), porém essa diferença não se mostrou significativa.

As condições dos pés que limitaram a participação do membro não acometido (ASS e STP) provocaram um aumento significativo no tempo de realização da tarefa em comparação a condição auto-selecionada. Camargos (2006) também observou esse comportamento ao analisar o levantar de hemiparéticos em uma condição assimétrica dos pés (afetado atrás do não afetado) (ASS = 2,16s; ESP = 1,9s) a partir de um assento com altura padrão. No mesmo sentido, Duclos et al. (2008), em uma análise similar, observou maiores durações da tarefa em hemiparéticos e indivíduos controles na posição ASS (3,1 s e 2,3 s, respectivamente) o que também foi observado por Roy et al. (2007), com a condição ASS apresentando um acréscimo de 0,24 s para a altura padrão e 0,37 s para altura de assento elevada (120%AJ) ambas em relação à posição ESP. Ao executarem a tarefa a partir de uma condição não habitual de apoio dos pés, os participantes modificaram suas estratégias de força e ângulos articulares (o que será discutido adiante) e este comportamento atípico influenciou o tempo de realização da tarefa. No entanto, como colocado anteriormente, esses valores maiores de duração da tarefa frente a mudança dos pés, de modo a favorecer o uso do MIAF, foram amenizados quando os indivíduos realizam a tarefa a partir de um assento elevado, oportunizando uma alternativa para o treinamento da tarefa mesmo em condições de restrição.

Os participantes levaram menos tempo para alcançar a força máxima (TFz) quando executaram o ST-DP a partir de um assento elevado. Como os valores do IA não foram diferentes entre as posições SI, ASS e STP entre as alturas, pôde-se constatar que no banco à 130% os indivíduos analisados foram capazes de levantar produzindo a força semelhante à observada no assento padrão em menor tempo, influenciando positivamente a capacidade de gerar potência para alcançar a postura em pé (BRUNT et al., 2002; MONGER et al., 2002; KAWAGOE et al., 2000). Quando comparadas a condição ESP, as posições manipuladas aumentaram significativamente a tempo para alcançar a força máxima durante o movimento, em ambas as alturas de assento. Estes achados demonstram que os indivíduos com hemiparesia, além de diminuir significativamente a quantidade de força exercida pela extremidade afetada, permanecem pouco tempo gerando força na mesma. Cheng et al. (1998), observaram que hemiparéticos com e sem histórico de quedas apresentam uma taxa de aumento da força menor que indivíduos saudáveis ao levantar a partir de um assento normalizado ao comprimento da perna. Este

parâmetro é diretamente dependente do tempo para alcançar o PicoFz. As condições controladas dos pés aumentaram o tempo em que os participantes geraram força com os maiores valores ocorrendo na condição STP para o assento à 100%AJ e ASS para o nível 130%AJ. Similarmente, Brunt et al. (2002) observaram um aumento na duração da fase de transferência (tempo entre a PCA e o PicoFz) para o membro acometido nas condições assimétrica e elevada em comparação a posição simétrica.

Com relação às mudanças no comportamento cinemático durante o levantar, quando tiveram a posição dos pés controlada (SIM, ASS, STP), os indivíduos analisados apresentaram maiores deslocamentos anteriores do ombro, o que traduz uma trajetória horizontal do tronco também maior. Na condição ASS o tronco foi excessivamente inclinado no plano horizontal em ambas as alturas de assento, mesmo em relação as posições SIM e STP. O deslocamento anterior do tronco é descrito como um fator crítico para o sucesso no levantar, estando relacionado à PCA e à capacidade de deslocar o CDM para a base de apoio dos pés (DUBOST et al., 2005; MATHIYAKOM et al., 2005; KAWAGOE et al., 2000). Segundo Galli et al. (2008), indivíduos com hemiparesia deslocam excessivamente o tronco à frente em comparação a pessoas saudáveis na mesma idade ($42.51 \pm 6.32^\circ$ e $27.28 \pm 7.52^\circ$, respectivamente) mesmo em uma condição simétrica dos pés. Possivelmente esse comportamento ocorre como uma estratégia compensatória para manter a estabilidade a partir da perda do contato com o assento. Mantendo a extremidade não-afetada anteriormente à afetada, os participantes tiveram que deslocar o seu CDM até o limite da área de apoio que estava mais à frente o que repercutiu em uma trajetória horizontal do ombro mais anterior, influenciando conjuntamente o tempo para realizar o movimento. Esse padrão de movimento foi igualmente observado por Kawagoe et al (2002) e Mathiyakom et al. (2005) em adultos saudáveis quando compararam o levantar em uma condição simétrica para trás com uma condição onde os pés estavam simetricamente mais anteriores. A condição com os pés anteriores promoveu um aumento significativo no deslocamento horizontal máximo do CDM. Os mesmos autores também observaram uma diminuição da trajetória anterior do CDM ao elevarem a altura do assento. Nossos achados concordaram com estes resultados mostrando uma diminuição significativa

do deslocamento anterior máximo do ombro no assento 130%AJ em comparação com o nível 100%AJ.

O movimento do tronco no plano sagital parece mostrar-se menos sensível para explicar as influências das posições dos pés em relação à sua trajetória no plano frontal. Duclos et al. (2008) e Lecours et al (2008) encontram uma diminuição significativa do deslocamento médio-lateral do tronco na direção da extremidade não acometida quando indivíduos hemiparéticos levantaram com os pés assimétricos (afetado para trás) em relação à espontânea. Mesmo que nossos resultados tenham demonstrado uma flexão compensatória do tronco, a condição ASS pode mostrar-se decisiva na diminuição do deslocamento lateral do tronco, influenciando positivamente a assimetria observada antes mesmo da partida do assento (ROY et al., 2006). Uma análise do movimento do tronco no plano frontal, frente ao uso do step no MINA, poderá trazer informações interessantes sobre a flexão lateral do tronco durante o levantar. Nesta condição, além de exibirem um comportamento mais simétrico, os indivíduos analisados deslocaram anteriormente a parte superior do corpo de maneira similar à posição simétrica, ou seja, de forma menos compensatória.

Para os ângulos articulares, nossos resultados indicaram que ao realizar o movimento de ST-DP a partir de um assento elevado, o grupo avaliado apresentou maiores graus de extensão de quadril e joelho, além de um aumento da flexão plantar de tornozelo no momento de força máxima, quando comparado ao assento padrão. Esse comportamento foi similar quando adultos saudáveis levantaram simetricamente com os pés posteriores aos joelhos a partir de um assento elevado. Os ângulos de quadril, joelho e tornozelo alcançaram, respectivamente, valores de 74°, 90° e 74° no assento padrão, o que variou para 97°, 110° e 80° com a elevação do assento (MATHIYAKOM et al., 2005). Nessa mesma configuração dos pés (SIM), nossos participantes apresentaram ângulos de 79°, 98° e 97° no assento à 100%AJ e 107°, 118° e 102° no assento à 130%AJ, respectivamente para quadril, joelho e tornozelo no PicoFz. O aumento nos valores dos ângulos em relação aos indivíduos saudáveis pode ser explicado pela maior força exercida no membro não acometido, evidenciada pelo aumento no IA nessa posição, o que, segundo Lecours et al. (2008) e Galli et al. (2008), poderia ser acompanhado por uma inclinação do tronco

para o lado são. Esta estratégia pode ter influenciado um movimento com maiores amplitudes no lado acometido no momento da força máxima.

As análises dos efeitos das condições dos pés mostraram que a posição espontânea apresentou os maiores valores de flexão plantar entre todas as condições estudadas e alturas de assento, o mesmo ocorrendo para extensão do quadril e, de modo menos evidente, para extensão de joelho. Em contrapartida, as posições ASS e STP corresponderam aos menores ângulos de tornozelo (maior dorsiflexão) e de flexão de quadril em relação a posição ESP em ambas as alturas, e não diferiram significativamente entre si nos três ângulos analisados. De acordo com Shenkman et al. (1990) e Gross et al. (1998), os ângulos máximos de dorsiflexão do tornozelo e flexão do quadril ocorrem próximos ao momento do pico de força vertical, enquanto o joelho inicia sua extensão levemente antes, na fase da PCA. Esse comportamento parece ser alterado pela hemiparesia. Galli et al. (2008), evidenciaram que no momento de máxima dorsiflexão alcançada durante o ST-DP, a extremidade afetada de hemiparéticos exibiu ângulos significativamente maiores ($16,29 \pm 4,56^\circ$) em relação ao ângulo alcançado por sujeitos saudáveis ($12,41 \pm 3,34^\circ$). Comparativamente ao estudo de Mathiyakom et al. (2005), os ângulos de quadril ($85,09^\circ$ à 100%AJ e $110,10^\circ$ à 130%AJ) e tornozelo ($110,34^\circ$ à 100%AJ e $104,08^\circ$ à 130%AJ) observados na condição ESP de nossos participantes, foram bastante diferentes dos mesmos ângulos verificados pelos autores em sujeitos saudáveis, tanto para o assento padrão (74° para quadril e tornozelo) como para o assento elevado (97° em quadril e 80° em tornozelo). No entanto, a condição ASS promoveu valores mais próximos aos obtidos por adultos sem hemiparesia no assento normal (76° em quadril e $95,08^\circ$ em tornozelo) e elevado ($103,31^\circ$ e $99,74^\circ$ para quadril e tornozelo, respectivamente). Os ângulos de joelho não foram significativamente alterados pelas posições dos pés nas diferentes alturas e, de um modo geral, estiveram próximos aos valores relatados pela literatura para adultos e idosos saudáveis (MATHIYAKOM et al., 2005; GROSS et al., 1998).

Claramente as condições que promoveram menor assimetria (ASS e STP) influenciaram também o movimento articular de forma positiva, aproximando o comportamento cinemático dos hemiparéticos aos apresentados por indivíduos saudáveis, com base nos achados da literatura analisada. O segmento que apresentou maiores desvios à normalidade foi a articulação do tornozelo, o que foi

mais evidente na condição espontânea de apoio dos pés. Mesmo em uma posição simétrica dos pés, indivíduos hemiparéticos apresentam menor ativação EMG do tibial anterior em relação à sujeitos saudáveis e à uma condição de apoio assimétrica dos MMII (Cheng et al., 2004; Brunt et al., 2002). Nossos resultados mostraram que a condição STP promoveu alterações similares à posição ASS nos ângulos de quadril, joelho e tornozelo, aproximando a configuração corporal apresentada no PicoFz durante o levantar de hemiparéticos, do padrão documentado em sujeitos saudáveis.

VI CONCLUSÃO

A partir dos achados deste estudo e do confronto realizado com a literatura disponível, concluímos que a contribuição da posição step para a diminuição da assimetria corporal durante o ST-DP, exibida por indivíduos com hemiparesia devido ao AVE, foi relevante comparada as demais condições. Além de aumentar a força exercida pela extremidade parética, quando o membro sadio teve seu movimento restrito, os participantes do presente estudo exerceram força por mais tempo no MIAF e realizaram movimentos de extensão do quadril e joelho e flexão plantar do tornozelo de forma menos compensatória quando necessitaram gerar mais força. No entanto, o tempo para alcançar a posição apresentou maior duração, que não se mostrou diferente da posição simétrica e, portanto, não concorreu para mudanças clínicas no fator tempo.

Nesse sentido, a elevação da altura do assento foi uma alternativa que proporcionou menos tempo para realizar a tarefa de modo que restrições impostas ao membro não-afetado foram igualmente eficazes para promover forças verticais mais simetricamente distribuídas. Tendo em vista que poucos estudos foram realizados no sentido analisar os efeitos da altura do assento nessa população, os resultados aqui expostos podem oferecer parâmetros com relação ao uso desta estratégia no ambiente de reabilitação.

Estudos clínicos já evidenciaram a influência positiva de manter o membro acometido posteriormente ao sadio, quando o objetivo é diminuir a assimetria dos membros e tronco no plano frontal. A restrição pelo step mostrou-se tão eficaz e, para alguns parâmetros, foi mais efetiva que a posição assimétrica dos pés. Alternativas para reduzir o desuso aprendido e encorajar o envolvimento da extremidade parética nos movimentos funcionais tem sido o grande foco nos estudos de recuperação da função após o AVE. A partir de nossos resultados conseguimos concluir que o uso do step durante o movimento de ST-DP vem

agregar uma possibilidade terapêutica potencial para a diminuição da fraqueza e na reconquista da confiança em apoiar o peso corporal no membro acometido.

Estudos futuros, com amostras maiores e grupo controle, principalmente para comparações das análises cinemáticas, serão de grande valia para confirmar os achados aqui apresentados. Além disso, avaliações do deslocamento médio-lateral do tronco no plano frontal e do centro de pressão, além de ativação eletromiográfica poderiam fornecer informações relevantes referentes as diferentes estratégias resultantes da restrição durante o levantar. Nossos achados limitaram-se a identificar mudanças na componente vertical da FRS e cinemetria 2D. Nesse sentido, análises das forças antero-posterior e médio-lateral, além de cinemática em três dimensões, poderão fornecer maiores informações a respeito dos efeitos das manipulações dos pés e assento aqui realizadas. Avaliações mais complexas repercutem em dados mais robustos e, desse modo, inferências sobre as mudanças na coordenação do movimento frente à diferentes alterações do ambiente e da tarefa poderão ser realizadas.

Com relação ao emprego do ST-DP como um meio de fortalecer de modo funcional os membros inferiores, a literatura fornece uma série de achados demonstrando que o treinamento desta tarefa de forma simétrica, aumenta a força utilizada pelo MIAF no movimento (CHENG et al, 2004; DEAN et al., 2000; FOWLER E CARR, 1996; MONGER et al., 2002). Desta forma, a partir dos resultados aqui expostos, tornam-se necessários estudos clínicos randomizados que testem o efeito do treinamento da tarefa frente à restrição do uso do MINA, tanto na condição ASS como na STP, o que poderá fornecer dados sobre a efetividade à longo prazo na redução do padrão assimétrico.

O presente estudo apresentou dados que oferecem alternativas clínicas para os fisioterapeutas que atuam na reabilitação de pessoas que sofreram um AVE. A questão de maior relevância está em fornecer maiores subsídios científicos para aplicação dessa prática no ambiente terapêutico, pontuando suas atuações baseadas em evidências. Rothstein apud Durward et al. (2001) argumenta com pertinência a premissa de que o profissional deve medir a evolução e a efetividade de sua intervenção e, com suas palavras gostaríamos de concluir esse trabalho:

Sem uma base científica para o processo de avaliação (e mensuração) enfrentamos o futuro como profissionais independentes incapazes de nos comunicarmos uns com os outros, incapazes de documentar a eficácia e incapazes de exigir credibilidade científica para nossa profissão (ROTHSTEIN, 1985 apud DURWARD et al., 2001).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADA, L.; WESTWOOD, P. A. Kinematic analysis of recovery of the ability to stand up following stroke. **Aust. J. Phys.** v. 38, p. 135–142, 1992.

ADA, L. et al. Stroke patients have elective muscle weakness in shortened range. **Brain**, v. 126, p. 724-731, 2003.

ALEXANDER, N. B. et al. Task-specific resistance training to improve the ability of activities of daily living-impaired older adults to rise from a bed and from a chair. **J. Am. Geriatr. Soc.**, v. 49, n. 11, p. 1418-1427, nov. 2001.

AMADIO, A. C., BARBANTI, V. J. **A Biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade, 2000.

BAER, G.D. **A study of sitting to standing in normal subjects and hemiplegic subjects**. MSc thesis, University of Southampton, 1991. In: DURWARD, B; BAER, G.; ROWE, P. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. São Paulo: Manole, 2001.

BAER, G.D., ASHBURN, A.M. Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v. 76, p. 844-849, 1995.

BERNARDI, M. et al. Determinants of sit-to-stand capability in the motor impaired elderly. **J. Electromyogr. Kinesiol.**, v. 14 p. 401–410, 2004.

BERG, K.; WOOD-DAUPHINEE, S.; WILLIAMS, J. I. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. **Scand. J. Rehabil. Méd.**, v. 27, p. 27-36, 1995.

BLACKBURN, M.; VAN VLIE, P.; MOCKETT, S.P. Reliability of Measurements Obtained With the Modified Ashworth Scale in the Lower Extremities of People With Stroke. **Phys. Ther.** v. 82, n. 1, p. 25-34, 2002.

BLAIN, H. e al. Reliability of a New Instrument for Measuring Maximum Rising Strength. **Am. J. Phys. Med. Rehabil.**, v. 85, n. 6, p. 502-509, jun. 2006.

BRUNT, D. et al. The Effect of Foot Placement on Sit to Stand in Healthy Young Subjects and Patients With Hemiplegia. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v. 83, p. 924-929, July 2002.

BRUNNSTROM, S. Motor testing procedures in hemiplegia: based on sequential recovery stages. **Phys. Ther.**, v.46, p.357-375, 1970.

BOHANNON, R.W. ; SMITH , M.B. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. **Phys. Ther.**, v. 67, p. :206-7.,1987.

BOHANNON, R. W. Reference Values for the Timed Up and Go Test: A Descriptive Meta-Analysis. **J. Geriat. Phys. Ther.**, v. 29, n. 2, 2006.

BURDETT, R.G., et al. Biomechanical comparison of rising from two types of chairs. **Phys. Ther.**, v. 65, p. 1177–1183, 1985.

CAMARGOS, A.C. **O efeito do posicionamento dos membros inferiores durante o movimento de sentado para de pé em hemiparéticos crônicos.**2006. 73 p. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação).- Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2006.

CARNEIRO, L.C., et al. Marcha en el medio terrestre y en el medio acuático en niños con secuelas de mielomeningocele. **Rev. Neurol.**, v. 44, p. 507-509, 2007.

CARR, J; SHEPHERD, R. **Ciência do Movimento Humano: Fundamentos para a Fisioterapia na Reabilitação.** 2. ed. São Paulo: Manole, 2003. 220 p.

CHENG, P. T. et al. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v. 79, p. 1043-1046, 1998.

CHENG, P. T. et al. Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v. 82, p. 1650-1654, 2001.

CHENG, P. T. et al. Leg Muscle Activation Patterns of Sit-to-Stand Movement in Stroke Patients. **Am. J. Phys. Med. Rehabil.**, v. 83, n. 1, p. 10-17, jan. 2004.

DANCEY, C.P.; REIDY, J. **Estatística sem matemática para Psicologia: Usando o SPSS para Windows**. 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2006. 608 p.

DEAN, C. M. et al. Taskrelated circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: a randomized, controlled pilot trial. **Arch. Phys. Méd. Rehabil.**, v. 81, p. 409-17, 2000.

DE VREEDE, P. L. et al., Functional-Task Exercise Versus Resistance Strength Exercise to Improve Daily Function in Older Women: A Randomized, Controlled Trial. **J Am. Geriatr. Soc.**, v. 53, n. 1, p. 2-10, jan. 2005.

DOBKIN, B. H. Strategies for stroke rehabilitation. **Lancet Neurol.**, v. 3, p. 528–36, 2004.

DUBOST, V. et al. Decreased trunk angular displacement during sitting down: an early feature of aging. **Phys. Ther.**, v. 85, n. 5, p. 404-412, may 2005.

DUNCAN, P.W.; PROPST, M.; NELSON, S. G. Reliability of the Fugl-Meyer assessment of sensorimotor recovery following cerebrovascular accident. **Phys. Ther.**, v. 6, p.1606-10.

DUCLOS, C. ; NADEAU, S.; LECOURS, J. Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis. **Neurorehabil. Neural Repair.**, v. 22, n. 6, p.715-722, 2008.

ENG, J. J.; CHU, K. S. Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v. 83, p. 1138-1144, 2002.

ENGARDT, M.; OLSSON, E. Body weight-bearing while rising and sitting down in patients with stroke. **Scand. J. Rehab. Med.**, v. 24, p. 67-74, 1992.

ENGARDT, M., et al. Rising and sitting down in stroke patients. Auditory feedback and dynamic strength training to enhance symmetrical body weight distribution. **Scand. J. Rehabil. Méd. Suppl.**, v.31, p. 1-57, 1994.

- ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000.
- ERIKSRUD, O.; BOHANNON, R.W. Relationship of knee extension force to independence in sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation. **Phys.Ther.**, v. 83, n. 6, p. 544-551, Jun. 2003.
- ELKIND, M. Stroke in the elderly. **Mt. Sinai J. Med.**, v. 70, n. 1, p. 27-37, 2003.
- FINCH, E. et al. Physical Reahabilitation Outcome Measures 2nd Edition. A guide to enhanced decision making. **Canadian Physiotherapy Association**, Hamilton, Ontario, Canada. 2002.
- FOWLER, V.; CARR, J. Auditory feedback: effects on vertical force production during standing up following stroke. **Intern. J. Rehabil. Res.**, n. 19, p. 265-269, 1996.
- FUGL-MEYER, A.; JAASKO, L.; LEYMAN, I.; OLSSON, S.; STEGLIND, S. The post stroke hemiplegic patient. I. A method for evaluation of physical performance. **Scand. J. Rehabil. Med.** v. 7, p. 13–31, 1975.
- GALLI, M. et al. Quantitative analysis of sit to stand movement: Experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. **Gait & Posture**, v. 28, p.80-85, 2008.
- GEURTS, A. C. et al. A review of standing balance recovery from stroke. **Gait & Posture**. v. 22, p. 267–281, 2005.
- GOULART, F; VALLS-SOLÉ, J. Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. **Clin. Neurophysiol.**, v. 110, p. 1634-1640, 1999.
- GOULART, F. R. et al. O movimento de sentado para de pé em idosos. **Acta Fisiátr.**, v. 10, n. 3, p. 138-143, 2003.
- GREGSON, J. M. et al. Reliability of measurements of muscle tone and muscle power in stroke patients. **Age ageing**, v. 29, p. 223-228, 2000.
- GROSS, M.M et al. Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. **Gait & Posture**. v. 8, p. 175–185, 1998.

HAUPENTHAL, A. et al. Comparação da força de sustentação do peso entre homens e mulheres em dois níveis de imersão na água. **Lec. Ed. Fís. Dep.**, v. 13, p. 119, 2008.

HESSE, S. et al. Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. **Scand. J. Rehab. Med.**, v. 26, p. 161-166, 1994.

HUGHES, M. A.; SCHENKMAN, M. L. Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. **J. Rehabil. Res. Dev.**, v. 33, p. 409–412, 1996.

HUGHES MA, MYERS BS, SCHENKMAN ML. The hole of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. **J. Biomech.**, n. 29, p. 1509-1513, 1996.

ITOKAZU M. et al. Analysis of rising from a chair after total knee arthroplasty. **Bull. Hosp. Jt. Dis.** v. 57, p. 88–92. 1998. In: JANSSEN, W.G.; BUSSMANN, H.B.; STAM, H.J. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. **Phys. Ther.**, v. 82, n. 9, p. 866-879, Set. 2002.

JANSSEN, W.G.; BUSSMANN, H.B.; STAM, H.J. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. **Phys. Ther.**, v. 82, n. 9, p. 866-879, Set. 2002.

KHEMLANI et al. The effects of the lower extremity joint motions on the total body motion in sit-to-stand movement. **Clin. Biomech.**, v.15, p. 449-455, 2000.

KLUDING, P. M. et al. Effects of Ankle Joint Mobilizations in Adults Poststroke: A Pilot Study. **Arch. Phys. Méd. Rehabil.**, v. 89, March 2008.

LANGTON, H. The epidemiology of disabling neurological disorders .In Greenwood, R.; Barnes, M.; McMillan, T. et al. **Neurological rehabilitation**. London: Churchill Livingstone, 1993

LAUFER, Y. et al. Weight-bearing shifts of hemiparetic and healthy adults upon stepping on stairs of various heights. **Clin. Rehabil.**, v. 14, p. 125–9. 2000.

LECOURS, J. et al. Interactions between foot placement, trunk frontal position, weight-bearing and knee moment asymmetry at seat off during rising from a chair in healthy and hemiparetic persons. **J. Rehabil. Med.** v. 40, p.200-207, 2008.

LEE, M. Y. et al. Comparison of balance responses and patterns during sit-to-stand task with functional mobility in stroke patients. **Am. J. Phys. Med. Rehabil.**, v. 76, p. 401-10, 1997.

LOMAGLIO, M.J.; ENG, J.J. Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. **Gait & Posture**, v. 22, n. 2, p. 126-131, Out. 2005.

LOTUFO, P.A. Stroke in Brazil: a neglected disease. **São Paulo Med. J.**, v. 123, n. 1, p. 3-4, 2005.

MAKI, T. et al. Estudo de confiabilidade da aplicação da escala de Fugl-Meyer no Brasil. **Rev. Bras. Fisioter.** v. 10, n. 2, p. 177-183, 2006.

MALOUIN, F. et al. A fluidity scale for evaluating the motor strategy of the rise-to-walk task after stroke. **Clin. Rehabil.**, v. 17, p.674–684, 2003.

MATHYAKOM, W. et al. Modifying center of mass trajectory during sit-to-stand tasks redistributes the mechanical demand across the lower extremity joints. **Clin. Rehabil.**, v. 20, p. 105–111, 2005.

MAURITZ KH. Gait training in hemiplegia. **Eur. J. Neurol.**, v. 9, p. 23-9, 2002.

MAZZA, C.; ZOKB, M.; CROCE, U.D. Sequencing sit-to-stand and upright posture for mobility limitation assessment: determination of the timing of the task phases from force platform data. **Gait & Posture**. v. 21, p. 425–431, 2005.

MESSIER, S. et al. Dynamic Analysis of Trunk Flexion After Stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 85, Out. 2004.

MILLINGTON, P. J.; MYKLEBUST, B. M.; SHAMBES, G. M. Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, n. 73, p. 609-617, 1992.

MONGER, C.; CARR, J.H.; FOWLER, V. Evaluation of a home-based exercise and training programme to improve sit-to-stand in patients with chronic stroke. **Clin. Rehabil.**, v. 16, p. 361-367, 2002.

MUNTON J.S.; ELLIS, M.I.; WRIGHT, V. Use of electromyography to study leg muscle activity in patients with arthritis and in normal subjects during rising from a chair. **Ann. Rheum. Dis.**, v. 43, p. 63-5, 1984.

MUSIC, J. et al. Model based inertial sensing of human body motion kinematics in sit-to-stand movement. **Simul. Model. Pract. Theor.**, v. 16, n. 8, p.933-944, Set.2008.

NATIONAL STROKE ASSOCIATION. **Stroke Survivors**. Disponível em: <<http://www.stroke.org/site/PageServer?pagename=SURV>>. Acesso em: 29 de agosto. 2008.

NEWELL, K. M. Physical constraints to development of motor skills. In: Thomas JR, organizador. **Motor Development During Childhood and Adolescence**. Louisiana: Burgess Publishing Company; 1986. p. 05-120.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Datasus: Mortalidade – Brasil. 2005. Disponível em: <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sim/cnv/obtuf.def>> Acesso em: 01 de setembro. 2008.

PAI, Y.C., ROGERS, M.W. Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. **Arch. Phys. Méd. Rehabil.**, n. 72, p. 881-885. 1991.

PARTRIDGE, C. J. et al. Recovery from physical disability after stroke: profiles for different levels of starting severity. **Clin. Rehabil.**, v. 7, p.210-217, 1993.

PATRICK, E.; ADA, L. The Tardieu Scale differentiates contracture from spasticity whereas the Ashworth Scale is confounded by it. **Clin. Rehabil.** v. 20, p. 173-82, 2006.

PATTEN, C.; LEXELL, J.; BROWN, H. E. Weakness and strength training in persons with poststroke Hemiplegia: Rationale, method, and efficacy. **J. Rehabil. Res. Dev.**, v.41, n.3A, p.293–312, 2004

PERRACINI, M. R.; RAMOS, L. R. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. **Rev. Saúde Pública**, v. 36, n. 6, p. 709-716. 2002.

PINHO, L. et al. Avaliação isocinética da função muscular do quadril e do tornozelo em idosos que sofrem quedas. **Rev. Bras. Fisioter.**, v. 9, n. 1, p.93-99, 2005.

PODSIADLO, D., RICHARDSON, S. The timed "Up and Go" test: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **J. Am. Geriatr. Soc.**, n. 39, p. 142-148, 1991.

POLLOCK, M. L. e WILMORE, M. L. **Exercícios na saúde e na doença: avaliação e prescrição para prevenção e reabilitação**. 2 ed. Rio de Janeiro: MEDSI, 1229. 718 p.

ROESLER, H. **Desenvolvimento de plataforma subaquática para medições de forças e momentos nos três eixos coordenados para utilização em Biomecânica**. 1997. Tese (Doutorado - Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1997.

ROESLER, H.; HAUPENTHAL, A.; SCHÜTZ, G.R.; SOUZA, P. V. . Dynamometric Analysis of the Maximum Force Applied in Aquatic Human Gait in 1,3 of Immersion. **Gait & Posture**, v. 24, p. 412-417, 2006.

ROESLER, H. et al. Análise comparativa da marcha humana em solo à subaquática em dois níveis de imersão: joelho e quadril. **Rev. Bras. Fisiot.**, v. 8, n. 1, p. 7-12, 2004.

RODOSKY, M. W. et al. The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. **J. Orthop. Res.**, v. 7, p. 266–271, 1989.

ROTHSTEIN, J.M. **Measurement in Physical Therapy**. In: DURWARD, B. R. et al. **Movimento funcional humano: Mensuração e Análise**. São Paulo: Manole, 2001. 233 p.

ROY, G. et al. The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. **Clin. Biomech.**, v. 21, p. 585–593. 2006

ROY, G. et al. Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. **Clin. Biomech.**, v. 22, n. 7, p.795-804, August 2007.

RYERSON, S.D. Hemiplegia. In: UMPHRED, D.A. *Fisioterapia Neurológica*. 2ª ed. São Paulo: Manole, cap. 22, p. 615- 656, 1994.

RYERSON, S.; LEVIT, K. **Functional movement reeducation**. Churchill Livingstone, USA, 1997.

SCHENKMAN M, BERGER RA, RILLEY PO, MANN RW, HODGE WA. Whole-body movements during rising to standing from sitting. **Phys. Ther.**, v. 70, p. 638-651,1990.

SCHENKMAN M, HUGHES MA, SAMSA G, STUDENSKI S. The relative importance of strength and balance in chair rise of functionally impaired older individuals. **J. Am. Geriatr. Soc.**, v. 44, p. 1441-1446, 1996.

SHEPHERD, R.B.; KOH, H.P. Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. **Scand. J. Rehabil Med.** v. 28, p.79–88, 1996.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. **Controle Motor: Teoria e Aplicações Práticas**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2003. 592 p.

SILVA, L. M.; ZARO, M. A. “**SAD 2 VERSÃO (3.0) – Sistema de Aquisição de dados – Manual de Operação**”. Caderno Técnico de Engenharia Mecânica CT07 – DEMEC, Porto Alegre, 1997.

SUNNERHAGEN, K. S. et al. Upper motor neuron lesions: their effect on muscle performance and appearance in stroke patients with minor motor impairment. **Arch. Phys. Méd. Rehabil.**, v. 80, p. 155-61, 1999.

TAUB, E. et al. The learned nonuse phenomenon: implications for rehabilitation. **Eura. Medicophys.**, v. 42, n. 3, p. 241-255, Sep. 2006.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; OLNEY, S. J.; NADEAU, S. Muscle strengthening and physical conditioning to reduce impairment and disability in chronic stroke survivors. **Arch. Phys. Méd. Rehabil.**, v. 80, p. 1211-8, 1999.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F. et al. Fortalecimento muscular e condicionamento físico em hemiplégicos. **Acta Fisiátr.**, v.7, p.108-18, 2000.

TEIXEIRA-SALMELA L.F. *et al.* Musculação e condicionamento aeróbio na performance funcional de hemiplégicos crônicos. **Acta Fisiátr.**, v. 10, n. 2, p. 54-60, 2003.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F. et al. Assimetria e desempenho funcional em hemiplégicos crônicos antes e após programa de treinamento em academia. **Rev. Bras. Fisioter.**, v. 9, n. 2, p.227-233, 2005.

YAMADA, T.; DEMURA, S. Relationships between ground reaction force parameters during a sit-to-stand movement and physical activity and falling risk of the elderly and a comparison of the movement characteristics between the young and the elderly. **Arch. Gerontol Geriat.** v. 48, n. 1, p. 73-77, 2007

WEINER, D. K., et al. When older adults face the chair-rise challenge: a study of chair height availability and heightmodified chair-rise performance in the elderly. **J. Am. Geriatr. Soc.**, 1993;41:6–10.

WHITNEY, S. L. et al. Clinical Measurement of Sit-to-Stand Performance in People With Balance Disorders: Validity of Data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. **Phys. Ther.**, v. 85, n. 10, October 2005

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Surveillance of stroke: The WHO STEPwise approach.** World Health Organization, 2002.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF).** Geneva: WHO. 2001

WOLF, S. et al. Retention of upper limb function in stroke survivors who have received constraint-induced movement therapy: the EXCITE randomised trial. **Lancet Neurol**, v. 7, p. 33-40, 2008.

APÊNDICES

APÊNDICE A



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA

CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS - CEFID

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Título do Projeto: Efeito da altura do assento e restrição do membro inferior não-afetado sobre o desempenho motor de hemiparéticos durante a passagem de sentado para de pé.

Este estudo visa investigar, em indivíduos hemiparéticos devido à Acidente Vascular Encefálico (AVE) (derrame), o efeito combinado da altura do assento e do apoio da perna não-afetada em um step (degrau), sobre a transferência de peso para a perna afetada, apoiada no solo durante a atividade de passar de sentado para de pé (ST-DP). Particularmente o estudo visa verificar a intensidade da transferência de peso para perna apoiada no solo durante passagem de ST-DP a partir de um nível mais alto para um nível mais baixo de assento quando a perna contrária encontra-se apoiado em um step. Além disso, visa verificar, através de filmagem, se a coordenação dos movimentos da perna afetada se modifica quando a perna não afetada esta apoiado em um step e quando o assento esta mais elevado durante passagem de ST-DP

Sua participação no estudo tem como objetivo realizar uma avaliação física de sua capacidade de levantar de uma cadeira enquanto uma de suas pernas está apoiada em um step. A quantidade de peso transferida para a perna apoiada no solo e a coordenação dos movimentos serão verificados. A data e horário para as avaliações no CEFID/UDESC serão previamente marcados. Primeiro você irá levantar de um banco relativamente alto com os dois pés apoiados no solo e logo após repetirá o movimento com um dos pés apoiado em um step. Este mesmo processo será novamente realizado com um banco de altura padrão e todos os movimentos serão filmados.

Os riscos destes procedimentos serão mínimos por envolver somente medições não-invasivas.

Você não terá benefício e/ou vantagens diretas em participar deste estudo, apenas irá contribuir para a análise de um movimento que pode tornar-se importante meio de fortalecimento funcional das pernas em pessoas com problemas de origem neurológica, como o AVE (derrame), ou de origem traumato-ortopédica, assim como para população idosa.

As pessoas que estarão lhe acompanhando serão um fisioterapeuta (André de Souza Rocha) e um professor do curso de Fisioterapia do CEFID/UDESC (Stella Maris Michaelsen).

Você possui a liberdade de desistir ou retirar seu consentimento do estudo a qualquer momento. A sua desistência não causará nenhum prejuízo a sua saúde ou bem estar físico.

A sua identidade será preservada, pois cada indivíduo será identificado por um número. Os resultados obtidos durante este estudo serão mantidos em sigilo, podendo ser utilizados para a produção de artigos técnicos e científicos, sendo seus dados pessoais não mencionados. A sua privacidade será mantida através da não-identificação do seu nome.

PESSOA PARA CONTATO:

Stella Maris Michaelsen

Telefone: 3244 8155, Endereço: Rua Pascoal Simone, 358, Coqueiros,
Florianópolis/SC

TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos de tratamento serão feitas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso _____ .

Assinatura _____ Florianópolis, ____/____/____ .

APÊNDICE B

CONSENTIMENTO PARA FOTOGRAFIAS, VÍDEOS E GRAVAÇÕES

Eu _____
permito que o grupo de pesquisadores relacionados abaixo obtenha fotografia, filmagem ou gravação de minha pessoa para fins de pesquisa, científico, médico e educacional.

Eu concordo que o material e informações obtidas relacionadas à minha pessoa possam ser publicados em aulas, congressos, palestras ou periódicos científicos. Porém, a minha pessoa não deve ser identificada por nome em qualquer uma das vias de publicação ou uso.

As fotografias, vídeos e gravações ficarão sob a propriedade do grupo de pesquisadores pertinentes ao estudo e, sob a guarda dos mesmos.

Nome do paciente/indivíduo:

Assinatura: _____

Nome do Responsável : _____

Assinatura: _____

Se o indivíduo é menor de 18 anos de idade, ou é incapaz, por qualquer razão de assinar, o Consentimento deve ser obtido e assinado por um dos pais ou representante legal.

Equipe de pesquisadores:

Nomes:

Stella Maris Michaelsen

André de Souza Rocha

Data e Local onde será realizado o projeto:

APÊNDICE C

FICHA DE IDENTIFICAÇÃO E AVALIAÇÃO

N.o : _____

Grupo: AVC () SÃOS ()

Data Avaliação: ___/___/___

Participante n : □□□□

Nome do participante: _____

Idade: _____

Sexo: _____

Nome da 'pasta': c:_____ _____ _____ Extensão : _____

SI = simétrico AS = assimétrico 100, 130 = altura banco (% comprimento da perna);

ST= step ES= espontâneo

Lado Acometido/ Não dominante: D E FyA ()

Lado Não acometido/ Dominante: D E FyB ()

Medidas Antropométricas

Altura (cm): _____

Massa (kg): _____

Altura Joelho (sujeito sentado joelho flex. 90°) (cm): _____

*Dist. entre o côndilo lateral do fêmur e o solo no MI Não acometido/ dominante

altura cadeira: 100%= _____ cm; 130%= _____ cm**altura do step:** 25% = _____ cm

Comprimento Coxa (sujeito sentado joelho flex. 90°): _____ cm

*Dist. entre o trocânter maior e o côndilo lateral do fêmur no MI Não acometido/ dominante

1/4 Comp. coxa: _____ cm

Distância bitrocantérica: _____ cm

(= dist. entre os maléolos laterais)

Distância entre os maléolos laterais: _____ cm

Distância interna entre os pés: _____ cm;

Amplitude de Movimento (ADM) Tornozelo: D _____ graus E _____ graus

POSIÇÃO DOS MARCADORES:

M1: 5º metatarso (lateral); **M2** : maléolo lateral; **M3** : côndilo femoral lateral;
M4 : trocânter maior do fêmur; **M5**: crista ilíaca (distância média da largura da pelve)_____ cm;

M6 : acrômio; **M7**: ATM

Calibração Cinemática

H=

L=

Calibração Plataformas

FyA (alumínio): arquivo_____

FyB (ferro): arquivo_____

Calibração Peso dos sujeitos em cada plataforma

FyA (alumínio): arquivo_____

FyB (ferro): arquivo_____

Posições e Arquivos

Espontâneo (ES): posição dos pés auto-selecionada.

Simétrico (SI): ambos os pés com 10º de dorsiflexão do tornozelo, distância entre o bordo lateral dos pés igual a dist. bitrocantérica, MI Não-acometido/dominante e MI Acometido/Não-dominante nas P.F.

Assimétrico (AS): MI Afetado/Não-dominante com 10º de dorsiflexão do tornozelo, MI Não-afetado/dominante à frente com 0º de dorsiflex., distância entre os maléolos laterais igual a dist. bitrocantérica, ambos os pés diretamente nas P.F.,

Step (ST): 10º de dorsiflexão do tornozelo, distância entre o bordo lateral dos pés igual a dist. bitrocantérica, MI Não-acometido/dominante no step e MI Acometido/Não-dominante na P.F.

Banco 100%**Espontáneo 100%:**

1 _____ No. video: _____

2 _____ No. video: _____

3 _____ No. video: _____

4 _____ No. video: _____

5 _____ No. video: _____

Anuladas

1 No. video: _____

2 No. video: _____

3 No. video: _____

4 No. video: _____

5 No. video: _____

Pés SI 100%:

1 _____ No. video: _____

2 _____ No. video: _____

3 _____ No. video: _____

4 _____ No. video: _____

5 _____ No. video: _____

Anuladas

1 No. video: _____

2 No. video: _____

3 No. video: _____

4 No. video: _____

5 No. video: _____

Pés AS 100%:

Calib Zero _____

1 _____ No. video: _____

2 _____ No. video: _____

3 _____ No. video: _____

4 _____ No. video: _____

5 _____ No. video: _____

Anuladas

1 No. video: _____

2 No. video: _____

3 No. video: _____

4 No. video: _____

5 No. video: _____

Pé ST 100%:

Calib Zero _____

1 _____ No. video: _____

2 _____ No. video: _____

3 _____ No. video: _____

4 _____ No. video: _____

5 _____ No. video: _____

Anuladas

1 No. video: _____

2 No. video: _____

3 No. video: _____

4 No. video: _____

5 No. video: _____

Banco 130%**Espontáneo 130%:**

Anuladas

1 _____ No. video: _____

1 No. video: _____

2 _____ No. video: _____

2 No. video: _____

3 _____ No. video: _____

3 No. video: _____

4 _____ No. video: _____

4 No. video: _____

5 _____ No. video: _____

5 No. video: _____

Pés SI 130%:

Anuladas

Calib Zero _____

1 _____ No. video: _____

1 No. video: _____

2 _____ No. video: _____

2 No. video: _____

3 _____ No. video: _____

3 No. video: _____

4 _____ No. video: _____

4 No. video: _____

5 _____ No. video: _____

5 No. video: _____

Pés AS 130%:

Anuladas

1 _____ No. video: _____

1 No. video: _____

2 _____ No. video: _____

2 No. video: _____

3 _____ No. video: _____

3 No. video: _____

4 _____ No. video: _____

4 No. video: _____

5 _____ No. video: _____

5 No. video: _____

Pé ST 130%:

Anuladas

1 _____ No. video: _____

1 No. video: _____

2 _____ No. video: _____

2 No. video: _____

3 _____ No. video: _____

3 No. video: _____

4 _____ No. video: _____

4 No. video: _____

5 _____ No. video: _____

5 No. video: _____

APÊNDICE D

ESTUDO PILOTO

I OBJETIVOS

1.1 Objetivo geral

- Avaliar a viabilidade do estudo e o protocolo de coleta de dados.

1.2 Objetivos específicos

- Familiarização dos pesquisadores ao protocolo de coletas e à utilização da instrumentação.
- Estabelecer critérios para processamento dos dados cinéticos a partir das plataformas de força.
- Averiguar o tempo total para coleta dos dados.
- Analisar possíveis variáveis que possam interferir no estudo e devam ser controladas.

II MÉTODO

2.1 Local e data

O estudo piloto foi realizado nos meses de junho e julho de 2008 no Laboratório de Pesquisas em Biomecânica Aquática do CEFID-UDESC.

2.2 Sujeitos do estudo

Participaram do estudo piloto 4 indivíduos idosos de ambos os sexos com idade igual ou superior a 60 anos de idade. Os participantes deveriam ter a capacidade de executar ordens simples, possuir marcha independente e conseguir levantar-se de uma cadeira sem o auxílio dos membros superiores. Nenhum dos indivíduos envolvidos apresentava histórico de fraturas ou doenças osteoarticulares relacionadas aos membros inferiores; limitações articulares importantes em quadril, joelho e/ou tornozelo (ângulo mínimo de dorsiflexão de tornozelo de 10º) uni ou bilaterais e diagnóstico de patologias neurológicas.

Aos indivíduos selecionados foi entregue um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), aprovado pelo Comitê de Ética da Instituição nº 37/2007, bem como um consentimento para fotografias, vídeos e gravações com informações a respeito dos procedimentos aos quais serão submetidos e suas respectivas finalidades. Após serem esclarecidos a cerca dos procedimentos a serem realizados e terem sido assinados os devidos termos de consentimento foi dado início a coleta de dados.

2.3 Procedimentos

Primeiramente foi realizada a organização do ambiente do laboratório procedendo-se com o devido posicionamento e calibração da câmera de vídeo

assim como das plataformas de força. Os sujeitos envolvidos preencheram uma ficha com dados sócio-demográficos (nome, idade, sexo) e antropométricos de cada sujeito: altura (cm), peso (kg), altura do joelho (distância compreendida entre a cabeça fíbula e o solo), comprimento da coxa (distância entre o trocânter maior e o côndilo lateral do fêmur), distância bitrocantérica e ADM do tornozelo.

Para definir a dominância do membro inferior dos sujeitos, foi questionado qual o MI seria utilizado para o mesmo chutar uma bola. Para confirmar este dado foi feita análise da porcentagem de peso corporal descarregada sobre a plataforma de força, com o sujeito em pé, parado, com um pé sobre cada plataforma, durante 10 segundos para verificar em qual membro foi descarregada maior porcentagem de peso corporal (dominante).

Marcadores (M) reflexivos foram posicionados nos indivíduos nas articulações de interesse do hemicorpo correspondente ao membro inferior não-dominante (ND) sobre pontos anatômicos que incluíram a M1: articulação temporo-mandibular (ATM), M2: o acrômio, M3: o ponto médio da crista ilíaca, M4: o trocânter maior do fêmur, M5: o côndilo lateral do joelho, M6: o maléolo lateral, M7: cabeça do quinto metatarso e M8: calcâneo.

2.4 Instrumentos

Para análise da componente vertical (F_z) da força de reação do solo (FRS) foram utilizadas duas plataformas de força extensométricas desenvolvidas por Roesler (1997) confeccionadas com extensômetros de resistência elétrica (*strain gauges*) e possuem dimensões de 500 x 500mm, carga máxima/sensibilidade: de 4000 a 2N, frequência natural de 60 Hz e erro menor que 1 %. A frequência de

aquisição foi de 600Hz. A máxima força vertical exercida pelo MIND na plataforma durante a fase de elevação do corpo, expressa em porcentagem de peso corporal foi considerada para análise. A filmagem da tarefa ocorreu no plano sagital (2D) utilizando-se uma filmadora digital da marca Panasonic modelo NV-GS85 Mini DV com taxa de aquisição de 30 Hz sincronizada com as plataformas de força, posicionada perpendicularmente ao membro inferior não-dominante (ND).

2.5 Coleta de dados

Os indivíduos foram orientados a realizar os movimentos de ST-DP descalços a partir de um banco com altura ajustável, sem apoio para as costas e sem suporte para os membros superiores, que estavam cruzados junto ao tórax. O movimento foi realizado em duas alturas de assento em ordem randomizada: normal (N) e elevada (E) correspondendo respectivamente a 100% e 130% da altura do joelho.

Foram adotadas quatro posições de pés para cada altura de cadeira: (1) espontânea (ES): nenhuma instrução é oferecida sobre a posição inicial dos pés; (2) simétrica (SI): ambos os pés posicionados posteriormente com 10° de dorsiflexão de tornozelo; (3) assimétrica (AS): pé do membro inferior não-dominante posicionado posteriormente com 10° de dorsiflexão de tornozelo e pé contralateral mantido à frente - zero graus (0°) de dorsiflexão de tornozelo; (4) step (ST): pé do membro inferior não dominante apoiado em um step com o pé contralateral mantido ao nível do solo, ambos os pés posicionados posteriormente com 10° de dorsiflexão de tornozelo. A posição espontânea foi realizada sempre primeiro, em cada altura de cadeira sendo as demais posições randomizadas, assim como a altura da cadeira.

Os participantes realizaram cada movimento cinco (5) vezes, sendo selecionadas para análise somente a segunda, terceira e quarta tentativas. Adequado tempo de repouso entre os movimentos foi oferecido visando evitar a ocorrência de fadiga.

2.6 Análise de dados

Após a categorização dos indivíduos, suas curvas de força foram analisadas através das seguintes etapas: (1) aplicação do coeficiente de calibração e filtragem (filtro Butterworth 4a ordem passa baixa, frequência de corte de 5 Hz) (MESSIER et al., 2004); (2) normalização pelo peso corporal (3) verificação dos valores das curvas de força (componente vertical); (4) normalização do tempo; (5) confecção das médias. Os dados foram armazenados, processados e analisados em um Microcomputador Pentium II instalado o sistema de aquisição e tratamento de dados SAD32®. Optou-se por analisar somente os dados cinéticos em virtude do pouco tempo hábil para averiguação complementar dos dados cinemáticos.

2.7 Análise Estatística

Para comparação das variáveis cinéticas estudadas utilizamos ANOVA dois fatores, tendo como fatores: posição dos pés (espontânea, simétrica, assimétrica e step) e a altura do assento (normal, elevado). Os resultados são apresentados como médias e desvio-padrão dos escores, considerando-se um nível de significância (p) $< 0,05$.

2.8 Resultados

Caracterização dos participantes

As características relativas aos sujeitos avaliados estão descritas na Tabela 1. A média de idade encontrada nos idosos foi de 69 ± 6.4 anos com peso médio de $60,8 \pm 0.1$ kg e altura de $1,63 \pm 1.9$ m. O comprimento médio das pernas dos sujeitos foi de $43,3 \pm 2,7$ cm.

Tabela 1. Caracterização dos participantes do estudo piloto.

Sujeitos	Sexo	idade	altura (m)	Massa(kg)	comprimento da perna (cm)
5	Masculino	68	1,63	56	42,5
6	Feminino	78	1,57	52,8	44
7	Masculino	67	1,77	78,5	46,5
8	Feminino	63	1,54	56	40

Força de reação do solo

A Figura 17 apresenta o resultado qualitativo de um participante representativo comparando as curvas de força vertical (Fz).

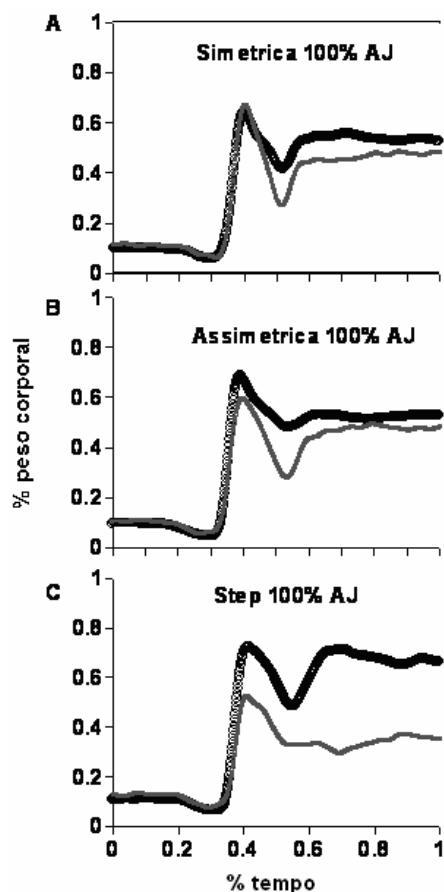


Figura 17. Curva de Fz expressa em % de peso corporal nas posições simétrica, assimétrica e step de um participante do estudo piloto. Linha preta corresponde ao MID e linha cinza ao MIND.

Independentemente da altura do assento foi encontrada diferença significativa na componente vertical da força de reação do solo na perna não-dominante em relação à posição dos pés, ($F_{(3,18)}=6,052$, $p=0,05$). Os contrastes revelaram diferença significativa entre as posições espontânea (1) e assimétrica (2); $p=0,006$ e espontânea (1) x step (4); $p=0,01$ (Figura 17 A e B). Os resultados entre as diferenças de alturas do assento (100% e 130%), não se revelaram significativos.

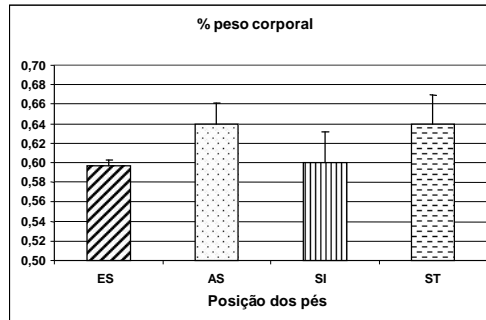


Figura 18A. Banco 100%.

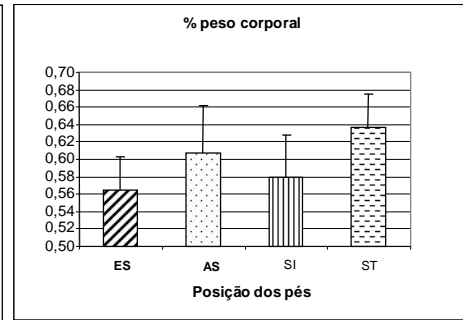


Figura 18B. Banco 130%.

Figura 18A e 18B. Porcentagem de peso corporal correspondente às diferentes posições dos pés adotadas 1-espontânea; 2-assimétrica; 3-simétrica; 4-step, com altura do banco igual a 100% (A) e 130% (B) da altura do joelho.

Tempo de coleta: O tempo necessário para organização do ambiente de coleta foi de aproximadamente 60 minutos. A assinatura do termo de consentimento, preenchimento da ficha de identificação e avaliação, além da preparação dos indivíduos (medidas antropométricas e posicionamento dos marcadores reflexivos) dependeu cerca de 30 minutos. Os dados cinéticos e cinemáticos foram coletados um tempo aproximado de 60 minutos. No total, os participantes permaneceram cerca de 90 minutos envolvidos com os procedimentos da pesquisa.

ANEXOS

ANEXO A

CARTA DE APROVAÇÃO DO COMITE DE ÉTICA



Florianópolis, 22 de julho de 2008

Nº. de Referência 70/2008

A(o) Pesquisador(a) Prof(a). Stella Maris Michaelsen
Prezada(os) Senhora(es),

Analisamos o projeto de pesquisa intitulado “Efeito da altura do assento e restrição do membro inferior não afetado sobre o desempenho motor de hemiparéticos durante a passagem de sentado para de pé” enviado previamente por V. S.^a. Desta forma, vimos por meio desta, comunicar que o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos tem como resultado à **Aprovação** do referido projeto.

Este Comitê de Ética em Pesquisa segue as Normas e Diretrizes Regulamentadoras da Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – Resolução CNS 196/96, criado para defender os interesses dos sujeitos da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos.

Gostaria de salientar que quaisquer alterações do procedimento e metodologia que houver durante a realização do projeto em questão e, que envolva os indivíduos participantes, deverão ser informadas imediatamente ao Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos.

Duas vias do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido deverão ser assinadas pelo indivíduo pesquisado ou seu representante legal. Uma cópia deverá ser entregue ao indivíduo pesquisado e a outra deverá ser mantida pelos pesquisadores por um período de até cinco anos, sob sigilo.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Rudney da Silva
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos – UDESC

Prof. Msc. Elisabete Maria de Oliveira
Vice-Presidente do CEPISH - UDESC

ANEXO B

ESCALA DE ASHWORTH MODIFICADA POR BOHANNON e SMITH, 1987

0	Sem aumento de tônus
1	Leve aumento do tônus muscular, manifestado na preensão ou por resistência mínima ao final da ADM quando o segmento(s) é movido em flexão ou extensão.
1 +	Leve aumento do tônus muscular, manifestado pela preensão, seguido por resistência mínima em todo restante (menos da metade) da ADM.
2	Aumento mais acentuado do tônus muscular em quase toda a ADM, mas a parte ou as partes afetadas movem-se facilmente.
3	Aumento considerável do tônus muscular, movimento passivo difícil.
4	Parte ou partes afetadas rígidas em flexão ou extensão.

Extraída de Bohannon e Smith, 1987.

ANEXO C
AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO MOTORA

TESTE DE FUGL- MEYER

Parte II - Membro Inferior

Identificação

Nome:

Data:

Sessão: 1 2 3 4

Lado acometido: Esquerdo Direito

I. Atividade Reflexa

0 1 2

Flexores (aquileo, flexores do joelho)

Extensores (reflexo rotuliano)

Total 4

0: Ausência de reflexos;

2: Presença de reflexos.

II. Sinergias de Flexão

Coxo-femoral Flexão

Joelho Flexão

Tornozelo Dorsi-flexão

0: Nenhum movimento;

1: Movimento parcialmente realizado;

2: Movimento normal.

Extensão

Coxo-femoral Extensão

Adução

Joelho Extensão

Tornozelo Flexao Plantar

0: Nenhum movimento;

1: Movimento com pequena resistencia;

2: Movimento comparavel ao lado bom.

14

TESTE DE FUGL- MEYER

III. Movimentos combinando a sinergia de flexão e de extensão

	0	1	2
a. Flexão do joelho além de 90°	0	0	0
<i>0: Nenhum movimento</i> <i>1: Movimento parcial (até 90°)</i> <i>2: Movimento normal (além de 90°)</i>			
b. Dorsi-flexão do tornozelo	0	0	0
<i>0: Nenhum movimento</i> <i>1: Movimento parcial (amplitude parcial e/ou inversão do tornozelo)</i> <i>2: Movimento normal (amplitude normal sem inversão do tornozelo)</i>			

Total

IV. Movimentos voluntários com pouca ou fora das sinergias

a. Flexão do joelho > 90° sem flexão da coxo-femoral	0	0	0
<i>0: Nenhum movimento</i> <i>1: Movimento parcial (amplitude parcial e/ou coxo-femoral flexiona)</i> <i>2: Movimento normal</i>			
b. Dorsi-flexão do tornozelo	0	0	0
<i>0: Nenhum movimento</i> <i>1: Movimento parcial (amplitude parcial e/ou inversão do tornozelo)</i> <i>2: Movimento normal</i>			

Total

<p style="text-align: center;">TESTE DE FUGL- MEYER</p>

0 1 2

V. Atividade Reflexa Normal

Aquileo, rotuliano e flexores do joelho

0 0 0

- 0: 2 a 3 reflexos fásicos são hiperativos*
1: um reflexo hiperativo, ou 2 reflexos estão ativos
2: nenhum está hiperativo

Total

VI. Coordenação/velocidade (tornozelo-jelho lado oposto, 5 vezes)

a. Tempo para 5 repetições

Esquerda Direita

b. Tremor

0 0 0

c. Dismetria

- 0: incoordenação marcada*
1: ligeira incooedenação
2: movimento coordenado

0 0 0

d. Velocidade

- 0: 6 segundos a mais do que no lado não afetado*
1: 2 _ 5 segundos a mais do que no lado não afetado
2: < 2 segundos de diferença

0 0 0

Total

Grande total

34

ANEXO D

Teste de levantar-se e andar**Nome:****Idade:****Data:**

Objetivo: Monitorização rápida para detectar os problemas de equilíbrio que afetam as capacidades de mobilidade diária das pessoas idosas

Avalia:

O tempo necessário para o sujeito:

- se levantar de uma cadeira com apoio de braço (45 cm de altura)
- caminhar uma distância de 3 metros
- virar-se
- retornar a cadeira e sentar-se.

O sujeito executa o teste com seu sapato usual, seu auxílio mecânico usual. Faz uma prática antes do teste.

Tempo (segundos)	Interpretação

Interpretação:

< 10 segundos – indivíduo totalmente independente

< 20 segundos – independente para as transferências principais, a maioria caminha sem auxílio mecânico ou com uma bengala, a velocidade de marcha é ao menos 0.5 m/seg (velocidade mínima para atravessar a rua). São capazes de subir escadas e sair sozinhos.

Entre 20 e 29 segundos – muita variabilidade ao nível do equilíbrio, da velocidade de marcha e da capacidade funcional.

≥ 30 segundos – em geral necessita de auxílio para as transferências, para as escadas ou para caminhar fora de casa.

Analisar além do tempo os parâmetros da marcha (simetria, comprimento do passo, balanço dos membros superiores, postura do tronco), a virada e a segurança.