

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ  
ESCOLA POLITÉCNICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**SUZANE KETLYN MARTELLO**

**REPETIBILIDADE E MÍNIMA MUDANÇA DETECTÁVEL DE VARIÁVEIS  
POSTUROGRÁFICAS E SUA APLICAÇÃO NA AVALIAÇÃO DE UM TREINO DE  
MARCHA PARA INDIVÍDUOS PÓS AVE**

**CURITIBA**

**2015**

**SUZANE KETLYN MARTELLO**

**REPETIBILIDADE E MÍNIMA MUDANÇA DETECTÁVEL DE VARIÁVEIS  
POSTUROGRÁFICAS E SUA APLICAÇÃO NA AVALIAÇÃO DE UM TREINO DE  
MARCHA PARA INDIVÍDUOS PÓS AVE**

Documento para Defesa de Mestrado apresentado ao Programa de Pós Graduação em Tecnologia em Saúde. Área de concentração: Avaliação de Tecnologia em Saúde, da Escola Politécnica da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde.

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Elisangela Ferretti Manffra

**CURITIBA**

**2015**

Dados da Catalogação na Publicação  
Pontifícia Universidade Católica do Paraná  
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR  
Biblioteca Central

M376r Martello, Suzane Ketlyn  
2015 Repetibilidade e mínima mudança detectável de variáveis posturográficas e sua aplicação na avaliação de um treino de marcha para indivíduos pós AVE / Suzane Ketlyn Martello ; orientadora, Elisângela Ferretti Manffra. -- 2015  
86 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná,  
Curitiba, 2015  
Bibliografia: f. 60-69

1. Acidente vascular cerebral. 2. Marcha humana. 3. Corpo – Peso.  
I. Manffra, Elisângela Ferretti, 1973. II. Pontifícia Universidade Católica do  
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. III. Título.

CDD 20. ed. – 610.28

**ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 213**

**ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: TECNOLOGIA EM SAÚDE**

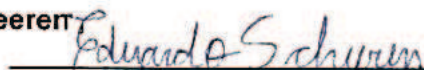
Aos 29 dias do mês de abril de 2015, no Auditório Guglielmo Marconi realizou-se a sessão pública de Defesa da Dissertação: "REPETIBILIDADE E MÍNIMA MUDANÇA DETECTÁVEL DE VARIÁVEIS POSTUROGRÁFICAS E SUA APLICAÇÃO NA ANÁLISE DE UM TREINO DE MARCHA ASSOCIADO AO SUPORTE DE PESO PARA INDIVÍDUOS PÓS AVE", apresentada pela aluna **Suzane Ketlyn Martello**, sob orientação da **Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Elisangela Ferretti Manfra**, como requisito parcial para a obtenção do título de **Mestre em Tecnologia em Saúde**, perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

**Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Elisangela Ferretti Manfra**,  
PUCPR (Presidente)

  
(assinatura)

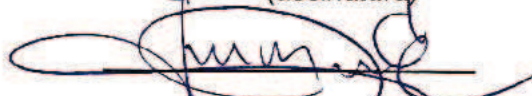
APROVADO  
(Aprov/Reprov.)

**Prof. Dr. Eduardo Mendonça Scheerer**  
PUCPR (Examinador)

  
(assinatura)

Aprovado  
(Aprov/Reprov.)

**Prof. Dr. Marcos Duarte**,  
UFABC (Examinador)

  
(assinatura)

APROVADO  
(Aprov/Reprov.)

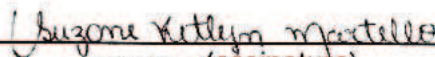
Início: 15:00 Término: 16:30

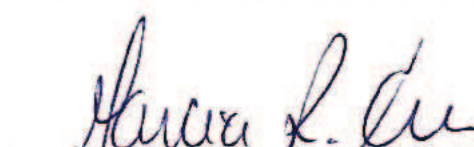
Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado APROVADO (aprovado/reprovado), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora.

Observações: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

O(a) aluno(a) está ciente que a homologação deste resultado está condicionada: (I) ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora, que determina um prazo de 30 dias para o cumprimento dos requisitos; (II) entrega da dissertação em conformidade com as normas especificadas no Regulamento do PPGTS/PUCPR; (III) entrega da documentação necessária para elaboração do Diploma.

ALUNO(A): Suzane Ketlyn Martello

  
(assinatura)

  
Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Marcia Regina Cubas,  
Coordenadora do PPGTS PUCPR



## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, meu melhor amigo, por caminhar sempre comigo e me abençoar em cada escolha que fiz para poder chegar até aqui. Obrigada por todas as dificuldades que enfrentei, pois elas me fizeram mais forte. E obrigada por me ajudar a vencê-las e, dessa forma, me sentir capaz.

Ao meu esposo, Jean Rodrigo, por estar sempre ao meu lado, pelo seu amor, apoio e confiança, e por sempre acreditar em mim.

À minha orientadora, professora Dra. Elisangela Ferretti Manffra, por todo o seu ensinamento, dedicação e paciência. Reconheço que todo meu aprendizado durante esses dois anos de Mestrado devem-se à sua orientação.

À minha família e amigos, pelo carinho e incentivo, e por entenderem meus momentos de ausência.

As minhas amigas de Mestrado, Juliana, Katren e Gisele, pela amizade e companheirismo.

À CAPES e Fundação Araucária, pelo fomento dessa pesquisa.

À PUC-PR e aos meus professores, por contribuírem na formação de bons profissionais e pesquisadores.

E não poderia esquecer dos participantes dessa pesquisa, por disponibilizarem seu tempo, mesmo sem saber se os resultados seriam positivos.

*Nas grandes batalhas da vida,  
o primeiro passo para a vitória  
é o desejo de vencer.*

Mahatma Gandhi

## RESUMO

Déficits no controle postural são frequentemente observados após um episódio de Acidente Vascular Encefálico, e diferentes programas de intervenção vem sendo desenvolvidos para acelerar o processo de reabilitação desses indivíduos, como o treino locomotor com suporte parcial de peso. Porém, os resultados quanto à sua superioridade em relação à abordagem fisioterapêutica convencional no desenvolvimento de habilidades motoras são contraditórios. A avaliação dos efeitos de programas de reabilitação sobre o controle postural tipicamente é realizada por meio de escalas funcionais, como a Escala de Equilíbrio de Berg, e pela posturografia. As variáveis posturográficas de sincronização entre os membros inferiores, simetria de descarga de peso e amplitude de oscilação postural foram propostas como medidas independentes e importantes na compreensão dos mecanismos envolvidos no controle postural de indivíduos pós Acidente Vascular Encefálico. Apesar disso, até o presente momento não foram encontrados estudos que tenham reportado a repetibilidade e mínima mudança detectável dessas variáveis, cruciais para determinar a utilidade clínica de medidas de avaliação e saber se a mudança observada pode ser considerada real. O objetivo do presente estudo foi determinar a repetibilidade intrassessão e intersessão e a mínima mudança detectável de variáveis posturográficas e aplicá-las na análise dos efeitos de um programa de treino locomotor com suporte de peso sobre o controle postural de indivíduos pós AVE. Para a determinação da repetibilidade e mínima mudança detectável, 16 indivíduos pós Acidente Vascular Encefálico realizaram três *trials* de posturografia em uma posição padronizada, com duas plataformas de força, em dois momentos, teste e reteste, com intervalo de 2 a 7 dias. Os cálculos de repetibilidade foram realizados por meio do coeficiente de correlação intraclases, e a mínima mudança detectável foi calculada a partir do coeficiente de correlação intraclases intersessão e do erro padrão da medida. A aplicação na análise dos efeitos do TLSP sobre o controle postural foi realizada com 8 indivíduos pós AVE, dos quais 3 estavam alocados no grupo controle, que recebeu 40 min de fisioterapia convencional, e 5 no grupo estudo, que além da fisioterapia convencional recebeu 20 min adicionais de TLSP. A mediana do número de atendimentos realizados foi 16 (8 – 21) para o GC e 20 (8 – 23) para o GE. Os resultados foram comparados com a mínima mudança detectável determinada. Repetibilidade intersessão boa à excelente foi encontrada para todas as variáveis, cujos coeficientes de correlação intraclases variaram entre 0,55 e 0,97, sugerindo que as mesmas mantem-se estáveis nesse período de tempo, mas somente a simetria de descarga de peso e amplitude de oscilação postural anteroposterior apresentaram excelente repetibilidade, tanto nas análises intrassessão como intersessão, motivando suas escolhas como medidas de potencial uso clínico. Com relação aos efeitos do treino locomotor, apenas três das nove variáveis posturográficas estudadas não obtiveram mudança superior à mínima mudança detectável para todos os participantes. Já a Escala de Equilíbrio de Berg apresentou evolução superior à mínima mudança detectável para todos os participantes do Grupo Controle e em dois participantes do Grupo Estudo.

**Palavras-chave:** Repetibilidade, centro de pressão, posturografia, acidente vascular encefálico, treino locomotor com suporte de peso.

## ABSTRACT

Impairments in postural control are often after stroke and different programs have been developed in the rehabilitation of these patients, such as body weight supported training. However, its superiority in relation to conventional therapy in the development of motor skills is contested. The assessment of the effects of rehabilitation programs on postural control is typically performed using functional assessments, such as the Berg Balance Scale and the posturography. The posturographic variables of synchronization between the legs, stance load symmetry and amplitude of postural sway were proposed as independent and important measures in understanding the mechanisms under postural control after stroke. Nevertheless, there are no studies to date that reported the repeatability and minimal detectable change of these variables, which are crucial to determine the clinical utility of evaluation measures. The aim of this study was to determine the intrasession and intersession repeatability and the minimal detectable change of posturographic variables and apply it in the analysis of the effects of a body weight supported training program on postural control of individual after stroke. To determine the repeatability and minimal detectable change, 16 post stroke subjects performed three trials of posturography in a standard position, with two force platforms, on two occasions, test and retest, with 2-7 days of interval. The calculations of repeatability were performed using the intraclass correlation coefficient, and the minimal detectable change was made from the intraclass correlation coefficient intersession and standard error of measurement. The application in the analysis of the effects of locomotor training on postural control was performed with 8 post stroke subjects, of which 3 was allocated in the control group that received 40 min of conventional physical therapy, and 5 in the study group that received 20 min of body weight supported training in addition to conventional therapy. The median number of sessions provided was 16 (8-21) for the control group and 20 (8-23) for the study group. The results were compared with the established minimal detectable change. Good-excellent intersession repeatability were found for all variables, suggesting that they keep stable over that period of time, but only the stance load symmetry and amplitude of anteroposterior postural sway showed excellent repeatability, both in intrasession and intersession analysis, motivating its choices as potential clinical use measures. With respect to the effects of locomotor training, only three of the nine posturographic variables didn't present changes above the minimal detectable change in any subjects. The Berg Balance Scale showed an increase in all participants in the control group and in two of the study group, whose changes were above the minimal detectable change already established in the literature.

**Keywords:** Repeatability, center of pressure, posturography, stroke, body weight supported training.



## LISTA DE FIGURAS

|  |    |
|--|----|
| Figura 1 - Reações Posturais.....  | 20 |
| Figura 2 - Plataforma de força AMTI (OR6-7-1000).....  | 22 |
| Figura 3 - Trajetória do CP sob cada pé separadamente, e do CP resultante entre os dois pés.....   | 23 |
| Figura 4 - Gráficos da oscilação AP e ML do CP e Covariância Cruzada.....  | 25 |
| Figura 5 - Aparelho de suporte de peso (Biodex).....   | 26 |
| Figura 6 - Posição padronizada do posicionamento dos pés.....  | 35 |
| Figura 7 - Fluxograma com os detalhes do processo de inclusão e exclusão dos participantes na etapa do estudo referente à avaliação dos efeitos do TLSP sobre o controle postural..... | 39 |
| Figura 8 - Fluxograma com os procedimentos na etapa do estudo referente à avaliação dos efeitos do TLSP sobre o controle postural .....  | 41 |
| Figura 9 - Posturografia Estática.....   | 43 |
| Figura 10 - TLSP em solo e em esteira.....   | 46 |

## LISTA DE TABELAS

|  |    |
|--|----|
| Tabela 1 - Características da amostra .....  | 33 |
| Tabela 2 - Dados demográficos e clínicos .....   | 38 |
| Tabela 3 - Valores de mediana, mínimo e máximo das variáveis posturográficas .....                           | 47 |
| Tabela 4 - CCI intrassessão do teste e do reteste .....  | 48 |
| Tabela 5 - CCI intersessão e MMD .....   | 48 |
| Tabela 6 - Número de atendimentos previstos e realizados .....   | 49 |
| Tabela 7 - Valores das variáveis posturográficas para cada participante no momento pré intervenção.....      | 49 |
| Tabela 8 - Valores das variáveis posturográficas para cada participante no momento pós intervenção.....      | 50 |
| Tabela 9 - Diferenças obtidas para as variáveis posturográficas entre os momentos pré e pós intervenção..... | 50 |
| Tabela 10 - Escores obtidos na EEB nos três momentos de avaliação .....                                      | 51 |
| Tabela 11 - Diferenças entre as semanas de avaliação na EEB .....  | 51 |

## LISTA DE QUADROS

|   |    |
|---|----|
| Quadro 1 - Relação das variáveis estudadas e respectivas siglas adotadas..... | 37 |
|---|----|

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

|       |  |
|-------|--|
| AVD's | Atividades de Vida Diária              |
| AVE   | Acidente Vascular Encefálico           |
| AP    | Anteroposterior                        |
| CCI   | Coeficiente de correlação intraclasses |
| CE    | Condição Experimental                  |
| CEP   | Comitê de Ética em Pesquisa            |
| CG    | Centro de Gravidade                    |
| CHR   | Centro Hospitalar de Reabilitação      |
| CM    | Centro de Massa                        |
| CP    | Centro de Pressão                      |
| EPM   | Erro Padrão da Medida                  |
| FA    | Frequência de Aquisição                |
| FAC   | <i>Functional Ambulation Category</i>  |
| FC    | Frequência Cardíaca                    |
| FRS   | Força de Reação do Solo                |
| Fx    | Força em x                             |
| Fy    | Força em y                             |
| Fz    | Força em z                             |
| GC    | Grupo Controle                         |
| GE    | Grupo Estudo                           |
| Hz    | Hertz                                  |
| IMC   | Índice de Massa Corporal               |
| MI    | Membro Inferior                        |
| MMD   | Mínima Mudança Detectável              |
| MMII  | Membros Inferiores                     |
| ML    | Médio-lateral                          |
| MMSS  | Membros Superiores                     |
| Mx    | Momento em torno do eixo x             |
| My    | Momento em torno do eixo y             |
| Mz    | Momento em torno do eixo z             |
| kg    | Quilograma                             |
| PA    | Pressão Arterial                       |

PUCPR Pontifícia Universidade Católica do Paraná  
SUS Sistema Único de Saúde  
TCLE Termo de Consentimento Livre e Esclarecido  
TLSP Treino Locomotor com Suporte de Peso

## SUMÁRIO

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| <b>1</b> | <b>INTRODUÇÃO</b> .....   | <b>13</b> |
| 1.1      | OBJETIVO GERAL.....   | 17        |
| 1.2      | OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....  | 17        |
| <b>2</b> | <b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....  | <b>18</b> |
| 2.1      | CONTROLE POSTURAL.....  | 18        |
| 2.2      | CONTROLE POSTURAL NO AVE .....  | 20        |
| 2.3      | AVALIAÇÃO POSTUROGRÁFICA NO AVE .....   | 21        |
| 2.4      | TREINO LOCOMOTOR COM SUPORTE DE PESO .....  | 26        |
| 2.5      | REPETIBILIDADE E MÍNIMA MUDANÇA DETECTÁVEL.....   | 28        |
| <b>3</b> | <b>METODOLOGIA</b> .....  | <b>32</b> |
| 3.1      | MÉTODO PARA DETERMINAÇÃO DA REPETIBILIDADE E MMD DE VARIÁVEIS POSTUROGRÁFICAS PARA INDIVÍDUOS PÓS AVE ..... | 33        |
| 3.1.1    | Amostra para determinação da repetibilidade e MMD.....  | 33        |
| 3.1.2    | Procedimentos para a determinação da repetibilidade e MMD .....   | 34        |
| 3.1.2.1  | <i>Aquisição dos dados do CP</i> .....  | 34        |
| 3.1.2.2  | <i>Processamento dos sinais do CP</i> .....   | 35        |
| 3.1.3    | Análise estatística para a determinação da repetibilidade e MMD .....                                       | 37        |
| 3.2      | MÉTODO PARA ANÁLISE DOS EFEITOS DO TLSP SOBRE O CONTROLE POSTURAL.....                                      | 38        |
| 3.2.1    | Amostra para análise dos efeitos do TLSP sobre o controle postural .....                                    | 38        |
| 3.2.2    | Procedimentos para a análise dos efeitos do TLSP sobre o controle postural                                  | 40        |
| 3.2.2.1  | <i>Avaliações</i> .....   | 43        |
| 3.2.2.2  | <i>Intervenção</i> .....  | 44        |
| 3.2.3    | Análise estatística dos efeitos do TLSP sobre o controle postural .....                                     | 46        |
| <b>4</b> | <b>RESULTADOS</b> .....   | <b>47</b> |
| 4.1      | RESULTADOS DA DETERMINAÇÃO DA REPETIBILIDADE E MMD.....   | 47        |

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| 4.2      | RESULTADOS DA ANÁLISES DOS EFEITOS DO TLSP SOBRE O CONTROLE POSTURAL..... | 48        |
| <b>5</b> | <b>DISCUSSÃO .....</b>  | <b>52</b> |
| 5.1      | DISCUSSÃO DA DETERMINAÇÃO DA REPETIBILIDADE E MMD.....                    | 52        |
| 5.2      | DISCUSSÃO DOS EFEITOS DO TLSP SOBRE O CONTROLE POSTURAL                   | 54        |
| <b>6</b> | <b>CONCLUSÃO.....</b>   | <b>58</b> |
|          | <b>REFERÊNCIAS.....</b>   | <b>59</b> |
|          | <b>APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO .....</b>      | <b>69</b> |
|          | <b>APÊNDICE B - FICHA DE AVALIAÇÃO.....</b>                               | <b>73</b> |
|          | <b>APÊNDICE C - FICHA DE EVOLUÇÃO .....</b>                               | <b>75</b> |
|          | <b>ANEXO A - PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP .....</b>                     | <b>77</b> |
|          | <b>ANEXO B - ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG – VERSÃO BRASILEIRA .....</b>   | <b>80</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

A manutenção do controle postural é uma tarefa complexa que envolve a interação entre diversos sistemas (DUTTON, 2010), cujas alterações culminam em déficits de equilíbrio (AIKAWA, BRACCIALLI E PADULA, 2006), como pode ser observado com o avanço da idade, devido ao processo de senescência (NAKAMURA, TSUCHIDA E MANO, 2001) e em algumas patologias, como no Acidente Vascular Encefálico (AVE) (ROERDINK *et al.*, 2006).

O AVE origina-se de uma interrupção do fluxo sanguíneo ao encéfalo, que pode ser de origem isquêmica ou hemorrágica, tendo como consequências déficits neurológicos que persistem por mais de 24 horas (GREENBERG, AMINOFF E SIMON, 1996; SACCO, 1997). Entre os déficits mais comuns, pode-se encontrar: diminuição de força muscular (paresia), alterações da fala, alterações sensoriais (DURWARD, BAER E WADE, 2000) e do controle postural (PEURALA *et al.*, 2007).

O déficit do controle postural é apontado como grande causador de impacto sobre a funcionalidade e a marcha independente desses pacientes (GEURTS *et al.*, 2005), e foi a alteração que apresentou maior correlação com a percepção pessoal de incapacidade após a alta hospitalar (DESROSIERS *et al.*, 2002). Estudos tem alertado para o aumento do risco de quedas e possíveis fraturas (MANSFIELD *et al.*, 2012; CHENG *et al.*, 1998), além de uma maior dificuldade na realização das atividades de vida diária (AVD's) (MAGNUSSON, JOHANSSON E JOHANSSON, 1994) e piora da qualidade de vida decorrente do inadequado controle postural (GARLAND, IVANOVA E MOCHIZUKI, 2007). Por isso, diferentes programas de intervenção vêm sendo desenvolvidos com o intuito de acelerar o processo de reabilitação desses pacientes, promover maior independência funcional e, conseqüentemente, melhorar a interação social, o estado emocional e a qualidade de vida dessa população (NILSSON *et al.*, 2001; DE HAART *et al.*, 2004; GEURTS *et al.*, 2005).

Dentre as formas de tratamento que objetivam minimizar os déficits ocasionados pelo AVE estão os exercícios de transferência de peso, fortalecimento muscular, treino de equilíbrio e coordenação (NILSSON *et al.*, 2001), treino de marcha em solo associado ou não a barras paralelas, treino de equilíbrio com plataformas instáveis, técnicas de neurofacilitação (HESSE *et al.*, 1995), reabilitação virtual (JUNIOR E SILVA, 2012), treino locomotor com suporte de peso (TLSP), entre outras (COMBS *et al.*, 2010; LINDQUIST *et al.*, 2007; YEN *et al.*, 2008).



O TLSP tem sido sugerido como uma forma efetiva de melhorar a capacidade motora de pacientes pós AVE (HALL *et al.*, 2012; YANG *et al.*, 2010). Para sua realização utiliza-se um sistema de suspensão, no qual parte da massa corporal do paciente é suportada enquanto o mesmo realiza o treino de marcha, que pode ser feito tanto em solo quanto em esteira. Além de promover o reaprendizado da marcha, é possível ainda treinar o equilíbrio e a transferência de peso simultaneamente (NILSSON *et al.*, 2001), que são objetivos de tratamento muito importantes em pacientes pós AVE, visto que, além de déficits de equilíbrio, apresentam frequentemente uma assimetria de descarga de peso entre os membros inferiores (MMII) (GEURTS *et al.*, 2005; MANSFIELD *et al.*, 2011; ROERDINK *et al.*, 2009).

Os resultados dos estudos com relação aos benefícios do TLSP em comparação à abordagem fisioterapêutica convencional são contraditórios. Langhorne, Coupar e Pollock (2009) identificaram melhora na habilidade locomotora, e Hesse, Konrad e Uhlenbrock (1999) uma melhor simetria e controle de tronco. Segundo Hesse *et al.* (1995), o TLSP em esteira propicia um aprendizado mais rápido da marcha, além de exigir menor esforço quando comparado ao treino de marcha convencional, que geralmente é associado a barras paralelas. Além disso, permite que o paciente inicie o treino de marcha ainda em uma fase precoce, por oferecer segurança e exigir menor gasto energético (HESSE E WERNER, 2003). Já Dobkin e Duncan (2012), após uma revisão sistemática de estudos clínicos randomizados, concluíram que o TLSP não provou ser superior a outros tipos de exercícios e ao treino progressivo de marcha em solo realizados na fisioterapia convencional. Porém, os autores apontam diversos vieses encontrados em tais estudos, que podem justificar seus achados, como: a seleção dos participantes por conveniência, amostras muito pequenas ou amostras grandes, porém heterogêneas, falta de avaliações e tratamentos cegos, métodos estatísticos inadequados, estudos sem grupo controle; entre outros, limitando a significância dos resultados encontrados.

Apesar da falta de consenso em relação à superioridade do TLSP, ele é apontado como recurso adicional viável e seguro, pois promove o treino da tarefa específica ainda na fase aguda do AVE (até 3 meses), facilitando, dessa forma, o processo de recuperação funcional (ABMFR, 2012).

Frente à divergência dos resultados encontrados na literatura quanto à eficácia do TLSP, Dobkin e Duncan (2012) sugeriram que novos estudos fossem realizados, porém de forma bem controlada, evitando os vieses já apontados, e associando o

TLSP com exercícios convencionais, pois o treino de marcha em esteira não condiz com o contexto real dos pacientes.

Para comparar diferentes formas de tratamento, é necessário escolher avaliações adequadas, que apresentem validação, boa repetibilidade e mínima mudança detectável estabelecida. A Escala do Equilíbrio de Berg, cuja repetibilidade (FLANSBJER, BLOM E BROGARDH, 2012) e mínima mudança detectável (MMD) (HIENGKAEW, JITAREE E CHAIYAWAT, 2012) já estão determinadas na literatura para diferentes populações, é frequentemente utilizada para avaliar o equilíbrio estático e dinâmico em indivíduos pós AVE. Outra avaliação tipicamente utilizada é a posturografia, com a utilização da plataforma de força que permite examinar as flutuações do centro de pressão (CP) e, dessa forma, quantificar as alterações do controle postural (DE HAART *et al.*, 2004).

As variáveis tradicionais do centro de pressão, obtidas por meio da posturografia, como velocidade, área e amplitude de deslocamento, tem sido utilizadas para quantificar alterações do controle postural e avaliar os efeitos de intervenções (NILSSON *et al.*, 2001; FREYLER *et al.*, 2014). Porém, déficits unilaterais podem ser mascarados com o uso de apenas uma plataforma de força, na qual os dois membros inferiores (MMII) são avaliados simultaneamente, devido à compensação com o membro inferior (MI) não parético (VAN ASSELDONK *et al.*, 2006). Para pacientes pós AVE, métodos de posturografia com duas plataformas de força tem sido propostos, pois permitem conhecer e interpretar a contribuição de cada MI no controle postural e as estratégias utilizadas para isso (GENTHON *et al.*, 2008; MANSFIELD *et al.*, 2011). Genthon *et al.* (2008), em um estudo com a utilização de duas plataformas, observaram uma maior contribuição do membro inferior não parético na manutenção do controle postural por meio da análise do CP de cada MI no domínio da frequência.

Mansfield *et al.* (2012) realizaram análises do CP com duas plataformas para obtenção de três medidas independentes e importantes para compreender os mecanismos envolvidos no controle postural de indivíduos pós AVE: simetria de descarga de peso entre os MMII, amplitude de oscilação postural e sincronização entre os MMII. A assimetria de descarga de peso é utilizada como estratégia para compensar o déficit do MI parético, cuja descarga de peso e contribuição no controle postural é menor (GENTHON *et al.*, 2008), evidenciada por uma menor amplitude de oscilação postural (GEURTS *et al.*, 2005), sendo essa amplitude tipicamente

caracterizada pelo valor médio quadrático (RMS) (DE HAART *et al.*, 2004). A sincronização entre os MMII é utilizada para examinar correlações no tempo das ações usadas para manter a estabilidade frente a perturbações do equilíbrio, e reflete as interações entre os lados direito e esquerdo do corpo, que são trabalhadas nos exercícios de reabilitação. A sincronização foi proposta por Mansfield *et al.* (2012) como uma medida posturográfica potencialmente útil para avaliar o controle postural em pé nessa população, por refletir alterações no controle simultâneo dos membros inferiores a nível de Sistema Nervoso Central. No estudo de 2011, Mansfield *et al.* observaram que indivíduos pós AVE apresentam uma menor sincronização entre os MMII, que foi relacionada a uma maior oscilação postural e assimetria de descarga de peso quando comparado a indivíduos hígidos, durante a manutenção da posição ortostática.

Apesar do seu potencial uso clínico, nas buscas realizadas na literatura, não foram encontrados trabalhos que reportem a repetibilidade e a mínima mudança detectável (MMD) dessas variáveis. A repetibilidade de uma medida refere-se à sua estabilidade em repetições realizadas no mesmo dia (intrassessão) ou em dias diferentes (intersessão). Variáveis com alta repetibilidade são consistentes e seu uso clínico é confiável. A MMD é a magnitude mínima de mudança que deve ocorrer para ser considerada real (HALEY E FRAGALA-PINKHAM, 2006; WEIR, 2005). É utilizada nos processos de tomada de decisão e na avaliação de programas de intervenção. Logo, conhecer esses valores é de fundamental importância para determinar a utilidade clínica dessas medidas de avaliação.

Diante desse contexto, os objetivos desse estudo foram determinar a repetibilidade intrassessão e intersessão e a MMD da sincronização do CP, simetria de descarga de peso entre os MMII e da amplitude da oscilação postural (que apesar de ser uma variável tradicional do centro de pressão, não apresenta repetibilidade e MMD estabelecidas para essa população), e aplicá-las na análise dos efeitos de um programa de TLSP sobre o controle postural de indivíduos pós AVE.

## 1.1 OBJETIVO GERAL

Aplicar variáveis posturográficas para a avaliação de um programa de TLSP

## 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Determinar a repetibilidade intrassessão e intersessão e a mínima mudança detectável da sincronização do CP entre os MMII, simetria de descarga de peso e amplitude de oscilação postural para indivíduos pós AVE;
- b) Aplicar a mínima mudança detectável para avaliar os efeitos de um programa de treino de marcha com suporte parcial de peso associado à fisioterapia convencional sobre o controle postural de indivíduos pós AVE comparado à fisioterapia convencional isolada.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo serão apresentados alguns conceitos e assuntos necessários para uma melhor compreensão dos objetivos e metodologia da pesquisa. Optou-se por abordar inicialmente os mecanismos envolvidos no controle postural e, na sequência, os principais déficits que podem estar presentes após um episódio de AVE e de que forma eles influenciam no controle postural desses indivíduos. Uma terceira seção desse capítulo tratará sobre a posturografia estática, a fim de esclarecer a importância dessa avaliação para detectar alterações da simetria de descarga de peso, sincronização do CP entre os MMII e da oscilação postural, que são variáveis estudadas nessa pesquisa. O TLSP foi abordado em uma seção separada, visto que será a terapia adicional proposta ao Grupo Estudo, cujos efeitos sobre o controle postural serão avaliados e comparados com o Grupo Controle. Por fim, a última seção abordará a repetibilidade e mínima mudança detectável, cuja determinação para as variáveis estudadas é um dos objetivos da presente pesquisa. Serão apresentadas suas definições, metodologia de cálculo, importância e aplicações clínicas.

### 2.1 CONTROLE POSTURAL

Equilíbrio corporal é um termo usado para descrever o processo por meio do qual o corpo mantém-se estabilizado, tanto de forma estática (habilidade de manter uma postura estática com mínima oscilação postural), quanto dinâmica (na realização de movimentos) (KLOODS E HEISS, 2009; PEURALA *et al.*, 2007). Para tanto, é necessário que o centro de massa, que é o ponto de aplicação da resultante das forças peso de todas as partes do corpo, esteja projetado dentro da base de suporte, definida como 'o perímetro da área de contato entre o corpo e sua superfície de apoio' (KLOOS E HEISS, 2009), e que determina até onde o corpo pode oscilar mantendo o equilíbrio (MAKI E MCILROY, 1997).

O equilíbrio mecânico de um corpo ocorre quando o somatório das forças e momentos de força que agem sobre ele é igual a zero. Com relação ao corpo humano, este encontra-se constantemente sob a ação de forças, classificadas como internas e externas (DUARTE E FREITAS, 2010). As forças internas referem-se às perturbações fisiológicas (como o batimento cardíaco e a respiração) e musculoesqueléticas (como as contrações musculares). Já a força de reação do solo (FRS) e a força da gravidade

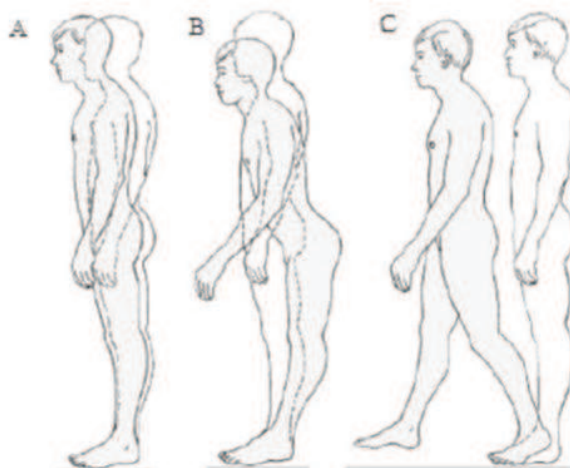
são exemplos de forças externas que atuam continuamente sobre o corpo (DUARTE E FREITAS, 2010; MOCHIZUKI *et al.*, 2006).

Segundo Duarte e Freitas (2010), o somatório dessas forças só é zero momentaneamente. Isso porque, em posição ortostática, o corpo está constantemente oscilando para frente e para trás e de um lado para o outro. A cada oscilação, reflexos de estiramento são gerados a fim de alterar o tônus da musculatura antigravitacional e manter a projeção do centro de gravidade (CG) dentro da base de apoio (LENT, 2010), o que é uma tarefa complexa e que envolve a interação entre os sistemas nervoso, sensorial e motor (DUARTE E FREITAS, 2010; KLOODS E HEISS, 2009).

O sistema sensorial capta diferentes tipos de informações provenientes dos impulsos vestibulares, visuais e somatossensoriais, como a orientação da cabeça e do corpo no espaço, a posição, o contato e o movimento dos segmentos do corpo uns em relação aos outros e ao próprio ambiente, por meio de receptores cutâneos, musculares, de tendões, ligamentos e articulações (AIKAWA, BRACCIALLI E PADULA, 2006; BANKOFF *et al.*, 2007; KREBS, WEINBERG E AKESSON, 2013). O sistema nervoso processa as informações sensoriais e promove a integração sensório-motora, a fim de gerar respostas antecipatórias de ajustes posturais que precedem os movimentos voluntários, assim como a programação e execução de estratégias motoras para compensar as perturbações do equilíbrio (KLOODS E HEISS, 2009).

Shumway-Cook e Woollacott (2010) descreveram três tipos de estratégias provenientes de sinergias musculares pré-programadas para recuperar o equilíbrio em resposta às perturbações. São elas: estratégias de tornozelo, estratégias de quadril e estratégias do passo. As estratégias de tornozelo (Figura 1-A) são ativadas frente a perturbações de baixa intensidade que deslocam o CG no sentido anteroposterior. As estratégias de quadril (Figura 1-B) respondem a perturbações externas mais rápidas e/ou amplas, em que a projeção do CG chega aos limites da base de apoio, e a flexão ou extensão rápida do quadril é utilizada para reposicionar a projeção do CG. Já as estratégias do passo (Figura 1-C) são utilizadas quando uma perturbação desloca o CG além dos limites de estabilidade e o indivíduo realiza um passo para frente ou para trás, a fim de recuperar o equilíbrio (HORACK E NASHER, 1986; KLOODS E HEISS, 2009).

Figura 1 - Reações Posturais



**A**-estratégia de tornozelo; **B**-estratégia de quadril; **C**-estratégia do passo  
 Fonte: Shumway-Cook e Woollacott (2010)

## 2.2 CONTROLE POSTURAL NO AVE

Déficits de equilíbrio podem ser observados em alguns indivíduos com o avanço da idade e em algumas condições patológicas, como após um AVE (AIKAWA, BRACCIALLI E PADULA, 2006; HATTON *et al.*, 2011; LACOUR, BERNARD-DEMANZE E DUMITRESCU, 2008). O AVE caracteriza-se mais como uma doença incapacitante que fatal (SACCO, 1997), porque a maioria dos indivíduos passa a apresentar uma combinação de déficits, como alterações cognitivas, emocionais, e dos sistemas nervoso, sensorial e motor (GEURTS *et al.*, 2005). Como já relatado, o controle postural depende da interação entre esses três sistemas. Logo, alterações isoladas ou em conjunto culminam em déficit do controle postural, que é apontado como o maior causador de impacto sobre as atividades de vida diária (AVD's) e a marcha independente (GEURTS *et al.*, 2005). Isso porque um adequado controle postural é necessário não somente para iniciar qualquer atividade, mas também para manter-se parado na posição ortostática (MAGNUSSON *et al.*, 1994).

Ao ficar em pé em postura bípede, forças verticais de pressão são exercidas sobre os pés, e o ponto resultante da aplicação dessas forças é denominado centro de pressão (CP). Quando o corpo oscila para frente, deposita maior pressão no antepé, deslocando o CP anteriormente. O mesmo ocorre na direção médio-lateral, onde uma maior pressão é descarregada nas regiões interna e externa dos pés. Em posição ortostática, essa oscilação é constante, tanto nos sentidos anteroposterior

como médio-lateral, como resposta às perturbações de equilíbrio, por isso o termo 'postura ereta quieta' ou 'estática' torna-se impreciso, sendo o termo 'postura ereta semi-estática' apontado como mais adequado (DUARTE E FREITAS, 2010).

Os principais músculos responsáveis pela oscilação anteroposterior (AP) são os flexores, extensores e inversores e eversores do tornozelo. Esses dois últimos também estão envolvidos no deslocamento médio-lateral (ML), além dos adutores e abdutores de quadril (MOCHIZUKI, IVANOVA E GARLAND, 2005; MANSFIELD *et al.*, 2012). Para controlar essas oscilações de forma estável, é necessário um ajuste constante do tônus muscular (LENT, 2010). Em indivíduos hígidos, essa tarefa é realizada de forma sincronizada, o que não é tão evidente em indivíduos pós AVE (MANSFIELD *et al.*, 2011; MANSFIELD *et al.*, 2012). O aumento do tônus muscular (hipertonia / espasticidade) gera grande dificuldade no controle seletivo da musculatura (ADAMS E PERRY, 1998), podendo restringir o uso das estratégias de tornozelo, resultando em maior uso dos músculos do quadril e tronco para restabelecer o equilíbrio (KLOODS E HEISS, 2009). Tal alteração, associada ao desuso, leva à fraqueza muscular e à perda de unidades motoras responsáveis pelas respostas musculares às perturbações internas e externas (MCCOMAS *et al.*, 1973; DUTTON, 2010; GARLAND, IVANOVA E MOCHIZUKI, 2005).

A presença da hemiparesia (diminuição da força muscular em um hemídio do corpo), espasticidade e das alterações sensoriomotoras fazem com que o indivíduo descarregue uma maior porcentagem de peso corporal sobre o MI não parético, gerando uma assimetria de descarga de peso (GENTHON *et al.*, 2008; KAMPHUIS *et al.*, 2013; ROERDINK *et al.*, 2009). Essa associação de fatores afeta de forma significativa o controle do equilíbrio e evidencia a necessidade de avaliá-lo a fim de traçar objetivos e programas de tratamento adequados.

### 2.3 AVALIAÇÃO POSTUROGRÁFICA NO AVE

A avaliação posturográfica, ou posturografia, é uma forma quantitativa de investigar a oscilação postural por meio da plataforma de força, cuja deformação mecânica é traduzida matematicamente nas coordenadas do CP a partir das componentes da força de reação do solo (FRS) e do momento de força (BARELA E DUARTE, 2011).



Essa avaliação pode ser realizada de forma estática ou dinâmica (DUARTE E FREITAS, 2010). Nesse capítulo será abordada apenas a posturografia estática, que será utilizada na metodologia desta pesquisa. A Figura 2 é um exemplo de plataforma de força disponível no mercado.

Figura 2 - Plataforma de força AMTI (OR6-7-1000)



Fonte: AMTI Biomechanics Platform Instruction Manual (2004)

A plataforma de força consiste tipicamente em duas placas rígidas, com sensores de força entre elas, que podem ser do tipo piezoelétrico ou células de carga (formada por extensômetros do tipo *strain gauges*), cuja resistência elétrica varia em função da deformação mecânica do mesmo. Tais sensores medem as componentes de força e momentos de força gerados nas três direções: anteroposterior (eixo x), médio-lateral (eixo y) e vertical (eixo z) (AMTI, 2004), necessários para o cálculo das coordenadas x e y do CP, conforme as expressões 1 e 2 (BARELA E DUARTE, 2011):

$$CP_{ap} = \frac{(-h.Fx - My)}{Fz} \quad (1)$$

$$CP_{ml} = \frac{(-h.Fy + Mx)}{Fz} \quad (2)$$

Onde:

$CP_{ap}$  é a componente anteroposterior do CP;

$CP_{ml}$  é a componente médio-lateral do CP;

$F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$  são as forças aplicadas nas coordenadas x (anteroposterior), y (médio-lateral) e z (vertical) da plataforma de força;

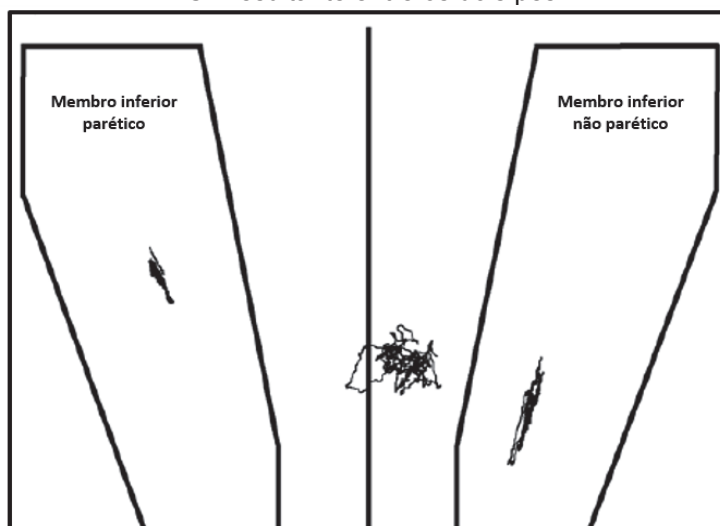
$h$  é a altura da superfície acima da plataforma (como quando a avaliação é feita com o uso de um colchonete, por exemplo);

$My$  é o momento em torno do eixo y (médio-lateral) da plataforma de força.

A posturografia com apenas uma plataforma de força revela o deslocamento do CP total sob ambos os pés. Porém, ao se avaliar indivíduos pós AVE essa medida torna-se limitada, visto que não é possível verificar a contribuição de cada MI no controle do equilíbrio. Com o uso de duas plataformas de força, em que o indivíduo a ser avaliado posiciona um MI em cada plataforma, é possível obter o deslocamento do CP sob cada pé, e desta forma estudar variáveis que não seriam possíveis com o uso de apenas uma plataforma (MANSFIELD *et al.*, 2012; GEURTS *et al.*, 2005).

A Figura 3, adaptada de Geurts *et al.* (2005), mostra a diferença do CP sob cada pé e do CP resultante entre os dois pés de um indivíduo pós AVE de 48 anos do sexo masculino, durante a manutenção da posição ereta semi-estática com os olhos abertos, por 30s.

Figura 3 - Trajetória do CP sob cada pé separadamente, e do CP resultante entre os dois pés



Representação da diferença entre o CP resultante, ilustrado como um traçado único e mais central, e o CP de cada pé, representado pelos traçados laterais.

Fonte: Adaptado de Geurts *et al.*, 2005.

A análise dos CP sob cada pé permite perceber uma maior contribuição do MI não parético no controle do equilíbrio, evidenciado pela maior amplitude de oscilação postural. Além disso, o CP resultante fica localizado mais posteriormente e deslocado para o lado não parético, que é o lado em que o indivíduo deposita maior porcentagem de peso.

A simetria de descarga de peso foi definida por Mansfield *et al.* (2011) como a média de força vertical sob o MI com menor descarga de peso para indivíduos pós AVE, e sob o MI não dominante para indivíduos hígidos, expressa como uma

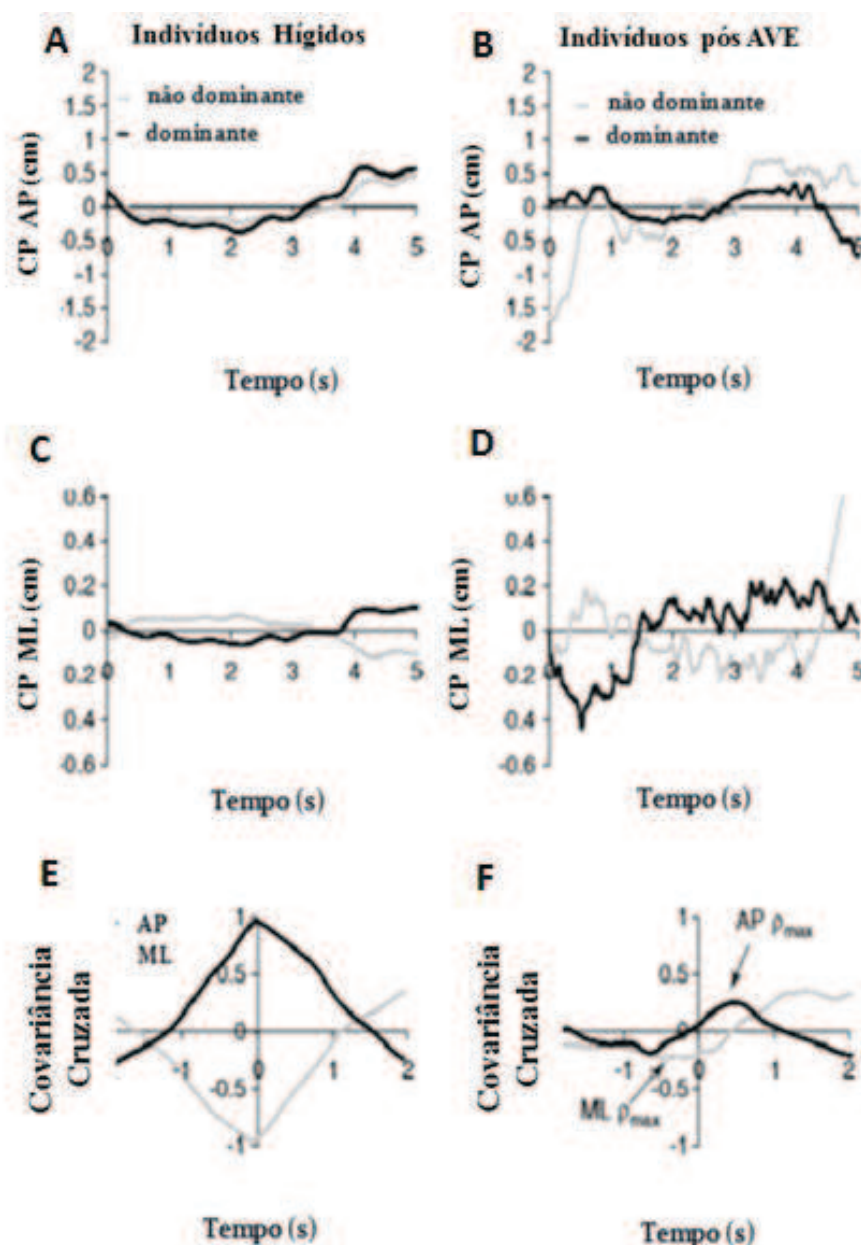
porcentagem do peso corporal total. Quando indivíduos hígidos adotam uma postura de descarga de peso assimétrica, observa-se um aumento da velocidade de deslocamento do CP sob o MI mais carregado, aumentando dessa forma, sua contribuição relativa no controle postural (ANKER *et al.*, 2008). Da mesma forma, observa-se maior contribuição do MI não afetado no controle postural de indivíduos pós AVE pela maior porcentagem de peso descarregada sobre esse MI, conforme verificado em estudos que avaliaram o controle postural desses indivíduos com o uso de duas plataformas de força (MANSFIELD *et al.*, 2011; ROERDINK *et al.*, 2009). Segundo ROERDINK *et al.* (2009), essa assimetria é usada por esses pacientes como uma estratégia compensatória para a manutenção do equilíbrio. KAMPHUIS *et al.* (2013), em uma revisão sistemática, investigaram a relação entre a assimetria de descarga de peso e a estabilidade postural desses sujeitos, e concluíram que ela está associada com o aumento da velocidade de deslocamento do CP e com uma baixa sincronização entre os MMII.

Conforme já relatado, durante a manutenção da postura ereta semi-estática o corpo está continuamente oscilando. Quando o CP de um pé oscila pra frente ou para trás, o CP do outro pé acompanha essa oscilação simultaneamente. Por isso, em condições de normalidade, a oscilação anteroposterior (AP) do CP dos dois pés está correlacionada positivamente. Porém, quando o CP de um pé desloca-se para um lado, o CP do outro pé desloca-se na direção oposta, ou seja, a oscilação médio-lateral (ML) do CP dos dois pés é correlacionada negativamente. Em indivíduos hígidos, a resposta do CP de um pé perante a oscilação do outro pé ocorre de forma simultânea e sincronizada, ou seja, sem atraso temporal. Em indivíduos pós AVE pode-se observar um atraso nessa resposta, de tal forma que, num atraso temporal igual a zero, o valor de correlação é mais baixo quando comparado a indivíduos hígidos. Porém, podem ser observados correlações mais altas com deslocamentos temporais entre os dois sinais do CP. O cálculo da covariância cruzada permite conhecer para qual valor de atraso obteve-se o maior valor de sincronização (MANSFIELD *et al.*, 2011), assim como o valor da sincronização quando o atraso é igual a zero (MANSFIELD *et al.*, 2011; MANSFIELD *et al.*, 2012).

A sincronização do CP foi proposta por Mansfield *et al.* (2012) como um índice de controle de equilíbrio pós AVE por refletir alterações ocasionadas ao Sistema Nervoso Central (SNC). No estudo de 2011, Mansfield *et al.* investigaram a sincronização entre os MMII durante a manutenção da postura ortostática de

indivíduos hígidos e pós AVE, e verificaram uma reduzida sincronização entre os indivíduos pós AVE (ver Figura 4), que foi relacionada a uma maior oscilação postural e assimetria de descarga de peso quando comparado a indivíduos hígidos.

Figura 4 - Gráficos da oscilação AP e ML do CP e Covariância Cruzada



Os gráficos **A** e **C** mostram a oscilação AP e ML do CP sob o MI dominante e não dominante separadamente de um indivíduo hígido, e os gráficos **B** e **D** de um indivíduo pós AVE. Os gráficos **E** e **F** ilustram os valores de covariância cruzada (sincronização). É possível observar valores de sincronização inferiores entre indivíduos pós AVE, tanto para a oscilação AP quanto ML. No gráfico **E**, os picos de correlação foram AP: 0,97 e ML: -0,97, e ocorreram sem atraso, ou seja, com atraso igual a zero. Já para o indivíduo pós-AVE (gráfico **F**), além dos valores de pico de covariância cruzada terem sido baixos (AP: 0,25; ML: -0,23), ocorreram em tempo diferente de zero, ou seja, com um atraso temporal.

Fonte: Adaptado de Mansfield *et al.* (2012)

## 2.4 TREINO LOCOMOTOR COM SUPORTE DE PESO

O AVE é considerado a maior causa de incapacidade no Brasil, com incidência de 108 casos a cada 100 mil habitantes. Em 2009 foram registradas 160.621 internações por doenças cerebrovasculares no Brasil, com taxa de mortalidade de 51,8 a cada 100 mil habitantes (ALMEIDA, 2012). Isso gera um grande impacto socioeconômico devido aos altos gastos do governo com o internamento e recuperação desses pacientes (SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE, 2013). Por isso, diferentes formas de tratamento e protocolos vem sido desenvolvidos a fim de acelerar o processo de reabilitação desses pacientes (NILSSON *et al.*, 2001; RICHARDS *et al.*, 1993).

O Ministério da Saúde (2013) ressalta a importância de promover ações por parte do Sistema Único de Saúde (SUS) que melhorem a qualidade de vida desses sujeitos, sua autonomia e inclusão social, e aponta o TLSP como uma forma de intervenção para o reaprendizado da marcha, que é um dos grandes objetivos ao reabilitar esses pacientes.

No TLSP, o indivíduo usa um colete e tem seu peso corporal parcialmente suportado por um aparelho. A Figura 5 refere-se a um modelo de equipamento de suporte de peso disponível no mercado (marca Biodex).

Figura 5 - Aparelho de suporte de peso (Biodex)



Fonte: Offset Unweighing System

O TLSP, por suportar parcialmente o peso do indivíduo, permite uma deambulação com menor gasto energético, além de garantir a segurança, permitindo que os objetivos com o treino sejam alcançados de forma mais rápida (ADA, DEAN E MORRIS, 2007; DETREMBLEUR *et al.*, 2003). Para dar início ao treino de marcha realizado na abordagem fisioterapêutica convencional pós AVE, geralmente associado a órteses e barras paralelas, é necessário que o paciente já tenha alcançado um certo grau de controle postural. Além disso, o treino convencional gera um alto consumo energético, fazendo com que o paciente canse facilmente (DETREMBLEUR *et al.*, 2003) e realize um número menor de passos, que associado à insegurança e ao medo de cair, dificulta sua evolução (HESSE *et al.*, 1995).

O TLSP baseia-se na prática repetitiva da tarefa específica, apontada como meio de promover a reorganização neuronal (PASCUAL-LEONE *et al.*, 2005; HESSE E WERNER, 2003). Segundo Hesse e Werner (2003), quando associado à esteira, o TLSP permite a realização de até 1.000 passos em 20 minutos de treino, enquanto que em um atendimento de fisioterapia convencional de igual duração, esse número é em torno de 50 a 100. Além disso, facilita a extensão do quadril do MI parético no final da fase de apoio pelo próprio rolamento da esteira, e propicia uma relação de tempo entre os MMII mais simétrica (NILSSON *et al.*, 2001; HESSE, KONRAD E UHLENBROCK, 1999).

O TLSP beneficia ainda o treino de equilíbrio (NILSSON *et al.*, 2001), que ao ser realizado na abordagem fisioterapêutica convencional torna-se limitado pelo medo da queda. Um dos objetivos do estudo de Yen *et al.* (2008) foi justamente investigar os efeitos do TLSP em esteira sobre o equilíbrio de indivíduos pós AVE. Dois grupos receberam exercícios convencionais (alongamento e fortalecimento muscular, treino de equilíbrio e de marcha em solo) e o grupo de estudo recebeu 4 semanas adicionais de treino de marcha com suporte de peso em esteira. Apenas após a adição do TLSP foi possível observar melhora significativa no equilíbrio por meio da Escala do Equilíbrio de Berg. Até o presente momento, nenhum estudo utilizou as variáveis de sincronização do CP propostas nos trabalhos de Mansfield *et al.* (2011 e 2012) para avaliar os efeitos do TLSP sobre o controle postural.

## 2.5 REPETIBILIDADE E MÍNIMA MUDANÇA DETECTÁVEL

A repetibilidade de uma medida refere-se à sua precisão sob um conjunto de condições de repetibilidade (com o mesmo procedimento e sistema de medição, os mesmos operadores e o mesmo local, repetidas num curto período de tempo) (VIM, 2012), e expressa sua consistência (WEIR, 2005). Por exemplo, uma medida com excelente repetibilidade produzirá resultados iguais ou muito próximos quando repetida no mesmo objeto ou sujeito, após um curto período de tempo. Em pesquisas científicas, frequentemente não são permitidos erros superiores a 5% (MARQUES, 2014).

A repetibilidade intrassessão, também chamada de Coeficiente de Consistência Interna (MARQUES, 2014), refere-se ao grau de repetibilidade de uma medida repetida no mesmo dia e pode ser determinada por meio do Coeficiente de Correlação Intraclassas (CCI), no qual os escores de um grupo de sujeitos, repetidos pelo menos duas vezes no mesmo dia, são correlacionados (MARQUES, 2014).

A repetibilidade intersessão, também conhecida como Coeficiente de Estabilidade, representa a consistência de uma medida repetida em dias diferentes, pelo método de teste e reteste. Neste caso, o intervalo de dias não pode permitir que mudanças fisiológicas ocorram. Da mesma forma como a repetibilidade intrassessão, a determinação da repetibilidade intersessão pode ser feita a partir do CCI, (MARQUES, 2014) com o auxílio de *softwares* estatísticos.

Existem diferentes modelos de cálculos do CCI. Weir (2005) apresenta alguns passos que devem ser considerados na escolha do modelo de CCI mais adequado para cada caso.

Primeiramente, é preciso escolher entre os modelos de ANOVA *one-way* ou *two-way*. No primeiro caso (*one-way*), erros aleatórios e sistemáticos são agrupados, ao passo que o segundo (*two-way*) permite separá-los. Os erros citados estão embutidos no cálculo da repetibilidade. De forma geral, a repetibilidade (R) de uma medida para cada sujeito é determinada pela razão entre a variância real ( $\sigma_t^2$ ) e a variância total, que é a soma entre a variância real ( $\sigma_t^2$ ) e o erro de variância ( $\sigma_e^2$ ), conforme a expressão 3 (Weir, 2005):

$$R = \frac{\sigma_t^2}{\sigma_t^2 + \sigma_e^2} \quad (3)$$

Porém, como a variância real para cada sujeito não é conhecida, ela é estimada a partir da variabilidade entre os sujeitos, derivada de análises de variâncias (ANOVA), e do erro aleatório e sistemático. Vale ressaltar que erros sistemáticos são aqueles que variam de maneira previsível ou mantêm-se constantes em medições repetidas, como os efeitos de aprendizado e fadiga, enquanto os erros aleatórios variam de maneira imprevisível, como o estado de alerta, por exemplo. Ambos os erros devem ser evitados sempre que possível (WEIR, 2005). Em casos onde o erro sistemático é pequeno, os dois modelos são similares, resultando em valores de CCI muito próximos. Porém, em avaliações teste-reteste, o modelo *two-way* é aconselhado (WEIR, 2005).

O segundo passo para a escolha do modelo de CCI refere-se ao efeito fixo ou aleatório. Quando cada indivíduo é avaliado pelo mesmo grupo de avaliadores que não foram amostrados de forma randomizada, os avaliadores são considerados o efeito fixo. O efeito aleatório é considerado em duas situações: quando cada indivíduo é avaliado por um conjunto diferente de avaliadores randomizados, ou quando todos os indivíduos são avaliados pelo mesmo grupo de avaliadores, mas que da mesma forma foram amostrados de forma randomizada (Weir, 2005).

Em seguida, é necessário decidir sobre a exclusão ou não do erro sistemático. Para tanto, Weir (2005) recomenda a aplicação do teste de ANOVA, que pode ser usado em análises com dois ou mais *trials* e é consistente com a literatura na definição de fontes de variância para o cálculo do CCI. Diferenças significativas entre os *trials* indicam a presença de erro sistemático, que não deve ser excluído do cálculo.

Além da escolha do modelo de CCI mais adequado para cada caso, é importante também saber interpretá-lo. Os valores variam entre 0 e 1, sendo que, quanto mais próximo de 1, melhor a repetibilidade da medida e menor o erro de variância. Um CCI=0,95 significa que uma estimativa de 95% da variância observada no escore é devida a uma variância real ( $\sigma_t^2$ ) e 5% é atribuída ao erro ( $\sigma_e^2$ ). Porém, não existe um consenso na literatura quanto ao que constitui um bom CCI (WEIR, 2005). Fleiss (1999) considera valores de CCI<0,4 como indicativos de baixa repetibilidade, entre 0,4 e 0,75 como boa repetibilidade e CCI>0,75 como indicativos de repetibilidade excelente.

As aplicações práticas do CCI vão além de testes de confiabilidade de medidas, podendo ser usado também para mostrar o poder de um teste estatístico. Por



exemplo, um CCI baixo significa que mais sujeitos são necessários para que o resultado seja significativo estatisticamente (WEIR, 2005).

O CCI é utilizado ainda para determinar a MMD, que é a magnitude mínima de mudança que deve ocorrer para ser considerada real, sendo conhecida também como índice de mudança confiável (WEIR, 2005; HALEY E FRAGALA-PINKHAM, 2006). Por meio dessa medida, é possível saber se a melhora observada em um indivíduo, após um programa de intervenção, por exemplo, é decorrente de mudanças fisiológicas reais ou simplesmente de erros de medição, ou da própria variabilidade do dia a dia. Ou seja, mudanças serão consideradas reais apenas se forem superiores à MMD. Além disso, pode ser usada para traçar objetivos terapêuticos e fundamentar tomadas de decisões, como indicar quando é possível mudar o curso de uma intervenção (HALEY E FRAGALA-PINKHAM, 2006).

Para determinar a MMD é preciso primeiramente conhecer o CCI, cujo cálculo já foi apresentado na seção anterior, e o erro padrão da medida (EPM), calculado conforme a expressão 4, em que o desvio padrão (DP) é equivalente à variância total do teste ANOVA (WEIR, 2005):

$$EPM = DP \sqrt{1 - CCI} \quad (4)$$

Após conhecido o EPM, ele é substituído na expressão 5 para a determinação da MMD (WEIR, 2005).

$$MMD = EPM * 1,96 * \sqrt{2} \quad (5)$$

O valor '1,96' utilizado na expressão é o z escore associado à determinação do intervalo de confiança de 95%. Podem ser escolhidos valores de z escores diferentes, conforme o tamanho da amostra, ou quando são permitidas avaliações mais liberais ou mais conservadoras.

Como já relatado, conhecer a repetibilidade e MMD de uma medida permite determinar sua utilidade clínica, logo, medidas que apresentam grandes variações dentro de um mesmo dia, ou em intervalos de tempo pequeno, em que alterações não são esperadas, não podem ser utilizadas de forma confiável para expressar mudanças fisiológicas. Da mesma forma, se uma medida apresenta boa repetibilidade, é preciso ainda conhecer qual o valor mínimo de mudança que será considerado decorrente de uma alteração fisiológica real. Por isso, deve haver uma preocupação por parte dos autores na escolha das medidas de avaliação que serão utilizadas.

Diversos estudos tem se voltado para determinar a repetibilidade e MMD de variáveis de avaliação. A Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) é um exemplo de instrumento frequentemente utilizado na avaliação do equilíbrio em diversas populações, cuja repetibilidade e MMD para indivíduos pós AVE já foram estabelecidas na literatura. Mao *et al.* (2002) encontraram excelente repetibilidade interavaliadores, com CCI de 0,95 para essa população. Excelente repetibilidade intravaliadores foi encontrada por Berg *et al.* (1995), cujo CCI foi de 0,97. A repetibilidade teste reteste também foi excelente, conforme observado por Liston e Bruwer (1996), cujo CCI foi 0,98. Stevenson (2001) determinou a MMD da EEB para indivíduos pós AVE em estágio crônico, e sugeriu uma variação de 6 pontos para afirmar, com 90% de confiança, que uma mudança genuína ocorreu. A MMD para indivíduos agudos foi determinada por Liaw *et al.* (2008), que apontaram uma variação de 6,7 para ser considerada real nessa população.

### 3 METODOLOGIA

A presente pesquisa faz parte de um projeto maior, intitulado “Estudo Multidisciplinar dos Efeitos de um Protocolo de Reabilitação Motora com Suporte Parcial de Peso para Pacientes Pós-AVE: Estudo Clínico Randomizado”, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), pelo parecer 256.523 (Anexo A).

A pesquisa foi desenvolvida no Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier (CHR), localizado na cidade de Curitiba, no estado do Paraná. Optou-se por este local por ser considerado um centro de referência em reabilitação na cidade de Curitiba para onde são encaminhados pacientes do Sistema Único de Saúde (SUS).

Os sujeitos da pesquisa foram pacientes admitidos pelo serviço de Fisioterapia do CHR, que apresentavam diagnóstico clínico confirmado de AVE, com idade acima de 18 anos e que obedeciam aos critérios de inclusão, conforme os dois principais objetivos.

A triagem dos sujeitos foi realizada pelos pesquisadores por meio da entrevista com os fisioterapeutas do local e pela análise das agendas de pacientes. Os pacientes foram abordados pessoalmente e convidados a participar da pesquisa após os devidos esclarecimentos. Aqueles que consentiam, eram convidados a assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Apêndice A). Em seguida, era realizada uma entrevista inicial com o próprio paciente e/ou seu acompanhante (Apêndice B), e a *Functional Ambulation Category* (FAC) era aplicada a fim de verificar a contemplação aos critérios de inclusão.

A FAC tem como objetivo classificar o indivíduo quanto à sua capacidade de deambulação. Foi reportada pela primeira vez em 1984, por Holden *et al.*, porém sua validação foi feita por Mehrolz *et al.*, em 2007. São seis níveis de classificação (0 a 5), onde 0 representa incapacidade de deambular sem auxílio de pelo menos duas pessoas; 1 refere-se a indivíduos que necessitam de apoio contínuo de uma pessoa para auxiliar no seu peso e equilíbrio; no nível 2 são classificados os indivíduos dependentes de suporte contínuo ou intermitente e de uma pessoa para auxiliar no equilíbrio e coordenação; no nível 3 estão aqueles que necessitam apenas de supervisão verbal; no nível 4 encontram-se indivíduos que precisam de ajuda para subir degraus e deambular em superfícies irregulares e; o último nível (5) representa

indivíduos que deambulam de forma independente em qualquer lugar (HOLDEN *et al.* 1984; MEHRHOLZ *et al.* 2007).

Para uma melhor compreensão, este capítulo foi dividido em duas grandes seções, a fim de apresentar separadamente o método utilizado para a determinação da repetibilidade e mínima mudança detectável (MMD) e o método para sua aplicação na avaliação dos efeitos de um programa de TLSP.

### 3.1 MÉTODO PARA DETERMINAÇÃO DA REPETIBILIDADE E MMD DE VARIÁVEIS POSTUROGRÁFICAS PARA INDIVÍDUOS PÓS AVE

#### 3.1.1 Amostra para determinação da repetibilidade e MMD

A amostra para a determinação da repetibilidade e MMD foi composta por 16 indivíduos com diagnóstico clínico confirmado de AVE (sete mulheres e nove homens, 10 com hemiparesia direita e seis com hemiparesia esquerda), que tinham a capacidade de compreender e executar comandos verbais simples e permanecer em pé por pelo menos 60 s, sem toque manual ou de dispositivo auxiliar. Foram considerados critérios de exclusão: apresentar comprometimento bilateral; diagnóstico clínico de neuropatia periférica; presença de alteração vestibular e/ou outros distúrbios neurológicos além do AVE (como Doença de Alzheimer, Doença de Parkinson, demência, disfunção cerebelar); severa desordem musculoesquelética em MMII que pudesse interferir no controle postural ou na marcha e; diplopia ou visão reduzida não corrigível, visto que podem alterar o controle do equilíbrio. As características da amostra estão apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1 - Características da amostra

| <b>Variável</b>          | <b>Mediana<br/>(mínimo – máximo)</b> |
|--------------------------|--------------------------------------|
| Idade (anos)             | 55 (33 – 64)                         |
| Tempo pós AVE (meses)    | 6,9 (1,4 – 21,8)                     |
| Peso (kg)                | 67,8 (57,9 – 77,7)                   |
| Altura (m)               | 1,63 (1,50 – 1,71)                   |
| IMC (kg/m <sup>2</sup> ) | 25,6 (21,3 – 26,6)                   |

Fonte: a autora (2015)

### 3.1.2 Procedimentos para a determinação da repetibilidade e MMD

#### 3.1.2.1 Aquisição dos dados do CP

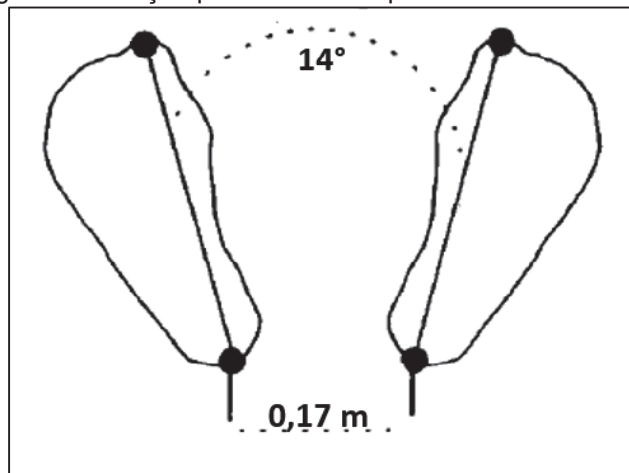
A coleta dos dados do CP foi realizada no Laboratório de Marcha do CHR por meio da posturografia estática com a utilização de duas plataformas de força (AMTI, OR6-7-1000), posicionadas uma ao lado da outra, fixas no solo, com 2 mm de distância entre elas. As principais componentes de frequência do sinal do CP estão abaixo de 10Hz (WINTER, 1995), logo, uma frequência de aquisição (FA) de 20Hz seria suficiente para respeitar o teorema de Nyquist (WINTER, 2009). Segundo este teorema, a frequência de amostragem deve ser de, no mínimo, o dobro da frequência da componente mais alta do espectro de frequência desse sinal, para obter uma boa representação do sinal analógico em sequência digital. Porém, na prática, são usadas frequências de 5 a 10 vezes o valor da frequência mais alta (ESCABÍ, 2005). Mansfield *et al.* (2012), utilizaram uma FA de 256Hz para investigar a sincronização do CP de indivíduos pós AVE. No presente estudo optou-se por uma FA de 300Hz, pois o sistema de aquisição de dados utilizado só permite amostragens em múltiplos de 60Hz.

Após a aquisição, o sinal foi amplificado em 4 mil vezes e convertido em sinal digital por um conversor A/D (*National Instruments*) de 16 bits. O sinal é então enviado ao *software* Cortex (*Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA*), que fornece os dados referentes às forças e momentos em x, y e z ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ,  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$ ) das duas plataformas. Em seguida, os dados são importados para o *software* OrthoTrack (ORTHO TRACK 6.5, 2007), que faz os cálculos automaticamente para gerar uma planilha com os dados de força em x, y e z, as coordenadas x, y e z do CP e o momento em z ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ , x, y, z,  $M_z$ ) das duas plataformas.

Para a determinação da repetibilidade e MMD a condição experimental foi padronizada: um pé em cada plataforma, angulados a 14° e com 0,17m de distância entre os centros dos calcâneos, equidistantes da linha média entre as plataformas (MCILROY E MAKI, 1997), conforme ilustrado na Figura 6. Esse posicionamento foi garantido com o auxílio de um gabarito em acrílico, cujas bordas eram desenhadas em um papel kraft colocado sobre as plataformas a fim de delimitar o posicionamento dos pés. Os participantes foram orientados a olharem para um ponto fixo, posicionado na altura dos olhos e distante 1 metro das plataformas, e a permanecerem na posição,

o mais quieto possível, durante 60s, seguindo as recomendações de Zok, Mazzà e Capozzo (2008).

Figura 6 - Posição padronizada do posicionamento dos pés



Fonte: adaptado de McIlroy e Maki, 1997

Antes de iniciar as coletas, foi explicado ao participante sobre a posição que seria adotada. Para maior segurança, duas pessoas permaneceram ao lado do participante, para auxiliar em qualquer desequilíbrio. Foram realizadas três coletas com duração de 60s. No intervalo entre elas, o participante descansava sentado durante 2 minutos. Porém, caso o participante sofresse algum desequilíbrio ou não seguisse as recomendações, o teste era interrompido, o participante descansava por 2 min e reiniciava a coleta daquele *trial*. De dois a sete dias após o teste foi realizado o reteste da posturografia, no mesmo período do dia, com os mesmos avaliadores e seguindo o mesmo protocolo descrito.

### 3.1.2.2 Processamento dos sinais do CP

A posturografia foi realizada com duração de 60s, porém o processamento dos sinais foi feito com os 30s iniciais de cada coleta, a fim de seguir a metodologia dos autores que propuseram as variáveis estudadas (MANSFIELD *et al.*, 2012). Um filtro passa-baixa com atraso nulo (*dual-pass*) do tipo Butterworth de 4ª ordem, com frequência de corte de 10Hz foi implementado no *software* Matlab. Além do filtro, os demais cálculos para o processamento do sinal do CP também foram realizados em ambiente Matlab.

As variáveis estudadas foram: sincronização entre os MMII, simetria de descarga de peso e amplitude da oscilação postural (RMS AP e RMS ML). Para cada direção (AP e ML), foram calculadas duas sincronizações: (1) sincronização no atraso igual a zero (AP  $\rho_0$  e ML  $\rho_0$ ), e (2) sincronização no atraso de maior correlação (AP  $\rho_{\max}$  e ML  $\rho_{\max}$ ). No segundo caso, foi calculado também o valor de atraso para o qual a sincronização foi mais alta (Atraso AP  $\rho_{\max}$  e Atraso ML  $\rho_{\max}$ ).

As variáveis sincronização AP e ML no atraso igual a zero, simetria de descarga de peso e amplitude da oscilação postural foram calculadas seguindo a metodologia de Mansfield *et al.* (2012). A sincronização AP e ML no atraso de maior correlação com  $\pm 1$ s de deslocamento do tempo zero e o atraso AP e ML de maior sincronização foram propostos por Mansfield *et al.* num trabalho anterior (MANSFIELD *et al.*, 2011), porém, na presente pesquisa, foram calculados a partir da metodologia de aquisição do trabalho de 2012 (MANSFIELD *et al.*, 2012). O valor médio foi subtraído do sinal do CP previamente à realização dos cálculos.

A covariância cruzada com atrasos de  $\pm 1$  s foi realizada para calcular a sincronização no atraso de maior correlação, com o auxílio da função 'xcov' e 'coeff' do *software* Matlab. Essa função gera duas matrizes: uma contendo os valores de correlação cruzada e outra com os respectivos atrasos utilizados na função. O atraso cujo valor de correlação foi mais alto foi identificado por meio da função 'max', também em ambiente Matlab. A sincronização no atraso igual a zero foi determinada como sendo o valor de correlação no atraso igual a zero.

A simetria de descarga de peso entre os MMII foi calculada por meio da média da força registrada pela plataforma de força sob o MI com menor descarga de peso e foi expressa como uma porcentagem do peso corporal total (MANSFIELD *et al.*, 2011).

Por fim, a amplitude da oscilação postural nos planos sagital e coronal foi obtida a partir do valor RMS (*root mean square*) das séries temporais do CP resultante entre os dois pés. No Quadro 1 estão apresentadas as variáveis estudadas e as respectivas siglas adotadas.

Quadro 1 - Relação das variáveis estudadas e respectivas siglas adotadas

| <b>Sigla</b>                 | <b>Variável</b>  |
|------------------------------|--|
| AP $\rho_{max}$              | Sincronização AP no atraso de maior correlação   |
| Atraso AP $\rho_{max}$       | Atraso AP de maior correlação  |
| ML $\rho_{max}$              | Sincronização ML no atraso de maior correlação   |
| Atraso ML $\rho_{max}$       | Atraso ML de maior correlação  |
| AP $\rho_0$                  | Sincronização AP no atraso igual a zero  |
| ML $\rho_0$                  | Sincronização ML no atraso igual a zero  |
| Simetria de descarga de peso | Porcentagem de peso corporal descarregada sobre o membro inferior com menor descarga de peso |
| RMS AP                       | Amplitude de oscilação postural AP   |
| RMS ML                       | Amplitude de oscilação postural ML   |

Fonte: a autora (2015)

### 3.1.3 Análise estatística para a determinação da repetibilidade e MMD

A repetibilidade intrassessão foi calculada a partir do coeficiente de correlação intraclasses (CCI two-way mixed) das três repetições da posturografia realizadas no mesmo dia, no software estatístico SPSS (v 20.0), tanto para o teste quanto para o reteste. O cálculo da repetibilidade intersessão foi feito a partir do CCI (*two-way*) entre a média das três repetições do teste e a média das três repetições do reteste. A determinação do modelo estatístico do CCI seguiu as recomendações de Weir (2005). Todas as variáveis apresentaram variâncias homogêneas, testadas por meio do teste de Lèvene, e com ausência de erro sistemático, cuja verificação foi feita com o teste de ANOVA (WEIR, 2005).

A MMD foi estimada a partir do CCI intersessão e do erro padrão das medidas (EPM), calculados por meio das expressões 4 e 5, apresentadas na seção 2.5. Porém, na expressão 5 foi utilizado um z score de 2,13 ao invés de 1,96, que é o valor correspondente para o tamanho da amostra desta parte da pesquisa.



## 3.2 MÉTODO PARA ANÁLISE DOS EFEITOS DO TLSP SOBRE O CONTROLE POSTURAL

### 3.2.1 Amostra para análise dos efeitos do TLSP sobre o controle postural

A amostra para a análise dos efeitos do TLSP sobre o controle postural foi composta por oito indivíduos com diagnóstico clínico confirmado de AVE, dos quais, cinco homens e três mulheres, com idade mediana de 52, 5 (33 – 64) anos, dois com hemiparesia esquerda (E) e seis com hemiparesia direita (D), com tempo pós AVE de 5 (1 – 10) anos. A Tabela 2 apresenta as características dos participantes.

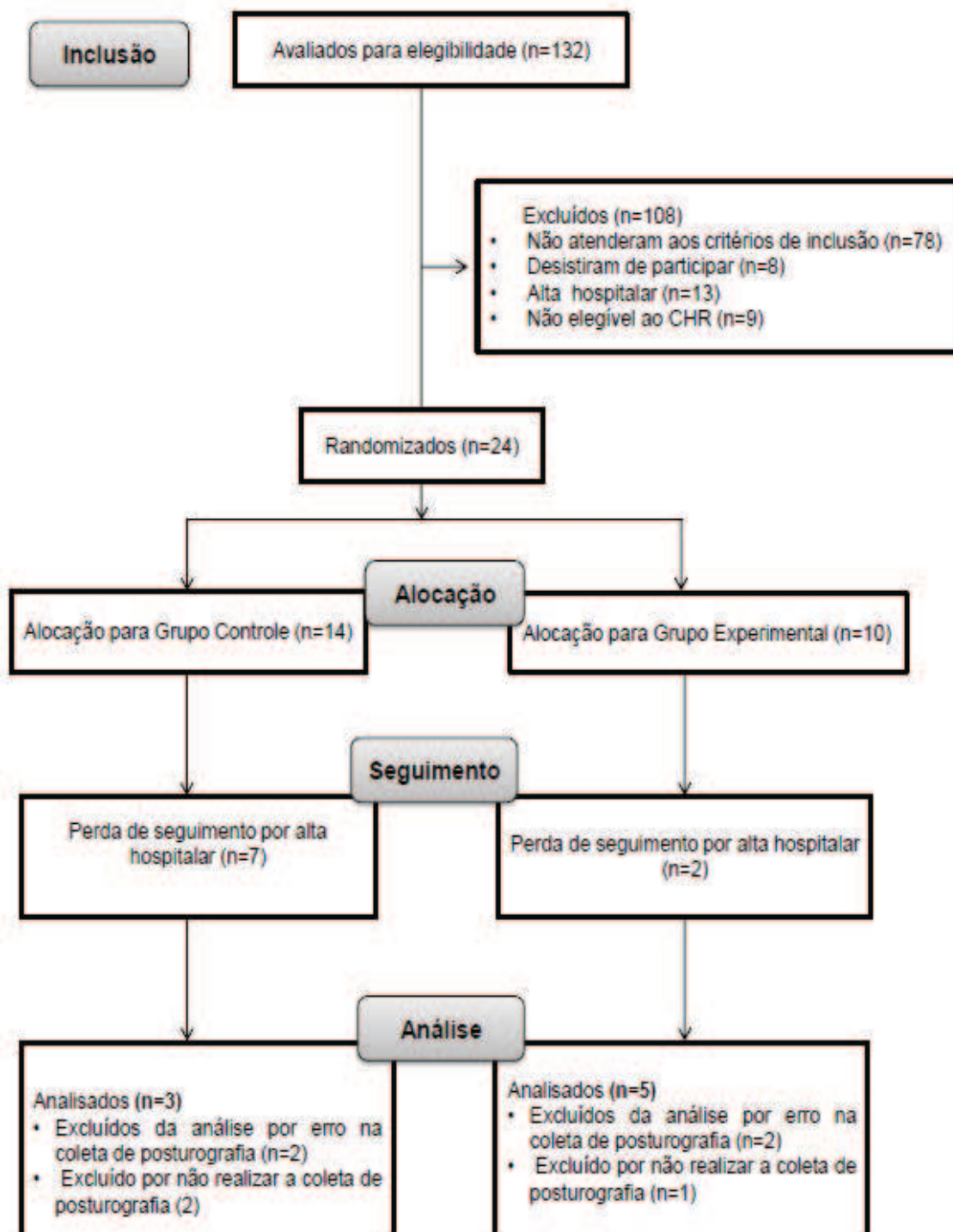
Tabela 2 - Dados demográficos e clínicos

| Grupo | Gênero | Participante | Idade (anos) | Lado parético (D/E) | Tempo pós AVE (meses) | FAC inicial | Massa corporal (kg) | Estatura (cm) | IMC (kg/cm <sup>2</sup> ) |
|-------|--------|--------------|--------------|---------------------|-----------------------|-------------|---------------------|---------------|---------------------------|
| GC    | M      | 1            | 49           | D                   | 1                     | 5           | 79                  | 171           | 27,0                      |
|       | M      | 2            | 56           | D                   | 10                    | 5           | 78                  | 172           | 26,4                      |
|       | F      | 3            | 43           | D                   | 4                     | 1           | 60                  | 165           | 21,9                      |
| GE    | M      | 1            | 63           | E                   | 10                    | 4           | 73                  | 172           | 25,1                      |
|       | M      | 2            | 33           | D                   | 1                     | 4           | 75                  | 172           | 25,4                      |
|       | M      | 3            | 64           | D                   | 5                     | 3           | 68                  | 162           | 25,8                      |
|       | F      | 4            | 53           | E                   | 2                     | 5           | 68                  | 156           | 27,9                      |
|       | F      | 5            | 52           | D                   | 2                     | 3           | 65                  | 161           | 25,1                      |

Fonte: a autora (2015)

Além dos critérios de inclusão e exclusão descritos na seção 3.1.1, ter massa corporal superior a 138 kg e/ou altura superior a 2,10 m, também foram considerados critérios de exclusão para essa etapa do estudo, devido a limitações do equipamento de suporte de peso utilizado. Outro critério adicional foi que os possíveis participantes deveriam ter FAC (MEHRHOLZ et al., 2007) entre 1 e 5 para participarem dessa parte da pesquisa, ou seja, deveriam pelo menos conseguir deambular com o apoio contínuo de uma pessoa para auxiliar no seu peso e equilíbrio. Os detalhes do processo de seleção estão apresentados no fluxograma a seguir (Figura 7).

Figura 7 - Fluxograma com os detalhes do processo de inclusão e exclusão dos participantes na etapa do estudo referente à avaliação dos efeitos do TLSP sobre o controle postural



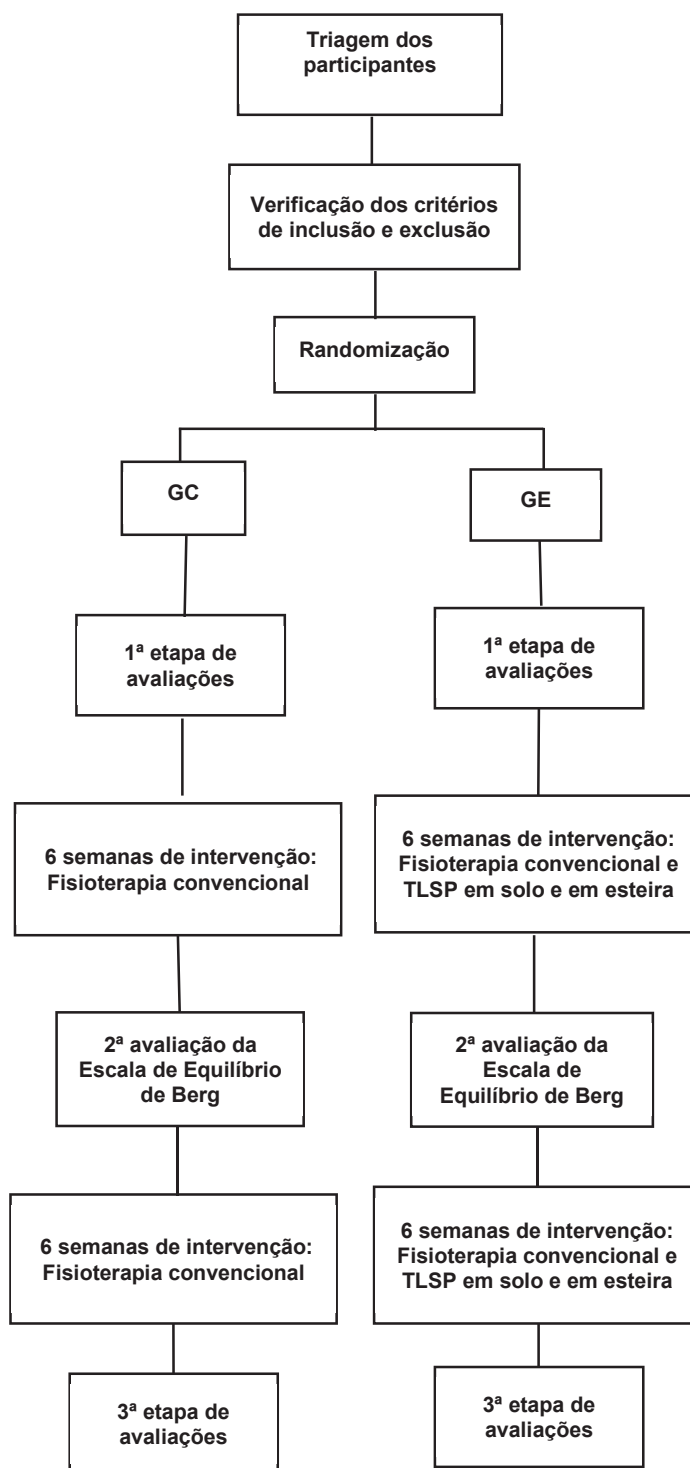
Fonte: a autora (2015)

Conforme pode ser observado na Figura 7, 132 sujeitos foram levantados do próprio local do estudo. Desses, 78 (59%) foram excluídos por não atenderem aos critérios de inclusão. Dos 54 elegíveis, 8 desistiram de participar antes de serem randomizados, 13 receberiam alta hospitalar breve e 9 não foram elegíveis para realizar a reabilitação no local do estudo, restando apenas 24 sujeitos. Estes foram randomizados, dos quais 14 foram alocados no GC e 10 no GE. Porém, para participar do estudo os indivíduos deveriam estar em tratamento no CHR, visto que a fisioterapia convencional fazia parte da intervenção de ambos os grupos e era realizada pelos fisioterapeutas do local. Após dar início ao protocolo do estudo, 7 participantes do GC e 2 do GE deixaram o estudo por receberem alta hospitalar, restando 7 participantes no GC e 8 no GE. Porém, 4 participantes do GC (2 por apresentarem erro de coleta e 2 por não realizarem a coleta posturográfica) e 3 do GE (2 por apresentarem erro de coleta e 1 por não realizar a coleta posturográfica) precisaram ser excluídos da análise.

### 3.2.2 Procedimentos para a análise dos efeitos do TLSP sobre o controle postural

O fluxograma a seguir (Figura 8) esquematiza os procedimentos que foram adotados na metodologia da análise dos efeitos do TLSP sobre o controle postural.

Figura 8 - Fluxograma com os procedimentos na etapa do estudo referente à avaliação dos efeitos do TLSP sobre o controle postural



Fonte: a autora (2015)

A triagem dos possíveis participantes da pesquisa foi realizada conforme descrito na seção 3. Os participantes que contemplavam os critérios para esta parte do estudo iniciavam a primeira etapa de avaliações, na qual eram realizadas a Posturografia estática e a Escala do Equilíbrio de Berg. De 2 a 7 dias era realizado o reteste da Posturografia, conforme descrito na seção 3.1.2.1.

Em seguida, os participantes eram randomizados, conforme as recomendações do CONSORT (MOHER, *et al.*, 2010; SCHULZ, ALTMAN E MOHER, 2010), com o auxílio de uma tabela de números pseudo-aleatórios compreendidos entre 0 e 1, com a mesma probabilidade de ocorrência.

Os participantes do GE receberam como intervenção 40 min de fisioterapia convencional realizada pelos próprios fisioterapeutas do CHR e 20 min adicionais de TLSP realizado pelas pesquisadoras. O GC recebeu apenas os 40 min de fisioterapia convencional, porém, após finalizada sua participação na pesquisa, tinha o direito de receber o mesmo protocolo de TLSP ofertado ao GE enquanto estivesse em tratamento no CHR. Ambos os grupos receberam a fisioterapia convencional realizada pelos profissionais do CHR, e nenhum controle foi exercido sobre os exercícios utilizados para que a pesquisa interferisse o menos possível na rotina do centro hospitalar, onde os profissionais gozam de total independência na escolha da terapia que consideram mais adequada, assim como as formas de evolução dos exercícios. Mas de uma forma geral, a fisioterapia convencional era composta por exercícios de mobilização articular, alongamento e fortalecimento muscular, exercícios de tomada de peso e treino de marcha em solo, geralmente associado à utilização de dispositivos auxiliares.

Foram realizadas 12 semanas de intervenção. A frequência semanal dependeu da agenda da fisioterapia convencional, ou seja, os participantes que realizavam fisioterapia convencional uma vez por semana, recebiam o programa de TLSP uma vez por semana e no mesmo dia. Aqueles que recebiam dois atendimentos semanais de fisioterapia convencional, da mesma forma realizavam o programa de TLSP duas vezes por semana, e nos mesmos dias. Caso o participante iniciasse o protocolo recebendo dois atendimentos semanais de fisioterapia convencional e reduzisse essa frequência para uma vez por semana, a frequência semanal do protocolo de TLSP era igualmente alterada. Após seis semanas, a Escala do Equilíbrio de Berg foi aplicada novamente, e após o término das 12 semanas foram repetidas todas as avaliações, seguindo os mesmos protocolos. Para cada participante, um mesmo avaliador, o qual

era cego em relação a qual grupo pertencia aquele sujeito, aplicava todas as etapas de avaliações.

A seguir serão descritos os procedimentos de avaliações e intervenção com maiores detalhes.

### 3.2.2.1 Avaliações

As avaliações foram realizadas sem o aparelho de suporte de peso, visto que o objetivo era avaliar os participantes na condição em que eles realizavam suas tarefas diariamente, ou seja, sem alívio do peso corporal.

#### 3.2.2.1.1 Posturografia

Os dados posturográficos do momento pré-intervenção, utilizados para avaliar os efeitos do TLSP sobre o controle postural, foram aqueles coletados no teste da Posturografia estática, conforme descrito na seção 3.1.2.1., com a repetição de três *trials*. A Figura 9 ilustra a realização de uma coleta.

Figura 9 - Posturografia Estática



Realização da posturografia estática, com o participante olhando para um ponto fixo distante 1 m das plataformas, pés padronizados, e com a presença de duas pesquisadoras para auxiliar em caso de desequilíbrio.

Fonte: a autora (2015)

Após 12 semanas, os dados do CP eram novamente coletados por meio da Posturografia estática. A aquisição e processamento dos sinais do CP para a obtenção das variáveis posturográficas seguiu a mesma metodologia apresentada na seção 3.1.2.2.

### **3.2.2.1.3 Escala do Equilíbrio de Berg**

A Escala do Equilíbrio de Berg (MIYAMOTO, *et. al.* 2004) é composta por 14 tarefas de equilíbrio semi-estático e dinâmico com diferentes níveis de dificuldade, que para serem realizadas exigem controle postural (BLUM E KORNER-BITENSKY 2008; KORNER-BITENSKY, WOOD-DAUPHINÉ E TEASELL, 2006). Cada atividade recebe uma pontuação de 0 a 4 pontos, conforme a forma em que foi realizada, obtendo um escore máximo de 56 pontos. Optou-se por incluí-la por ser uma escala largamente utilizada para avaliar o equilíbrio de indivíduos pós AVE (BLUM E KORNER-BITENSKI, 2008). Para essa avaliação, um pesquisador foi responsável por emitir os comandos e oferecer apoio ao participante caso este precisasse. Um outro pesquisador observava o desempenho do indivíduo em cada tarefa a fim de pontuá-lo. A avaliação completa, assim como as orientações e comandos está disponível no Anexo B.

### **3.2.2.2 Intervenção**

Como já relatado anteriormente, ambos os grupos realizaram a fisioterapia convencional do CHR. Além disso, o GE realizou também o programa de treino de marcha associado ao suporte de peso. Esse treino foi uma adaptação do programa desenvolvido por um pesquisador do grupo do projeto maior.

O programa consistiu em 20 minutos de TLSP, divididos em 10 minutos de treino de marcha em solo e 10 minutos de treino de marcha em esteira, realizado durante doze semanas, uma ou duas vezes por semana, conforme a mesma frequência semanal da fisioterapia convencional. No intervalo entre o treino de marcha em solo e em esteira, o participante descansava sentado durante 2 minutos. Foram permitidos outros intervalos para descanso sempre que o participante considerasse necessário, mas o tempo total de treino não ultrapassou 20 minutos.

Os sinais vitais de frequência cardíaca (FC) e pressão arterial (PA) do GE foram monitorados em todos os encontros, em três momentos: antes de iniciar o treino, no intervalo de descanso entre o treino de solo e em esteira, e após o término do treino.

Tanto o treino de marcha em solo quanto em esteira foi associado ao aparelho de suporte de peso (modelo 945-480, Biodex). Em ambos os treinos, uma pessoa auxiliava na tríplex flexão do MI parético e no posicionamento correto do pé, quando o participante tinha dificuldade ou não era capaz de fazer sozinho, por meio de dispositivos desenvolvidos para esta função (faixas de posicionamento e tração leve). Para o treino de marcha no solo, uma segunda pessoa auxiliava na condução do aparelho e emitia comandos verbais quando necessários, como por exemplo: “dobre o joelho”, “pise primeiro com o calcanhar”, “levante mais a perna”, “não arraste o pé no chão”, “endireite o tronco”. O paciente era estimulado a caminhar a uma velocidade confortável e auto selecionada, e o terapeuta o estimulava a aumentar gradativamente a velocidade desde que ele conseguisse manter um padrão de marcha adequado (respeitando suas limitações).

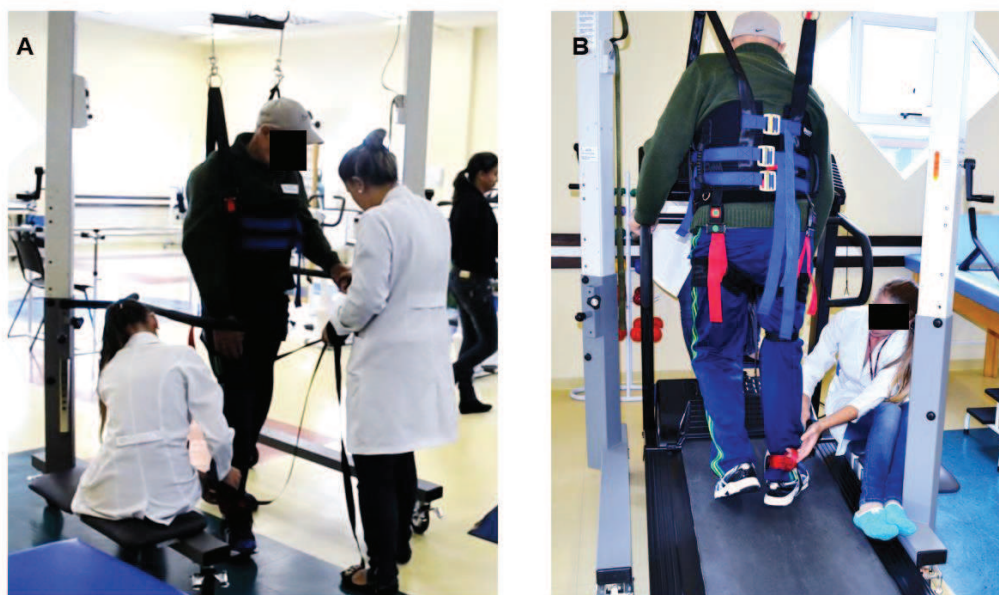
Para o treino de marcha na esteira ergométrica o participante era orientado a deambular a uma velocidade auto selecionada e confortável, a partir de 0,4 m/s, que é a velocidade mínima permitida pela esteira utilizada (Embrex 570-L), podendo segurar-se com as mãos nas barras laterais da esteira, e os mesmos comandos verbais do treino em solo foram adotados. Caso o participante não conseguisse deambular nessa velocidade na esteira, era realizado apenas o treino de marcha em solo, com duração máxima de 20 minutos, mantendo o intervalo de descanso após 10 min e sempre que o participante achasse necessário. Entretanto, assim que possível, o treino de marcha em esteira era incorporado.

Inicialmente, o alívio de peso foi de 40%, ou seja, o indivíduo sustentava apenas 60% da sua massa corporal, que era verificada a cada atendimento para a regulação do aparelho. Esse alívio de peso era reduzido progressivamente, de 5% em 5% até chegar a zero, conforme a evolução de cada participante. A velocidade foi aumentada conforme a habilidade do participante, com incrementos de 0,1 Km/h (valor mínimo permitido pela esteira utilizada) quando o participante era capaz de deambular por pelo menos 5 minutos sem compensações musculares. Em um atendimento era aumentada a velocidade e no atendimento subsequente o suporte de peso era diminuído, sem associar os dois meios de progressão do treino em um mesmo atendimento. Se após a progressão o participante apresentasse sinais de degradação



dos padrões da marcha (como reações associadas de MMSS, diminuição das amplitudes articulares), os parâmetros eram regredidos aos valores adotados anteriormente, anotados em sua ficha de evolução (Apêndice C). A Figura 10-A ilustra a realização do treino de marcha em solo, e a Figura 10-B do treino de marcha em esteira.

Figura 10 - TLSP em solo e em esteira



A Figura 10-A ilustra a aplicação do TLSP em solo, e a Figura 10-B a aplicação do TLSP na esteira.

Fonte: a autora (2015)

### 3.2.3 Análise estatística dos efeitos do TLSP sobre o controle postural

O número limitado da amostra (8) obtida para a avaliação dos efeitos do TLSP sobre o controle postural impediu a realização de testes estatísticos para a comparação entre os grupos. Para analisar as mudanças ocorridas no controle postural dos participantes entre os momentos pré e pós intervenção, os resultados foram descritos por medianas, mínimos e máximos e foram expostos em tabelas, cujos valores foram comparados com a MMD estabelecida previamente, a fim de verificar se a mudança observada no participante pode ser considerada real.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 RESULTADOS DA DETERMINAÇÃO DA REPETIBILIDADE E MMD

Os valores obtidos nas variáveis posturográficas, nas três repetições do teste e do reteste, estão descritos na Tabela 3 por meio de medianas, valores mínimos e máximos.

Tabela 3 - Valores de mediana, mínimo e máximo das variáveis posturográficas

| Teste/<br>Reteste | Variável                    | Mediana (mínimo – máximo) |                       |                       |
|-------------------|-----------------------------|---------------------------|-----------------------|-----------------------|
|                   |                             | Repetição 1               | Repetição 2           | Repetição 3           |
| TESTE             | AP $\rho_{\max}$            | 0,77 (-0,42 – 0,85)       | 0,67 (-0,18 – 0,88)   | 0,64 (-0,40 – 0,92)   |
|                   | Atraso AP $\rho_{\max}$ (s) | 0,00 (-0,48 – 1,00)       | 0,00 (-0,25 – 1,00)   | 0,00 (-0,18 – 0,50)   |
|                   | ML $\rho_{\max}$            | -0,43 (-0,92 – 0,36)      | -0,53 (-0,87 – 0,25)  | -0,58 (-0,90 – 0,46)  |
|                   | Atraso ML $\rho_{\max}$ (s) | 0,01 (-1,00 – 1,00)       | 0,00 (-1,00 – 1,00)   | 0,01 (-0,42 – 1,00)   |
|                   | AP $\rho_0$                 | 0,74 (0,00 – 0,85)        | 0,67 (0,15 – 0,88)    | 0,64 (-0,05 – 0,92)   |
|                   | ML $\rho_0$                 | -0,43 (-0,91 – 0,24)      | -0,53 (-0,87 – 0,46)  | -0,58 (-0,87 – 0,24)  |
|                   | Simetria (%)                | 32,16 (14,27 – 49,57)     | 33,64 (15,10 – 49,41) | 33,87 (13,39 – 49,43) |
|                   | RMS AP (mm)                 | 7,50 (1,89 – 21,46)       | 7,26 (2,74 – 18,34)   | 7,46 (2,20 – 21,14)   |
|                   | RMS ML (mm)                 | 10,88 (4,20 – 39,88)      | 10,05 (4,32 – 35,40)  | 11,15 (4,06 – 25,50)  |
| RETESTE           | AP $\rho_{\max}$            | 0,55 (-0,48 – 0,87)       | 0,58 (-0,27 – 0,90)   | 0,54 (-0,31 – 0,89)   |
|                   | Atraso AP $\rho_{\max}$ (s) | -0,01 (-0,23 – 1,00)      | -0,01 (-1,00 – 1,00)  | -0,02 (-1,00 – 0,03)  |
|                   | ML $\rho_{\max}$            | -0,34 (-0,77 – 0,35)      | -0,49 (-0,88 – 0,45)  | -0,34 (-0,74 – 0,46)  |
|                   | Atraso ML $\rho_{\max}$ (s) | 0,00 (-1,00 – 0,94)       | -0,01 (-1,00 – 0,16)  | 0,01 (-1,00 – 1,00)   |
|                   | AP $\rho_0$                 | 0,55 (-0,31 – 0,86)       | 0,57 (-0,02 – 0,90)   | 0,52 (0,15 – 0,89)    |
|                   | ML $\rho_0$                 | -0,34 (-0,76 – 0,19)      | -0,47 (-0,87 – 0,14)  | -0,40 (-0,74 – 0,34)  |
|                   | Simetria (%)                | 38,35 (21,15 – 49,25)     | 37,04 (18,02 – 49,89) | 37,34 (20,50 – 48,92) |
|                   | RMS AP (mm)                 | 6,74 (3,05 – 16,51)       | 6,54 (4,12 – 18,41)   | 6,90 (3,96 – 16,67)   |
|                   | RMS ML (mm)                 | 13,41 (4,85 – 27,49)      | 11,70 (6,10 – 28,87)  | 8,01 (4,97 – 28,48)   |

Fonte: a autora (2015)

Na Tabela 4 estão apresentados os valores de CCI intrassessão obtidos no teste e reteste, calculados com intervalo de 95% de confiança, para cada variável posturográfica.

Tabela 4 - CCI intrassessão do teste e do reteste

| Variável                | Teste            |              | Reteste          |              |
|-------------------------|------------------|--------------|------------------|--------------|
|                         | CCI intrassessão | IC 95%       | CCI intrassessão | IC 95%       |
| AP $\rho_{\max}$        | 0,57             | 0,27 – 0,80  | 0,18             | -0,11 – 0,53 |
| Atraso AP $\rho_{\max}$ | -0,06*           | -0,27 – 0,28 | -0,01*           | -0,22 – 0,32 |
| ML $\rho_{\max}$        | 0,57             | 0,28 – 0,80  | 0,20             | -0,09 – 0,55 |
| Atraso ML $\rho_{\max}$ | 0,16             | -0,12 – 0,52 | 0,08             | -0,16 – 0,43 |
| AP $\rho_0$             | 0,32             | 0,02 – 0,64  | 0,13             | -0,14 – 0,49 |
| ML $\rho_0$             | 0,59             | 0,30 – 0,81  | 0,37             | 0,06 – 0,67  |
| Simetria                | 0,96             | 0,92 – 0,99  | 0,95             | 0,88 – 0,98  |
| RMS AP                  | 0,89             | 0,77 – 0,96  | 0,88             | 0,76 – 0,95  |
| RMS ML                  | 0,72             | 0,47 – 0,88  | 0,60             | 0,31 – 0,82  |

\* Valores negativos devido a uma covariância média negativa entre itens

Fonte: a autora (2015)

A Tabela 5 apresenta os valores de CCI intersessão e MMD de cada variável, calculados com intervalo de 95% de confiança.

Tabela 5 - CCI intersessão e MMD

| Variável                | CCI intersessão | IC 95%       | MMD     |
|-------------------------|-----------------|--------------|---------|
| AP $\rho_{\max}$        | 0,73            | 0,22 – 0,90  | 0,47    |
| Atraso AP $\rho_{\max}$ | 0,72            | 0,19 – 0,90  | 2,15 ms |
| ML $\rho_{\max}$        | 0,55            | -0,30 – 0,84 | 0,68    |
| Atraso ML $\rho_{\max}$ | 0,78            | 0,36 – 0,92  | 3,51 ms |
| AP $\rho_0$             | 0,88            | 0,67 – 0,96  | 0,21    |
| ML $\rho_0$             | 0,70            | 0,14 – 0,90  | 0,47    |
| Simetria                | 0,97            | 0,91 – 0,99  | 5,00    |
| RMS AP                  | 0,97            | 0,92 – 0,99  | 2,07 mm |
| RMS ML                  | 0,94            | 0,82 – 0,98  | 4,79 mm |

Fonte: a autora (2015)

## 4.2 RESULTADOS DA ANÁLISES DOS EFEITOS DO TLSP SOBRE O CONTROLE POSTURAL

A mediana do número de atendimentos realizados foi 16 (8 – 21) para o GC e 20 (8 – 23) para o GE. Mais detalhes estão apresentados na Tabela 6:

Tabela 6 - Número de atendimentos previstos e realizados

| Grupo | Participante | Nº de atendimentos previstos | Nº de atendimentos realizados | Alívio de peso inicial (%) | Alívio de peso final (%) |
|-------|--------------|------------------------------|-------------------------------|----------------------------|--------------------------|
| GC    | 1            | 18                           | 8                             | -                          | -                        |
|       | 2            | 20                           | 16                            | -                          | -                        |
|       | 3            | 24                           | 21                            | -                          | -                        |
| GE    | 1            | 15                           | 8                             | 40                         | 0                        |
|       | 2            | 13                           | 11                            | 40                         | 10                       |
|       | 3            | 24                           | 20                            | 40                         | 15                       |
|       | 4            | 19                           | 11                            | 40                         | 0                        |
|       | 5            | 24                           | 23                            | 40                         | 0                        |

Fonte: a autora (2015)

A proposta inicial do programa de intervenção foi de 12 semanas, a frequência semanal variou conforme a frequência da Fisioterapia convencional que cada participante realizava no local de estudo. Os motivos da não realização de 100% do número de atendimentos previstos foram: faltas por parte dos participantes por motivos pessoais, dias que coincidiram com feriados e não funcionamento do local de aplicação do estudo por greve dos funcionários.

A Tabela 7 apresenta os resultados das variáveis posturográficas para todos os participantes no momento pré intervenção (1ª semana).

Tabela 7 - Valores das variáveis posturográficas para cada participante no momento pré intervenção

| Grupo | Participante | Atraso          |                     | Atraso          |                     | AP $\rho_0$ | ML $\rho_0$ | Simetria (%) | RMS AP (mm) | RMS ML (mm) |
|-------|--------------|-----------------|---------------------|-----------------|---------------------|-------------|-------------|--------------|-------------|-------------|
|       |              | AP $\rho_{max}$ | AP $\rho_{max}$ (s) | ML $\rho_{max}$ | ML $\rho_{max}$ (s) |             |             |              |             |             |
| GC    | 1            | -0,03           | 0,49                | 0,11            | 0,19                | 0,17        | 0,10        | 25,02        | 11,87       | 15,12       |
|       | 2            | 0,57            | -0,18               | -0,36           | -0,22               | 0,45        | -0,24       | 48,65        | 20,32       | 25,98       |
|       | 3            | 0,49            | 0,07                | -0,70           | 0,04                | 0,46        | -0,68       | 14,25        | 12,60       | 13,48       |
| GE    | 1            | 0,81            | 0,09                | -0,59           | 0,03                | 0,80        | -0,59       | 25,01        | 6,06        | 11,95       |
|       | 2            | 0,63            | -0,01               | -0,41           | 0,00                | 0,63        | -0,41       | 32,02        | 6,56        | 6,84        |
|       | 3            | 0,71            | 0,00                | -0,73           | -0,11               | 0,70        | -0,72       | 32,99        | 9,47        | 18,54       |
|       | 4            | -0,02           | 0,16                | 0,05            | -0,20               | 0,24        | -0,17       | 43,39        | 2,28        | 5,47        |
|       | 5            | 0,64            | 0,00                | -0,20           | 0,33                | 0,64        | -0,32       | 28,45        | 8,26        | 12,04       |

Fonte: a autora (2015)

Os resultados das variáveis posturográficas após as 12 semanas de intervenção estão apresentados na Tabela 8.

Tabela 8 - Valores das variáveis posturográficas para cada participante no momento pós intervenção.

| Grupo | Participante | Atraso          |                     | Atraso          |                     | AP $\rho_0$ | ML $\rho_0$ | Simetria (%) | RMS AP (mm) | RMS ML (mm) |
|-------|--------------|-----------------|---------------------|-----------------|---------------------|-------------|-------------|--------------|-------------|-------------|
|       |              | AP $\rho_{max}$ | AP $\rho_{max}$ (s) | ML $\rho_{max}$ | ML $\rho_{max}$ (s) |             |             |              |             |             |
| GC    | 1            | 0,32            | 0,67                | -0,02           | -0,19               | 0,25        | 0,00        | 32,25        | 8,99        | 11,26       |
|       | 2            | 0,28            | 0,12                | -0,11           | -0,41               | 0,19        | 0,00        | 48,15        | 16,64       | 20,75       |
|       | 3            | 0,64            | -0,12               | -0,47           | -0,09               | 0,60        | -0,44       | 19,69        | 8,73        | 8,39        |
| GE    | 1            | 0,71            | 0,02                | -0,53           | 0,00                | 0,71        | -0,15       | 32,16        | 4,17        | 10,41       |
|       | 2            | 0,04            | 0,33                | 0,03            | 0,00                | 0,18        | -0,13       | 39,46        | 7,12        | 10,37       |
|       | 3            | 0,69            | 0,01                | -0,65           | 0,03                | 0,69        | -0,64       | 34,76        | 11,34       | 17,98       |
|       | 4            | 0,37            | -0,01               | -0,16           | -0,35               | 0,37        | -0,30       | 44,48        | 3,09        | 3,71        |
|       | 5            | 0,48            | -0,04               | -0,04           | 0,34                | 0,47        | -0,12       | 28,66        | 6,18        | 9,84        |

Fonte: a autora (2015)

Na Tabela 9 estão apresentadas as diferenças obtidas entre os momentos pré e pós intervenção para cada participante, separados por grupo.

Tabela 9 - Diferenças obtidas para as variáveis posturográficas entre os momentos pré e pós intervenção.

| Grupo | Participante | Atraso          |                     | Atraso          |                     | AP $\rho_0$ | ML $\rho_0$ | Simetria (%) | RMS AP (mm) | RMS ML (mm) |
|-------|--------------|-----------------|---------------------|-----------------|---------------------|-------------|-------------|--------------|-------------|-------------|
|       |              | AP $\rho_{max}$ | AP $\rho_{max}$ (s) | ML $\rho_{max}$ | ML $\rho_{max}$ (s) |             |             |              |             |             |
| GC    | 1            | 0,35            | 0,18                | -0,13           | -0,38               | 0,08        | -0,10       | 7,23*        | -2,89*      | -3,86       |
|       | 2            | -0,29           | 0,30                | 0,25            | -0,19               | -0,25*      | 0,24        | -0,49        | -3,68*      | -5,23*      |
|       | 3            | 0,15            | -0,19               | 0,24            | -0,14               | 0,15        | 0,24        | 5,44*        | -3,87*      | -5,09*      |
| GE    | 1            | -0,10           | -0,07               | 0,06            | -0,03               | -0,09       | 0,44*       | 7,15*        | -1,89       | -1,54       |
|       | 2            | -0,59*          | 0,34                | 0,43            | 0,01                | -0,44*      | 0,28        | 7,44*        | 0,56        | 3,53        |
|       | 3            | -0,01           | 0,02                | 0,07            | 0,13                | -0,01       | 0,08        | 1,77         | 1,87        | -0,56       |
|       | 4            | 0,40            | -0,17               | -0,21           | -0,15               | 0,14        | -0,13       | 1,09         | 0,81        | -1,76       |
|       | 5            | -0,16           | -0,05               | 0,16            | 0,01                | -0,16       | 0,20        | 0,21         | -2,09*      | -2,20       |

\* Valores em módulo superiores à MMD

Fonte: a autora (2015)

Os escores obtidos na Escala do Equilíbrio de Berg nos três momentos de avaliação (1<sup>a</sup>, 7<sup>a</sup> e 15<sup>a</sup> semana) para cada participante estão apresentados na Tabela 10.

Tabela 10 - Escores obtidos na EEB nos três momentos de avaliação

| Grupo | Participante | 1ª Semana | 7ª Semana | 15ª Semana |
|-------|--------------|-----------|-----------|------------|
| GC    | 1            | 31        | 50        | 55         |
|       | 2            | 45        | 52        | 52         |
|       | 3            | 14        | 27        | 37         |
| GE    | 1            | 19        | 20        | 18         |
|       | 2            | 45        | 52        | 52         |
|       | 3            | 56        | 56        | 56         |
|       | 4            | 45        | 55        | 56         |
|       | 5            | 14        | 27        | 37         |

Fonte: a autora (2015)

Na Tabela 11 estão apresentados os valores de diferença da EEB entre a 1ª e a 7ª semana, a 7ª e a 8ª semana e a 1ª e a última semana de avaliação (15ª) para cada participante, separados pelo grupo de alocação.

Tabela 11 - Diferenças entre as semanas de avaliação na EEB

| Grupo | Participante | Diferença entre as semanas: |          |          |
|-------|--------------|-----------------------------|----------|----------|
|       |              | 1ª e 7ª                     | 7ª e 15ª | 1ª e 15ª |
| GC    | 1            | 19*                         | 5        | 24*      |
|       | 2            | 7*                          | 0        | 7*       |
|       | 3            | 13*                         | 10*      | 23*      |
| GE    | 1            | 1                           | -2       | -1       |
|       | 2            | 12*                         | -7*      | 5        |
|       | 3            | 1                           | 0        | 1        |
|       | 4            | 0                           | 0        | 0        |
|       | 5            | 10*                         | 1        | 11*      |

\* Valores em módulo superiores à MMD

Fonte: a autora (2015)

## 5 DISCUSSÃO

### 5.1 DISCUSSÃO DA DETERMINAÇÃO DA REPETIBILIDADE E MMD

Apesar da ausência de consenso quanto ao que constitui um bom CCI (WEIR, 2005), para a análise dos dados nesse trabalho, valores de CCI menores que 0,4 foram considerados como indicativos de baixa repetibilidade, entre 0,4 e 0,75 como boa repetibilidade e CCI maiores que 0,75 como indicativos de repetibilidade excelente (FLEISS, 1999).

Com relação à repetibilidade intrassessão, os resultados obtidos indicaram baixa repetibilidade tanto no teste quanto no reteste para as variáveis Atraso ML  $\rho_{\max}$  (0,16 e 0,08) e AP  $\rho_0$  (0,32 e 0,13). Já as variáveis AP  $\rho_{\max}$  e ML  $\rho_0$  apresentaram baixa repetibilidade apenas no reteste, com CCI de 0,18 e 0,37, respectivamente. O Atraso AP  $\rho_{\max}$  apresentou CCI negativo nos dois momentos de avaliação devido à uma covariância média negativa entre itens. Boa repetibilidade foi encontrada para as variáveis AP  $\rho_{\max}$  (0,57), ML  $\rho_{\max}$  (0,57) e ML  $\rho_0$  (0,59) no teste e para a variável RMS ML tanto no teste como no reteste (0,72 e 0,60). A simetria de descarga de peso apresentou excelente repetibilidade com valores de CCI superiores a 0,90 no teste e reteste. Excelente repetibilidade foi encontrada também para o RMS AP, com valores de 0,89 no teste e 0,88 no reteste, superiores aos valores encontrados por Carpenter *et al.* (2001) para uma população de jovens hígidos. Porém, no estudo de Carpenter *et al.* (2001), além da população, a metodologia aplicada foi diferente, visto que o objetivo dos autores citados foi avaliar a confiabilidade com *trials* de diferentes durações. Para tanto, os jovens realizaram três coletas de 120 s que foram divididas em *trials* com durações de 15, 30, 60 e 120 s. Entre os *trials* de 30 s, o CCI encontrado foi de 0,49, chegando a 0,72 entre os *trials* com duração de 120 s.

Um achado inesperado para a repetibilidade intrassessão foi que os valores de CCI do reteste foram inferiores aos encontrados no teste para todas as variáveis. Apesar disso, na avaliação da repetibilidade intersessão, todas as variáveis apresentaram repetibilidade boa à excelente. Este achado pode ser devido ao fato de que, no cálculo da repetibilidade intersessão foram utilizadas a média de três *trials*, ao passo que para a repetibilidade intrassessão foram usados valores únicos. Segundo Gray, Ivanova e Garland (2014), dois a três *trials* são necessários para alcançar valores médios estáveis de algumas medidas tradicionais do CP para sujeitos pós

AVE, demonstrando a importância em realizar a média de *trials* para obter medidas mais confiáveis. Porém, os autores observaram confiabilidades melhores com os primeiros dois a três *trials*, com declínios nos *trials* subsequentes, o que pode ser um indicativo de fadiga, e alertaram para o fato de que, para indivíduos pós AVE, a confiabilidade da medida pode ser comprometida se forem usadas médias de um número elevado de *trials*. O presente estudo é o primeiro a reportar a repetibilidade das medidas estudadas, logo, análises futuras seriam necessárias para determinar o número de *trials* necessários para obter medidas estáveis e com maior confiabilidade.

Além do número de *trials*, é interessante analisar qual duração de *trial* seria mais adequada para avaliar o controle postural de indivíduos pós AVE por meio das variáveis estudadas. Carpenter *et al.* (2001) observaram aumento nos valores de CCI de medidas do CP à medida que a duração do *trial* aumentou de 15s para 120s em sujeitos hígidos. Doyle, Newton e Burnett (2005) só encontraram níveis aceitáveis de confiabilidade com pelo menos cinco *trials* de 60s para a mesma população. Tais achados sugerem que a variabilidade entre os sujeitos tende a reduzir com *trials* de durações maiores para indivíduos hígidos. Porém, para a população estudada, mais estudos são necessários para chegar a conclusões.

Eng e Chu (2002) determinaram a confiabilidade de habilidades da descarga de peso em cada membro inferior em indivíduos pós AVE em estágio crônico, na realização de cinco tarefas em pé, com intervalo de dois dias entre o teste e o reteste. Uma das tarefas foi a manutenção da postura ereta semi-estática durante 30 s. A habilidade de descarga de peso em cada membro inferior foi determinada como uma porcentagem da metade do peso corporal total. Apesar da definição de simetria usada no presente estudo ser diferente da de Eng e Chu (2002), assemelha-se à definição da habilidade de descarga de peso do membro inferior parético, cujo CCI foi de 0,95, muito próximo ao encontrado no presente estudo, que foi 0,97.

Ainda em relação à repetibilidade intersessão, os resultados sugerem que o valor de sincronização AP no atraso igual a zero ( $AP \rho_0$ ) é mais confiável que a sincronização no atraso de maior correlação ( $AP \rho_{max}$ ), cujos valores de CCI intersessão foram 0,88 (excelente) e 0,73 (bom), respectivamente. No estudo de MANSFIELD *et al.* (2012), a  $AP \rho_0$  foi relacionada com um aumento no risco de quedas, sendo sugerida pelos autores como uma medida de sincronização mais significativa do que na direção ML.



Para cada variável, foi reportado ainda, o valor da MMD, que refere-se à magnitude mínima de mudança que deve ocorrer para ser considerada real (WEIR, 2005). Com relação às medidas de sincronização, a AP e ML  $\rho_0$ , por serem mais confiáveis que a AP e ML  $\rho_{max}$ , exigem variações menores para serem consideradas reais.

À luz desses resultados, é possível interpretar melhor outros trabalhos que utilizaram essas variáveis para avaliar intervenções clínicas, como o estudo de De Haart *et al.* (2004), que avaliou os efeitos de uma intervenção de reabilitação sobre o equilíbrio de indivíduos pós AVE pelo RMS AP e ML. Após 12 semanas de terapia individualizada, os autores observaram melhora da estabilidade postural, evidenciada pela diminuição do RMS AP e ML. Com os resultados da presente pesquisa, é possível afirmar, com 95% de confiança, se a mudança observada representa ou não uma mudança genuína. Além disso, é possível interpretar a evolução de cada sujeito individualmente, e ainda, contabilizar o número de sujeitos cuja mudança foi superior à MMD.

## 5.2 DISCUSSÃO DOS EFEITOS DO TLSP SOBRE O CONTROLE POSTURAL

Para determinar se as mudanças observadas após a intervenção podem ser consideradas reais, os valores de diferença entre os momentos pré e pós intervenção foram comparados com a MMD estabelecida previamente nesse estudo. Com relação à AP  $\rho_{max}$ , cujo CCI intersessão encontrado foi de 0,73 (boa repetibilidade), foi observada mudança superior à MMD em apenas um participante do GE, que apresentou regressão de -0,59. A AP  $\rho_0$ , cuja repetibilidade intersessão foi excelente (CCI=0,88), apresentou mudanças reais para dois participantes: um do GC e um do GE, cuja sincronização diminuiu em relação ao momento pré-intervenção em -0,25 e -0,44, respectivamente. Essas regressões observadas para as variáveis de sincronização não eram esperadas. Possíveis causas podem estar relacionadas na atenção investida na tarefa. Roerdink *et al.* (2006) reanalizaram, por meio de medidas complementares (sistemas dinâmicos), os dados do estudo de De Haart *et al.* (2004), cujo objetivo era investigar a recuperação do equilíbrio de indivíduo pós AVE usando análises tradicionais do CP. As novas análises permitiram observar que, apesar da amplitude e velocidade de oscilação diminuírem e da simetria de descarga de peso

aumentar após a reabilitação, sugerindo um melhor controle postural, a oscilação postural dos indivíduos pós AVE, que era mais regular do que indivíduos hígidos, passou a se tornar menos regular com a reabilitação, sugerindo que houve uma redução na atenção investida para a manutenção da postura.

A simetria de descarga de peso, cuja repetibilidade intersessão foi excelente, apresentou aumento real em dois participantes do GC (7,23 e 5,44), e dois do GE (7,15 e 7,44). Com relação à oscilação postural, todos os participantes do GC e um do GE apresentaram diminuição considerada real para o RMS AP, cuja repetibilidade intersessão foi excelente. No sentido médio-lateral (CCI intersessão = 0,94) foi observada mudança real apenas em dois participantes do GC, que apresentaram diminuição de -5,23 mm e -5,09 mm, respectivamente.

Na EEB pode-se observar, de uma forma geral, melhores resultados no GC com relação ao GE. Para analisar se as mudanças podem ser consideradas reais, é necessário distinguir os participantes entre os que estavam em um estágio crônico (episódio de AVE há mais de seis meses) e agudo (episódio de AVE há menos de seis meses), visto que os estudos de MMD dessa escala encontrados na literatura foram realizados dessa forma. O estudo de Liaw *et al.* (2008) encontrou MMD de 6,7 para indivíduos pós AVE em estágio agudo, enquanto que o estudo de Stevenson (2001) investigou a MMD para indivíduos em estágio crônico, determinando uma mudança mínima de 6 pontos para ser considerada real. No presente estudo, apenas dois participantes estavam em um estágio crônico, um do GC (nº2) e um do GE (nº 1). Destes, o participante do GE não apresentou mudança real na EEB em nenhum dos momentos de avaliação, ao passo que o participante em estágio crônico do GC apresentou melhora real na EEB em dois momentos de avaliação (entre a 1ª e a 7ª e entre a 1ª e a 15ª semana). Já em relação aos que se encontravam no estágio agudo, dois participantes do GE não apresentaram mudanças reais em nenhum momento de avaliação (nº 3 e nº4). Apenas dois participantes apresentaram mudanças reais entre a 7ª e 15ª semana de avaliação: o participante nº 3 do GC, que obteve uma melhora de 10 pontos; e o nº 2 do GE que regrediu 7 pontos, porém apresentou melhora de 5 pontos entre a 1ª e a 15ª semana. Visitin *et al.* (1998) avaliaram os efeitos do TLSP em esteira comparado ao treino convencional de marcha em solo sobre o equilíbrio de indivíduos pós AVE, e observaram uma variação média de cerca de 16 pontos na EEB no grupo que realizou o TLSP, contra 9 pontos no grupo que recebeu o treino convencional. Apesar dos autores terem encontrado diferença entre os grupos

significante estatisticamente, ambos os grupos apresentaram melhoras acima da MMD. Mudanças acima da MMD também foram observadas por Garland *et al.* (2003), que investigaram os efeitos de quatro semanas de fisioterapia convencional sobre o equilíbrio de 27 indivíduos pós AVE em estágio agudo, avaliado por meio da EEB, e observaram uma evolução média de  $14,0 \pm 7,1$  pontos, porém a falta de detalhes referentes à terapia e metodologia empregada limitam maiores discussões.

O estudo realizado por Yoneyama *et al.* (2009), comparou também os efeitos do TLSP em esteira em relação à fisioterapia convencional, sobre a EEB de indivíduos pós AVE. O grupo estudo, composto por 4 sujeitos, recebeu inicialmente exercícios de alongamento de MMII e de descarga de peso em esteira e rampa, seguidos pelo treino com suporte de peso em esteira durante 15 min. Nos 10 primeiros atendimentos foram aliviados 30% do peso corporal, e nos 10 atendimentos subsequentes o treino foi realizado sem nenhum alívio, ou seja com 0% de suporte. O grupo controle foi composto por 3 sujeitos, porém os autores não descrevem os exercícios convencionais realizados. A duração total de cada atendimento foi de 40 a 45 min para ambos os grupos. Apesar do tamanho da amostra, os autores optaram pela aplicação de testes estatísticos, e observaram que, apesar da ausência de significância estatística entre os grupos, a evolução entre os momentos pré e pós intervenção foi significativa estatisticamente apenas no GE. Porém, ao analisar a evolução de cada sujeito na EEB, observa-se que nenhum sujeito, de nenhum dos grupos, apresentou evolução superior à MMD. No protocolo da presente pesquisa, os participantes iniciaram o TLSP com 40% de suporte de peso, com previsão de redução gradativa, de acordo com suas evoluções individuais. Conforme pode ser observado na Tabela 6, apenas dois participantes do GE (nº 2 e nº 3) não finalizaram o programa com 0% de suporte. Ao analisar suas evoluções pré e pós intervenção, observa-se que, para ambos, a evolução na EEB não foi superior à MMD. Além disso, o participante nº 3, apesar de ter realizado 20 dos 24 atendimentos previstos, não apresentou mudança real em nenhuma das variáveis posturográficas analisadas.

Diferentes intervenções tem sido propostas a fim de acelerar o processo de recuperação cinético-funcional e promover melhor controle postural de indivíduos pós AVE. Porém, até o presente momento, não é possível afirmar qual tipo de terapia é superior para alcançar tais objetivos. Pollock *et al.* (2008) revisaram 21 trabalhos de aplicação de programas de intervenções voltadas à reabilitação pós AVE e concluíram que nenhum programa provou ser superior na recuperação da função dos MMII e do

controle postural nessa população. Corroborando com esses resultados, Dobkin e Duncan (2012), após uma revisão sistemática de estudos clínicos randomizados que compararam o TLSP e o treino assistido por robôs com o treino progressivo de marcha em solo, concluíram que essas estratégias são melhores do que nenhuma intervenção, porém não são superiores em relação ao custo e desfecho de outras formas de terapias convencionais.

Scianni, Teixeira-Salmela e Ada em uma pesquisa publicada em 2012, apontaram as dificuldades na realização de estudos clínicos randomizados no Brasil. Um dos objetivos das autoras foi determinar a taxa de recrutamento de indivíduos pós AVE residentes da comunidade para a participação em um estudo clínico randomizado para avaliar os efeitos de um programa de treinamento de força em adição ao treino de marcha sobre essa população. Nesse estudo, 150 possíveis participantes foram levantados, dos quais, 115 (77%) foram excluídos por não atenderem aos critérios de inclusão da pesquisa. Dos 35 sujeitos elegíveis, apenas 10 aceitaram participar, representando 7% dos 150 inicialmente levantados. A principal razão apontada pelos sujeitos foi a impossibilidade em custear o transporte até o local onde o estudo seria realizado. Semelhante ao estudo de Scianni, Teixeira-Salmela e Ada (2012), dos 132 sujeitos levantados na presente pesquisa, apenas 8 (6%) participaram das análises finais. Um número maior de sujeitos era esperado visto que a pesquisa foi realizada em um centro referência em reabilitação, que conta com transporte da prefeitura para os pacientes que não residem próximo ao local ou que não tem condições em custear o transporte.

## 6 CONCLUSÃO

De uma forma geral, os valores de CCI intrassessão (calculados a partir de medidas únicas) foram inferiores aos CCI intersessão (obtidos de valores médios), que apresentaram repetibilidade boa à excelente para todas as variáveis. Com relação à sincronização, concluiu-se que indivíduos pós AVE exercem maior controle sobre as oscilações no plano frontal, e que o valor de sincronização no atraso igual a zero é mais confiável que no atraso de maior correlação. A simetria de descarga de peso e o RMS AP apresentaram excelente repetibilidade em todas as análises (intrassessão teste e reteste e intersessão), sugerindo que essas variáveis podem ser usadas de forma confiável na avaliação de intervenções voltadas à melhora do controle postural de indivíduos pós AVE, em que mudanças superiores a 5,00 % e 2,07 mm, respectivamente, serão consideradas reais.

A aplicação da MMD para avaliar os efeitos do TLSP associado à fisioterapia convencional e da fisioterapia convencional isolada sobre o controle postural de indivíduos pós AVE não permitiu observar evidências de superioridade entre as intervenções comparadas.

## REFERÊNCIAS

ABMFR. Projeto Diretrizes. Associação Brasileira de Medicina Física e Reabilitação. **Acidente Vascular Encefálico Agudo: Reabilitação**. 2012. Disponível em: <<[http://www.projetodiretrizes.org.br/diretrizes11/acidente\\_vascular\\_encefalico\\_agudo\\_](http://www.projetodiretrizes.org.br/diretrizes11/acidente_vascular_encefalico_agudo_)>> Acesso em 01 de março de 2014.

ADA, L.; DEAN, C. M.; MORRIS, M. E. Supported treadmill training to establish walking in non-ambulatory patients early after stroke. **BMC Neurology**. v. 7, p. 29, 2007.

ADAMS, J.M.; PERRY, J. Análise da marcha: Aplicação Clínica. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2. ed. São Paulo: Premier, 1998. Cap. 7, p.147-174.

AIKAWA, A.C.; BRACCIALLI, L. M. P.; PADULA, R. S. Efeitos das alterações posturais e de equilíbrio estático na queda de idosos institucionalizados. **Revista Ciência Médica**. v. 15, n. 3, p. 189-196, 2006.

ALMEIDA, S.R. M. Análise epidemiológica do acidente vascular cerebral no Brasil. **Revista Neurociências**. v. 20, n. 4, p. 481-482, 2012.

AMTI. NetForce AMTI Acquisition Software Manual v.2.04.00, 2007.

ANKER, L.C. *et al.* The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. **Gait and Posture**. v.27, p.471-477, 2008.

BANKOFF, A. D. P. *et al.* Postura e equilíbrio corporal: um estudo das relações existentes. **Movimento e Percepção**. v. 7, n. 10, p.89-104, 2007.

BARELA, A. M. F.; DUARTE, M. Utilização da plataforma de força para a aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. **Brazilian Journal of Motor Behavior**. v.6, n.1, p.56-61, 2011.

BERG K.O.; WOOD-DAUPHINE´E S.L.; WILLIAMS J.I. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. **Scand J Rehabil Med.**v.27, p.27–36, 1995.

BLUM, L.; KORNER-BITENSKY, N. Usefulness of the berg balance scale in stroke rehabilitation: a systematic review. **Physical Therapy.** v. 88, n. 5, p. 559-566, 2008.

CARPENTER, M.G. *et al.* Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. **Gait and Posture.** v.13, p.35-40, 2001.

COMBS, S.A. *et al.* Effects of a intensive task-specific rehabilitation program for individuals with chronic stroke: A case series. **Disability e Rehabilitation.** v.32, n.8, p.669-678, 2010.

CORTEX Version 1.1. User's Manual, Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA.

DE HAART, M., GEURTS, A.C., HUIDEKOPER, S.C., FASOTTI, L., VAN LIMBEEK, J. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. **Arch Phys Med Rehabil.** v.85, p.886–895, 2004.

DESROSIERS, J. *et al.* Predictors of handicap situations following post stroke rehabilitation. **Disabil Rehabil.** v.24, p. 774-785, 2002.

DETREMBLEUR, C. *et al.* Energy cost, mechanical work and efficiency of hemiparetic walking. **Gait and Posture.** v.18, p.47-55, 2003.

DOBKIN, B.H.; DUNCAN, P.W. Should Body Weight-Supported Treadmill Training and Robotic-Assistive Steppers for Locomotor Training Trot Back to the Starting Gate? **Neurorehabilitation and Neural Repair.** v.26, n.11, p. 308-317, 2012.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia.** v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

DURWARD, B.; BAER, G.; WADE, J. Acidente Vascular Cerebral. In: STOKES, M. **Neurologia para fisioterapeutas**. São Paulo: Premier, 2000. Cap. 7, p.83-100.

DUTTON, M. Análise da marcha e postura. Em: \_\_\_\_\_ **Fisioterapia Ortopédica: exame, avaliação e intervenção**. 2 ed. Porto Alegre: Artmed, 2010. Cap. 13, p. 426-468.

ENG, J.J.; CHU, S.K. 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.

ESCABÍ, M.A. Biosignal Processing. In: ENDERLE, J.D.; BLACHARD, S.M.; BRONZINHO, J.D. **Introduction to Biomedical Engineering**. 2. ed. Elsevier, 2005. Cap. 10, p.549-625.

FLANSBJER, U-B; BLOM, J; BROGARDH, C. The reproducibility of Berg Balance Scale and the Single-Leg Stance in chronic stroke and the relationship between the two tests. **American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.4, p.165-170, 2012.

Fleiss JL. Reliability of Measurement. Em: **The Design and Analysis of Clinical Experiments**. 1ª ed. New York: John Wiley and Sons; 1999. p.1-28.

FREYLER, K. *et al*. Improved postural control in response to a 4-week balance training with partially unloaded bodyweight. **Gait and Posture**. v.40, p.291-296, 2014.

GARLAND, S.J.; IVANOVA, T.D.;MOCHIZUKI, G. Recovery of standing balance and healthy-related quality of life after mild or moderately severe stroke. **Arch Phys Med Rehabil**. v.88, p.218-227, 2007.

GARLAND SJ. *et al*. Recovery of standing balance and functional mobility after stroke. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 84, p.1753-1759, 2003.

GENTHON N. *et al*. Contribution of Each Lower Limb to Upright Standing in Stroke Patients. **Stroke**. v. 39, p. 1793-1799, 2008.



GEURTS, A.C.H. *et al.* A review of standing balance recovery from stroke, **Gait & Posture**. v.22, p.267-281, 2005.

GRAY, V.L.; IVANOVA, T.D.; GARLAND, S.J. Reliability of center of pressure measures within and between sessions in individuals post-stroke and healthy controls. **Gait and Posture**. v. 40, p.198-203, 2014.

GREENBERG, D. A.; AMINOFF, M.; SIMON, R. P. Acidente Vascular Cerebral. Em: \_\_\_\_\_ **Neurologia Clínica**. 2. ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1996. Cap.10, p. 273-306.

HALL, A.L. *et al.* Biomechanical variables related to walking performance 6-months following post-stroke rehabilitation. **Clinical Biomechanics**. v. 27, n. 10, p.1017-1022, 2012.

HALEY, S.M.; FRAGALA-PINKHAM, M.A. Interpreting Change Scores of Tests and Measures Used in Physical Therapy. **Physical Therapy**. v.86, n.5, p.735-743, 2006.

HATTON, A.L. *et al.* Standing on textured surfaces: effects on standing balance in healthy older adults. **Age and Ageing**. v.40, p. 363-368, 2011.

HESSE, S. *et al.* Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients. **Stroke**. v. 26, p.976-981, 1995.

HESSE, S.; KONRAD, M.; UHLENBROCK, D. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 80, n. 4, p. 421-427, 1999.

HESSE, S.; WERNER, C.; FRANKENBERG, S. VON; BARDELEBEN, A. Treadmill training with partial body weight support after stroke. **Phys Med Rehabil Clin N Am**, v. 14, p. 111-123, 2003.

HIENGKAEW, V; JITAREE, K; CHAYAWAT, P. Minimal Detectable Changes of the Berg Balance Scale, Fugl-meyer Assessment Scale, Timed "Up & Go" Test, Gait

Speeds and 2-Minute Walk Test | Individuals with Chronic Stroke with Different Degrees of Ankle Plantarflexor Tone. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 93, n.1, 2012.

HOLDEN, M. K. et al. Clinical gait assessment in the neurologically impaired. **Physical Therapy.** v. 64, n. 1, p. 35-40, 1984.

JUNIOR, R. S. M.; SILVA, E. B. Efetividade da reabilitação virtual no equilíbrio corporal e habilidades motoras de indivíduos com *déficit* neuromotor: uma revisão sistemática. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde.** v. 17, n. 3, p. 224-230, 2012.

KAMPHUIS, J.F. *et al.* Is weight-bearing asymmetry associated with postural instability after stroke? A systematic review. **Stroke Research and Treatment.** v.2013, 13p, 2013.

KLOOS, A.D; HEISS, D.G. Exercícios para problemas de equilíbrio. In: KISNER, C.;COLBY, L.A. **Exercícios Terapêuticos: Fundamentos e Técnicas.** 5. ed. São Paulo: Manole, 2009. Cap. 8, p. 259-281.

KORNER-BITENSKY, N.; WOOD-DAUPHINÉE, S.L.; TEASELL, R.J. Best versus actual practices in stroke rehabilitation: results of the Canadian National Survey [abstract]. **Stroke.** v. 37, p. 631, 2006.

KREBS, C; WEINBERG, J; AKESSON, E. Audição e Equilíbrio. Em: \_\_\_\_\_ **Neurociências ilustrada.** Porto Alegre: Artmed, 2013. Cap.11, p.196-219

LACOUR, M.; BERNARD-DEMANZE, L.; DUMITRESCU, M. Postural control, aging, and attention resources: Models and posture-analyses methods. **Clinical Neurophysiology.** v. 38, p.411-421, 2008.

LANGHORNE, P.; COUPAR, F.; POLLOCK, A. Motor recovery after stroke: a systematic review. **Lancet Neurol,** v.8, p.741-754, 2009.

LENT, R. O alto comando motor: estrutura e função dos sistemas supramedulares de comando e controle da motricidade. Em:\_\_\_\_\_ **Cem bilhões de neurônios:**

**conceitos fundamentais de neurociência**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2010. Cap. 12, p.421-464.

LIAW L.J. *et al.* The relative and absolute reliability of two balance performance measures in chronic stroke patients. **Disabil Rehabil**, v 30, p.656-661, 2008.

LINDQUIST, A.R.R. *et al.* Gait training combining partial body-weight support, a treadmill, and functional electrical stimulation: effects on poststroke gait. **Physical Therapy**. v. 87, n. 9, p.1144-1154, 2007.

LISTON, R.A.; BROUWER, B.J. Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the Balance Master. **ArchPhys Med Rehabil**. v. 77, 77:425 – 430, 1996.

MAKI, B.E.; MCILROY, W.E. The role of limb movements in maintaining upright stance: the “change-in-support” strategy. **Physical Therapy**. v.77, n.5, p.488-507, 1997.

MANSFIELD, A. *et al.* Between-limb synchronization for control of standing balance in individuals with stroke. **Clinical Biomechanics**. v. 26, p. 312-317, 2011.

MANSFIELD, A. *et al.* Clinical correlates of between-limb synchronization of standing balance control and falls during inpatient stroke rehabilitation. **Neurorehabilitation and Neural Repair**. v.26, n.6, p.627-635, 2012.

MARQUES JUNIOR, N.K. estatística Inferencial. EM: \_\_\_\_\_ **Estatística Aplicada ao Esporte e a Atividade Física**. v. 3, 2010. Cap 2, p. 03-25.

MAO, H.F.; HSUEH I.P.; TANG, P.F.; *et al.* Analysis and comparison of the psychometric properties of three balance measures for stroke patients. **Stroke**. v. 33, p.1022–1027, 2002.

MCCOMAS, A.J. *et al.* Functional changes in motoneurons of hemiparetic patients. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**. v.36, p. 183-193, 1973.

MCILROY, W. E.; MAKI, B. E. Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. **Clinical Biomechanics**. v. 12, n. 1, p. 66-70, 1997.

MEHRHOLZ, J. *et al.* Predictive validity and responsiveness of the Functional Ambulation Category in hemiparetic patients after stroke. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**. v.88, p.1314-1319, 2007.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, Secretaria de Atenção à Saúde, Departamento de Ações Programáticas Estratégicas. **Diretrizes de atenção à reabilitação da pessoa com acidente vascular cerebral**. Brasília: Ministério da Saúde, 2013.

MIYAMOTO, S T. *et al.* Brazilian version of the Berg Balance Scale. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**. v.37, n.1, p. 1411-1421, 2004.

MOCHIZUKI, G.; IVANOVA, T.D.; GARLAND, S.J. Synchronization of motor units in human soleus muscle during standing postural tasks. **J Neurophysiol**, v.94, p.62-69, 2005.

MOCHIZUKI, G. *et al.* Low-frequency common modulation of soleus motor unit discharge is enhanced during postural control in human. **Exp Brain Res**. v.175, p.584-595, 2006.

MOHER, D. *et al.* for the CONSORT Group. CONSORT 2010 Explanation and Elaboration: updated guidelines for reporting parallel group randomized *trial*. **BMJ**. 2010; 340:c869.

NAKAMURA, H; TSUCHIDA, T; MANO, Y. The assessment of posture control in the elderly using the displacement of the center of pressure after forward platform translation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v.11, p.395-403.

NILSSON, L. *et al.* Walking training os patients with hemiparesis at an early stage after stroke: a comparison of walk training on a treadmill with body weight support and walking on the ground. **Clinical Rehabilitation**. v.15, p.515-527, 2001.

ORTHO TRACK. **Ortho Track 6.5 reference manual**, 2007, 235 p.

PASCUAL-LEONE, A. *et al.* The Plastic Human Brain Cortex. **Annu Rev Neurosci.** v.28, p. 377-401, 2005.

PEURALA, S.H. *et al.* Postural instability in patients with chronic stroke. **Restorative Neurology and Neuroscience.** v.25, p.101-108, 2007.

POLLOCK, A. BAER, G., POMEROY, VM, LANGHORNE, P. Physiotherapy treatment approaches for the recovery of postural control and lower limb function following stroke (Review). Cochrane Database of Systematic Reviews, 2008.

RICHARDS, C.L. *et al.* Task-specific physical therapy for optimization of gait recovery in acute stroke patients. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 74, p.612–620, 1993.

ROERDINK, M. *et al.* On the relative contribution of the paretic leg to the control of posture after stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair.** v.23, n.3, p.267-274, 2009.

ROERDINK, M. *et al.* Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. **Exp Brain Res.** v. 174, p. 256–269, 2006.

SACCO, R.F. Doenças Vasculares. In: ROWLAND, L. P.; MERRIT, H. H. **Merrit Tratado de Neurologia.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997. Cap. 4, p.177-230.

SECRETARIA DE ATENÇÃO À SAÚDE. Consulta Pública nº5, de 25 de fevereiro de 2013. Disponível em: <<<http://www.saude.gov.br/consultapublica>. Acesso em: 01 de março de 2014.

SCHULZ, K.F; ALTMAN, D.G; MOHER, D; for de CONSORT Group. CONSORT 2010 Statement: updated guidelines for reporting parallel group randomized *trials*. **Ann Int Med.** 2010; 152.

SCIANNI, A.; TEIXEIRA-SALMELA, L.F.; ADA, L. Challenges in recruitment, attendance and adherence of acute stroke survivors to a randomized *trial* in Brazil: a feasibility study. **Rev Bras Fisiot.** v.16, n.1, p.40-45, 2012.

SHUMWAY-COOK, A; WOOLLACOTT, M.H. **Controle motor : teoria e aplicações práticas.** 2. ed. Barueri: Manole, 2010, 621 p.

STEVENSON, T.J. Detecting change in patients with stroke using the Berg Balance Scale. *Australian Journal of Physiotherapy*, v. 7, p. 29-38, 2001.

VAN ASSELDONK, E.H.; BUURKE, J.H.; BLOEM, B.R.; *et al.* Disentangling the contribution of the paretic and non-paretic ankle to balance control in stroke patients. **Experimental Neurology.** v. 201, p. 441-451, 2006.

VIM, **Primeira Edição Luso Brasileira do VIM**, 2012.

VISITIN, M. *et al.* A New Approach to Retrain Gait in Stroke Patients Through Body Weight Support and Treadmill Stimulation. **Stroke.** v. 29, p.1121-1128, 1998.

WEIR, J.P. quantifying test-retest reliability using The intraclass correlation coefficient and the SEM. **Journal of Strength and Conditioning Researc.** v. 19, n.1, p.231-240, 2005.

WINTER, D.A. **Biomechanical and motor control of human movement.** 4.ed. Wiley: Canadá, 2009.

WINTER, D.A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait and Posture.** v.3, n.4, p.193-214, 1995.

YANG, Y. *et al.* Cortical reorganization induced by body weight-supported treadmill training in patients with hemiparesis of different stroke durations. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.** v. 91, n. 4, p. 513-518, 2010.

YEN, C. *et al.* Gait training-induced change in corticomotor excitability in patients with chronic stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair.** v.22, n.1, p.22-30, 2008.

YONEYAMA, S.M. *et al.* Eficiência do treino de marcha em suporte parcial de peso no equilíbrio de pacientes hemiparéticos. **Rev Med São Paulo**, v.88, n.2, p.80-86, 2009.

ZOK, M.; MAZZÀ, C.; CAPPOZZO, A. Should the instructions issued to the subject in traditional static posturography be standardized? **Medical Engineering & Physics**. v. 30, n. 7, p. 913-916, 2008.

## APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, *(nome do sujeito da pesquisa, nacionalidade, idade, estado civil, profissão, endereço, RG)*, estou sendo convidado a participar de um estudo denominado “Estudo multidisciplinar dos efeitos de um protocolo de reabilitação motora com suporte parcial de peso para pacientes pós AVE: Estudo clínico randomizado”, cujo objetivo é avaliar o efeito de uma proposta de fisioterapia sobre a forma como pacientes pós AVE caminham, o seu equilíbrio em pé, a sua qualidade de vida e a forma como fazem suas tarefas diárias. Este estudo justifica-se porque a fisioterapia que está sendo proposta utiliza um equipamento de sustentação de peso e aplica exercícios que não são utilizados em pacientes pós AVE, neste hospital, sendo, portanto necessário estudar com detalhes os seus efeitos.

A minha participação no referido estudo será, inicialmente, no sentido responder perguntas e realizar atividades normais da minha vida diária (como andar, ficar em pé). Dependendo das minhas respostas e do meu desempenho nas atividades, minha participação na pesquisa será encerrada logo após esta etapa. Mas, de qualquer forma, eu continuando ou não na pesquisa, irei receber todas as terapias oferecidas pelo CHR recomendadas para a minha reabilitação.

Caso eu continue na pesquisa, passarei por três semanas de avaliações que vão acontecer nos seguintes momentos: antes de eu começar o tratamento; uma semana após a primeira semana de avaliação e depois de eu concluir 12 semanas do tratamento proposto nesse estudo.

Cada momento de avaliação será dividido em dois dias da semana. Em um dos dias, minha altura e peso serão medidos, responderei algumas perguntas sobre a minha qualidade de vida e sobre como realizo atividades na minha vida diária (por exemplo, alimentação, higiene pessoal, transferências, etc). Depois, vou executar uma série de tarefas (como levantar de uma cadeira e sentar novamente, permanecer em pé com os olhos fechados, etc). Nesse mesmo dia, irei passar por dois exames nos meus pés. Em um dos exames, um fisioterapeuta irá pressionar alguns pontos dos meus pés com pequenas hastes de plástico e, com meus olhos fechados, irei responder se estou ou não sentido a pressão. No outro exame, um fisioterapeuta irá movimentar meu tornozelo e eu, sem olhar, irei dizer em qual direção está movimentando.



No segundo dia de avaliação, vou passar pelo exame para verificar como estou caminhando, no Laboratório de Marcha. Esse é um exame realizado no próprio CHR, em um laboratório específico, que adota procedimentos padrão. Para passar por esse exame, precisarei estar vestido com roupas justas (shorts, top, sunga). Serão coladas pequenas bolinhas em alguns pontos do meu corpo (ombro, quadril, pernas, pés) e, em seguida, irei caminhar pelo laboratório enquanto sou filmado. As imagens geradas serão somente de minhas pernas e pés e não poderão me identificar. Ainda nesse dia, irei ficar em pé sobre duas placas de metal que ficam no chão do laboratório de marcha, sobre as quais permanecerei em pé, o mais imóvel possível, com olhos abertos e olhos fechados e com meus pés posicionados em duas configurações: livre e fixa. Na configuração livre, irei deixar os pés conforme eu me sentir mais à vontade. Na configuração fixa, os calcanhares ficarão a 17 cm de distância e os pés formarão um ângulo de 14°.

Em todas as tarefas serei acompanhado por fisioterapeutas que zelarão pela minha segurança.

Após todas essas avaliações, meu nome passará por um sorteio e, caso eu seja sorteado para o grupo de estudo, irei participar de 20 minutos adicionais de fisioterapia, nos mesmos dias de minhas sessões normais no CHR. Caso eu não seja sorteado para o grupo de estudo, não participarei desse tempo adicional de fisioterapia, mas, se eu desejar, poderei receber esse tratamento após o término do estudo, enquanto eu estiver em tratamento no CHR.

Se eu estiver no grupo estudo, durante o tempo adicional de fisioterapia, serei colocado em uma máquina cuja imagem foi mostrada para mim. Essa máquina sustentará parte do meu peso e impedirá que eu caia enquanto executo as tarefas propostas durante o atendimento. As tarefas são: andar sobre o solo e andar sobre uma esteira como as de academias de ginástica. Fisioterapeutas irão me orientar e me auxiliar o tempo todo.

Antes do início de todas as sessões de fisioterapia, minha pressão arterial e meus batimentos cardíacos serão medidos. Caso haja alguma anormalidade, serei dispensado dos procedimentos e encaminhado à assistência necessária.

Fui informado de que, se eu faltar à fisioterapia adicional por duas sessões consecutivas, ou por seis vezes ao longo das doze semanas de tratamento, minha participação no estudo será encerrada.

Estou ciente de que, por participar desta pesquisa, serei beneficiado ao passar por

avaliações adicionais sobre meu estado de saúde, as quais não são corriqueiramente realizadas, como a análise de marcha. Recebi, por outro lado, os esclarecimentos necessários sobre os possíveis desconfortos e riscos decorrentes do estudo, levando-se em conta que é uma pesquisa, e os resultados positivos ou negativos somente serão obtidos após a sua realização. Fui informado também de que as avaliações podem causar cansaço e desconforto, pois terei que realizar uma série de tarefas que não estou habituado.

Se eu estiver no grupo de estudo, fui alertado de que a participação nas sessões de fisioterapia adicional pode causar algum desconforto, principalmente nas primeiras, por ser necessário que eu vista um colete que poderá apertar um pouco o meu peito e abdômen.

Estou ciente de que a minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, me identificar, será mantido em sigilo.

Também fui informado de que posso me recusar a participar do estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, e se desejar sair da pesquisa, não sofrerei qualquer prejuízo à assistência que venho recebendo no CHR.

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto e seus telefones para contato são Elisângela Ferretti Manffra (3271-1674), Márcia Regina Cubas (3271-1357), Auristela Duarte de Lima Moser (3271-1674), Gisele F. Devetak (9981-6346), Juliana Carla de Almeida (9658-4619), Katren P. Corrêa (9911-0713), Suzane Ketlyn Martello (9204-4624).

É assegurada a assistência durante toda a pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências e sobre tudo o que eu queira saber antes, durante e depois da minha participação.

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de tudo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo desse estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico a receber ou a pagar por minha participação.

No entanto, caso eu tenha qualquer despesa estritamente decorrente da participação na pesquisa, haverá ressarcimento em dinheiro ou depósito em conta-corrente dos valores por mim gastos. De igual maneira, caso ocorra algum dano

decorrente da minha participação no estudo, serei devidamente indenizado, conforme determina a lei.

Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo, devo ligar para o CEP PUCPR (41) 3271-2292 ou mandar um *e-mail* para nep@pucpr.br

Curitiba,..... de..... de 2014.

*Nome e assinatura do sujeito da pesquisa*

*Nome(s) e assinatura(s) do(s) pesquisador(es) responsável(responsáveis)*

## APÊNDICE B – FICHA DE AVALIAÇÃO

Nome do Participante: \_\_\_\_\_

Protocolo: \_\_\_\_\_ Data da aval: \_\_\_\_\_

Avaliador: \_\_\_\_\_

### DADOS PESSOAIS

|                |  |               |  |
|----------------|--|---------------|--|
| Data de Nasc.: |  | Idade:        |  |
| Altura:        |  | Peso:         |  |
| PA:            |  | FC:           |  |
| Profissão:     |  | Escolaridade: |  |
| Dominância     |  | IMC:          |  |

### CONTATO

|                  |  |
|------------------|--|
| Telefone:        |  |
| Outros contatos: |  |
| E-mail:          |  |

### CRITÉRIOS

|   |     |  |     |  |
|---|-----|--|-----|--|
| Diagnóstico clínico:                        |     |  |     |  |
| Lado da hemiparesia:                        |     |  |     |  |
| Data do último episódio de AVE:             |     |  |     |  |
| Topografia da lesão:                        |     |  |     |  |
| Apresenta mais de um episódio de AVE?       | Sim |  | Não |  |
| Apresenta distúrbios na fala?               | Sim |  | Não |  |
| Apresenta neuropatia diabética?             | Sim |  | Não |  |
| Outro distúrbio neurológico ou vestibular?  | Sim |  | Não |  |
| Deformidade em MMII?                        | Sim |  | Não |  |
| TBA nos últimos 6 meses?                    | Sim |  | Não |  |
| Severa desordem musculoesquelética em MMII? | Sim |  | Não |  |
| Diplopia ou visão reduzida não corrigível?  | Sim |  | Não |  |

Realizou algum procedimento cirúrgico? ( ) SIM ( ) NÃO

Data do procedimento: \_\_\_\_\_

Qual? \_\_\_\_\_

Outros procedimentos: \_\_\_\_\_

Faz uso algum medicamento regularmente? ( ) SIM ( ) NÃO

Qual? \_\_\_\_\_

Motivo: \_\_\_\_\_

Meio de Locomoção:

( ) Deambula independente ( ) Deambula com auxílio

( ) Deambula sob supervisão ( ) Cadeira de rodas

Utiliza órtese: ( ) MSD ( ) MSE ( ) MID ( ) MIE ( ) Coluna

Qual: \_\_\_\_\_

## APÊNDICE C - FICHA DE EVOLUÇÃO

Nome do participante: \_\_\_\_\_

Número do atendimento: \_\_\_\_\_ Data do atendimento: \_\_\_\_\_

### SINAIS VITAIS

#### Pressão Arterial

| Antes | Intervalo | Após |
|-------|-----------|------|
|       |           |      |

#### Frequência Cardíaca

| Antes | Intervalo | Após |
|-------|-----------|------|
|       |           |      |

**PESO:** \_\_\_\_\_

### CONDUTA REALIZADA

#### Treino de Marcha em Solo

|                                |  |
|--------------------------------|--|
| Velocidade Média               |  |
| Suporte de peso                |  |
| Tempo de caminhada 1º período: |  |
| Tempo de Descanso:             |  |
| Tempo de caminhada 2º período: |  |
| Tempo de caminhada total:      |  |

#### Treino de Marcha em Esteira

|                                |  |
|--------------------------------|--|
| Velocidade Média               |  |
| Suporte de peso                |  |
| Tempo de caminhada 1º período: |  |
| Tempo de Descanso:             |  |
| Tempo de caminhada 2º período: |  |
| Tempo de caminhada total:      |  |

**Atividades realizadas em casa:** \_\_\_\_\_

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

**Eventos adversos:** \_\_\_\_\_

---

---

---

---

**Observações:** \_\_\_\_\_

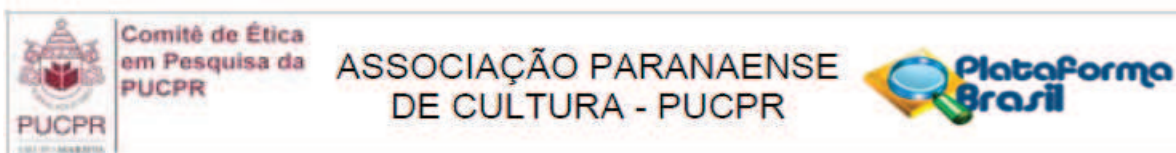
---

---

---

---

## ANEXO A - PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP



## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

## DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Estudo multidisciplinar dos efeitos de um protocolo de reabilitação motora com suporte parcial de peso para pacientes pós-AVE: estudo clínico randomizado

**Pesquisador:** Elisangela Ferretti Manfra

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 14077113.6.0000.0020

**Instituição Proponente:** Pontifícia Universidade Católica do Parana - PUCPR

**Patrocinador Principal:** Fundação Araucária

## DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 256.523

**Data da Relatoria:** 24/04/2013

**Apresentação do Projeto:**

A reabilitação da marcha é uma das etapas mais importantes na reabilitação de pacientes que sofreram acidente vascular encefálico (AVE). Isso porque a capacidade de deambulação é um importante fator de independência funcional, torna o indivíduo mais ativo fisicamente e auxilia na manutenção do seu estado geral de saúde. Dentre os métodos de reabilitação da marcha, destaca-se o treino locomotor com suporte parcial de peso (TLSP) que consiste em suspender o indivíduo sobre uma esteira elétrica e movimentar seus membros inferiores manualmente.

**Objetivo da Pesquisa:**

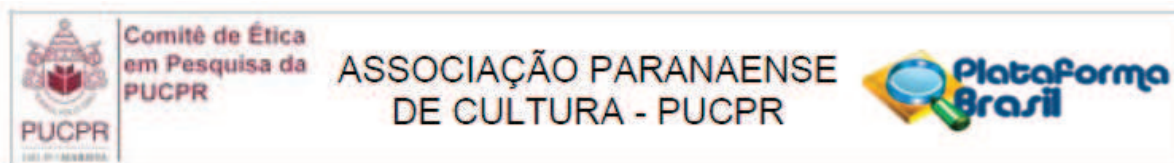
O objetivo da pesquisa é avaliar o efeito de um protocolo de reabilitação motora, com suporte de peso corporal sobre a biomecânica da marcha, o controle do equilíbrio postural, a funcionalidade e a qualidade de vida de pacientes com sequelas de AVE.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Os participantes podem sentir desconforto ao serem posicionados no equipamento de suporte de peso, pois isto demanda a fixação de um colete na região torácica. Além disso, os indivíduos do GE podem sentir cansaço durante ou após as sessões do protocolo de reabilitação proposto, pois estarão executando exercícios por uma hora e não apenas 40 minutos, como os indivíduos do GC.

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155  
 Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-901  
 UF: PR Município: CURITIBA  
 Telefone: (41)3271-2292 Fax: (41)3271-2292 E-mail: nep@pucpr.br





As avaliações a serem realizadas também podem levar a cansaço dos participantes.

Como benefícios da pesquisa os pesquisadores apresentaram que todos os indivíduos participantes do estudo receberão avaliações adicionais de marcha, equilíbrio e funcionalidade em relação aos demais pacientes do hospital, sem custo. Isto permitirá um acompanhamento mais preciso da sua evolução clínica. Os participantes do GE receberão fisioterapia adicional, com a utilização do equipamento de suporte de peso, sem custo.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Serão recrutados 50 pacientes atendidos no serviço de fisioterapia Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier (CHR), pacientes submetidos ao protocolo de reabilitação com suporte de peso corporal, baseando-se nos critérios de inclusão e exclusão da pesquisa. Após consentirem em participar do estudo, os participantes serão aleatoriamente alocados em um de dois grupos: grupo estudo (GE), submetido ao protocolo de reabilitação motora com suporte de peso e à fisioterapia convencional do CHR; grupo controle (GC) submetido somente à fisioterapia convencional do CHR. A alocação nos grupos será realizada com auxílio de um programa de computador para gerar números aleatórios. Todos os participantes da pesquisa serão submetidos à intervenção fisioterapêutica do CHR. Os participantes do GE irão receber um complemento a esta intervenção que consiste no protocolo de reabilitação proposto na pesquisa.

Todos os protocolos e questionários que serão ministrados pelos pesquisadores foram apresentados e encontram-se adequados no quesito ético.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

TCLE - presente e escrito de maneira adequada.

TCUD - presente e escrito de maneira adequada.

Modelo de autorização - está presente e escrito de maneira adequada.

**Recomendações:**

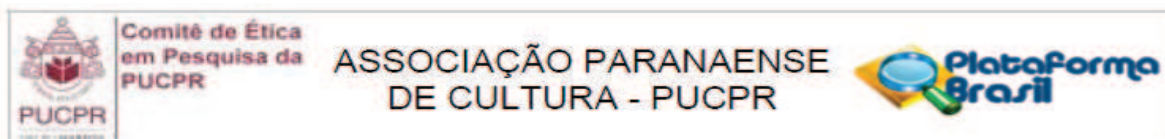
**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

O presente projeto de pesquisa encontra-se aprovado no quesito ético.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155  
 Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-901  
 UF: PR Município: CURITIBA  
 Telefone: (41)3271-2292 Fax: (41)3271-2292 E-mail: nep@pucpr.br

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

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

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

Se a pesquisa, ou parte dela for realizada em outras instituições, cabe ao pesquisador não iniciá-la antes de receber a autorização formal para a sua realização. O documento que autoriza o início da pesquisa deve ser carimbado e assinado pelo responsável da instituição e deve ser mantido em poder do pesquisador responsável, podendo ser requerido por este CEP em qualquer tempo.

CURITIBA, 26 de Abril de 2013

---

**Assinador por:**  
**NAIM AKEL FILHO**  
**(Coordenador)**

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155  
Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-901  
UF: PR Município: CURITIBA  
Telefone: (41)3271-2292 Fax: (41)3271-2292 E-mail: nep@pucpr.br

## ANEXO B - ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG – VERSÃO BRASILEIRA

Participante: \_\_\_\_\_

Avaliador: \_\_\_\_\_ Lado da hemiparesia: \_\_\_\_\_

Número da Avaliação: \_\_\_\_\_ Data da avaliação: \_\_\_\_\_

### Descrição do item ESCORE (0-4)

- 1 . Posição sentada para posição em pé \_\_\_\_\_
  - 2 . Permanecer em pé sem apoio \_\_\_\_\_
  - 3 . Permanecer sentado sem apoio \_\_\_\_\_
  - 4 . Posição em pé para posição sentada \_\_\_\_\_
  - 5 . Transferências \_\_\_\_\_
  - 6 . Permanecer em pé com os olhos fechados \_\_\_\_\_
  - 7 . Permanecer em pé com os pés juntos \_\_\_\_\_
  - 8 . Alcançar a frente com os braços estendidos \_\_\_\_\_
  - 9 . Pegar um objeto do chão \_\_\_\_\_
  10. Virar-se para olhar para trás \_\_\_\_\_
  11. Girar 360 graus \_\_\_\_\_
  12. Posicionar os pés alternadamente no degrau \_\_\_\_\_
  13. Permanecer em pé com um pé à frente \_\_\_\_\_
  14. Permanecer em pé sobre um pé \_\_\_\_\_
- Total \_\_\_\_\_

### Instruções gerais

Por favor, demonstrar cada tarefa e/ou dar as instruções como estão descritas. Ao pontuar, registrar a categoria de resposta mais baixa, que se aplica a cada item. Na maioria dos itens, pede-se ao paciente para manter uma determinada posição durante um tempo específico. Progressivamente mais pontos são deduzidos, se o tempo ou a distância não forem atingidos, se o paciente precisar de supervisão (o examinador necessita ficar bem próximo do paciente) ou fizer uso de apoio externo ou receber ajuda do examinador. Os pacientes devem entender que eles precisam manter o equilíbrio enquanto realizam as tarefas. As escolhas sobre qual perna ficar em pé ou qual distância alcançar ficarão a critério do paciente. Um julgamento pobre

irá influenciar adversamente o desempenho e o escore do paciente. Os equipamentos necessários para realizar os testes são um cronômetro ou um relógio com ponteiro de segundos e uma régua ou outro indicador de: 5; 12,5 e 25 cm. As cadeiras utilizadas para o teste devem ter uma altura adequada( 42 cm, uma com braço e outra sem braço. Um banquinho ou uma escada (20 cm) podem ser usados para o item 12.

### **1. Posição sentada para posição em pé**

**Instruções: Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.**

- ( ) 4 capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente
- ( ) 3 capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos
- ( ) 2 capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas tentativas
- ( ) 1 necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se
- ( ) 0 necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se

### **2. Permanecer em pé sem apoio**

**Instruções: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar.**

- ( ) 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
- ( ) 3 capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão
- ( ) 2 capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- ( ) 1 necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- ( ) 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio

**Se o paciente for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, dê o número total de pontos para o item No. 3. Continue com o item No. 4.**

### **3. Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou num banquinho.**

**Instruções: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.**

- ( ) 4 capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 2 minutos
- ( ) 3 capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão
- ( ) 2 capaz de permanecer sentado por 30 segundos
- ( ) 1 capaz de permanecer sentado por 10 segundos
- ( ) 0 incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos

#### **4. Posição em pé para posição sentada**

**Instruções: Por favor, sente-se.**

- ( ) 4 senta-se com segurança com uso mínimo das mãos
- ( ) 3 controla a descida utilizando as mãos
- ( ) 2 utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida
- ( ) 1 senta-se independentemente, mas tem descida sem controle
- ( ) 0 necessita de ajuda para sentar-se

#### **5. Transferências**

**Instruções: Arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô. Peça ao paciente para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa. Você poderá utilizar duas cadeiras (uma com e outra sem apoio de braço) ou uma cama e uma cadeira.**

- ( ) 4 capaz de transferir-se com segurança com uso mínimo das mãos
- ( ) 3 capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos
- ( ) 2 capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou supervisão
- ( ) 1 necessita de uma pessoa para ajudar
- ( ) 0 necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança

#### **6. Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados**

**Instruções: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.**

- ( ) 4 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança
- ( ) 3 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão
- ( ) 2 capaz de permanecer em pé por 3 segundos
- ( ) 1 incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas mantém-se em pé
- ( ) 0 necessita de ajuda para não cair

#### **7. Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos**

**Instruções: Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar.**

- ( ) 4 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança

- ( ) 3 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão
- ( ) 2 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30 segundos
- ( ) 1 necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos
- ( ) 0 necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos

#### **8. Alcançar a frente com o braço estendido permanecendo em pé**

***Instruções: Levante o braço a 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível. (O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos quando o braço estiver a 90°. Ao serem esticados para frente, os dedos não devem tocar a régua. A medida a ser registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar quando o paciente se inclina para frente o máximo que ele consegue. Quando possível, peça ao paciente para usar ambos os braços para evitar rotação do tronco).***

- ( ) 4 pode avançar à frente mais que 25 cm com segurança
- ( ) 3 pode avançar à frente mais que 12,5 cm com segurança
- ( ) 2 pode avançar à frente mais que 5 cm com segurança
- ( ) 1 pode avançar à frente, mas necessita de supervisão
- ( ) 0 perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo

#### **9. Pegar um objeto do chão a partir de uma posição em pé**

***Instruções: Pegue o sapato/chinelo que está na frente dos seus pés.***

- ( ) 4 capaz de pegar o chinelo com facilidade e segurança
- ( ) 3 capaz de pegar o chinelo, mas necessita de supervisão
- ( ) 2 incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2-5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente
- ( ) 1 incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando
- ( ) 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

**10. Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo enquanto permanece em pé**

**Instruções:** *Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito.*

**(O examinador poderá pegar um objeto e posicioná-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento)**

- ( ) 4 olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso
- ( ) 3 olha para trás somente de um lado, o lado contrário demonstra menor distribuição do peso
- ( ) 2 vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio
- ( ) 1 necessita de supervisão para virar
- ( ) 0 necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

**11. Girar 360 graus**

**Instruções:** *Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário.*

- ( ) 4 capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
- ( ) 3 capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos
- ( ) 2 capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente
- ( ) 1 necessita de supervisão próxima ou orientações verbais
- ( ) 0 necessita de ajuda enquanto gira

**12. Posicionar os pés alternadamente no degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio**

**Instruções:** *Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.*

- ( ) 4 capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos
- ( ) 3 capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em mais que 20 segundos
- ( ) 2 capaz de completar 4 movimentos sem ajuda
- ( ) 1 capaz de completar mais que 2 movimentos com o mínimo de ajuda
- ( ) 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

**13. Permanecer em pé sem apoio com um pé à frente**

**Instruções:** *(demonstre para o paciente) Coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha; se você achar que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado.*

- ( ) 4 capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- ( ) 3 capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- ( ) 2 capaz de dar um pequeno passo, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- ( ) 1 necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos
- ( ) 0 perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé

**14. Permanecer em pé sobre uma perna**

**Instruções:** *Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar.*

- ( ) 4 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 10 segundos
- ( ) 3 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 segundos
- ( ) 2 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 3 segundos
- ( ) 1 tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé independentemente
- ( ) 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

**( ) Escore Total (Máximo = 56)**