UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Recuperação do equilíbrio corporal após acidente vascular encefálico: ganhos imediatos de estabilidade por toque suave e de longo prazo por treinamento com restrição sensorial

Alessandra Rezende Martinelli Conterato

São Paulo
2015

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Recuperação do equilíbrio corporal após acidente vascular encefálico: ganhos imediatos de estabilidade por toque suave e de longo prazo por treinamento com restrição sensorial

Alessandra Rezende Martinelli Conterato

São Paulo
2015

ALESSANDRA REZENDE MARTINELLI CONTERATO

Recuperação do equilíbrio corporal após acidente vascular encefálico: ganhos imediatos de estabilidade por toque suave e de longo prazo por treinamento com restrição sensorial

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências

Área de Concentração: Biodinâmica do Movimento Humano

Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira

São Paulo

2015

Catálogo da Publicação
Serviço de Biblioteca
Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo

Conterato, Alessandra Rezende Martinelli

Recuperação do equilíbrio corporal após acidente vascular encefálico: ganhos imediatos de estabilidade por toque suave e de longo prazo por treinamento com restrição sensorial / Alessandra Rezende Martinelli Conterato. – São Paulo : [s.n.], 2015.
140p.

Tese (Doutorado) - Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira

1. Controle postural 2. Acidente vascular encefálico 3. Postura 4. Reabilitação I. Título.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Autor: CONTERATO, Alessandra Rezende Martinelli

Título: Recuperação do equilíbrio corporal após acidente vascular encefálico: ganhos imediatos de estabilidade por toque suave e de longo prazo por treinamento com restrição sensorial.

Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

*Dedico este trabalho aos meus queridos e admirados pais Lucinéia e Junior e ao meu amado
companheiro Leandro, por todo apoio, amor e incansável compreensão durante esta longa
trajetória.*

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus que me concedeu o dom da vida, permitindo cada conquista ao longo desta trajetória.

Ao meu orientador Luis Augusto Teixeira agradeço imensamente a oportunidade de realizar este trabalho. Pela paciência, ensinamentos e incansáveis discussões que foram despendidas à minha orientação. Obrigada pela grande contribuição para minha formação acadêmica e pessoal e amadurecimento intelectual.

Aos meus pais agradeço pela oportunidade de concluir mais esta etapa de minha vida e por estarem sempre ao meu lado, me levantando a cada dificuldade e vibrando a cada vitória. Obrigada pelo carinho e amor que me fortalece e faz querer sempre seguir adiante. Ao meu irmão, meu grande amigo, agradeço pelo simples fato de existir em minha vida.

Ao meu esposo Leandro Conterato, agradeço pela presença constante em minha vida. Obrigada por acreditar e me apoiar em todos os momentos. Minha profunda admiração pelo ser humano que me inspira ser uma pessoa cada dia melhor. Com certeza o caminho foi mais tranquilo por ter você ao meu lado.

À toda minha família, que mesmo longe, sempre me apoiou e incentivou no meu processo de pós-graduação. Em especial aos meus avós que são meus exemplos e a quem tenho profunda admiração.

Em especial, agradeço não só ao técnico do laboratório, mas ao meu amigo e padrinho Daniel Boari, que não mediu esforços para ajudar, com tanta sabedoria e competência, todas as etapas deste trabalho. Devo a ele muito do que aprendi neste processo, e mais do que o conhecimento, levarei comigo uma grande amizade.

À todos os meus colegas de laboratório Sistemas Motores Humanos, Catarina Bourlinova, Leon Marques, Nametala Azzi e Joane Figueiredo, pela ajuda incansável durante minhas coletas e pelo carinho que trataram os participantes do meu estudo. Agradeço as minhas amigas Marina Brito e Andrea de Lima-Pardini, por todo apoio, parceria e incentivo durante estes anos de doutorado, que me fizeram crescer muito em todos os aspectos.

Aos professores Fernando Magalhães e André Kohn, agradeço por terem disponibilizado o equipamento utilizado nas coletas de dados e pelas discussões que enriqueceram meu trabalho. Muito obrigada pela pareceria e grandes contribuições.

Agradeço aos demais professores que aceitaram a compor a banca da defesa de doutorado: Luis Mochizuki, Fernando Magalhães e Sandra Freitas. Muito obrigada por contribuírem para meu crescimento acadêmico.

Agradeço a Dra. Adriana Bastos Conforto juntamente ao Departamento de Pesquisa Clínica do Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo, por disponibilizar o banco de dados utilizado para seleção dos participantes, que contribuiu para execução deste trabalho.

À secretaria de pós-graduação, especialmente aos secretários Ilza, Márcio, Paulo e Mariana, por todo suporte e disponibilidade durante todo o período do meu doutorado.

À FAPESP (processo # 2011/18173-3) pelo apoio financeiro que viabilizou a execução deste trabalho.

RESUMO

CONTERATO, A. R. M. **Recuperação do equilíbrio corporal após acidente vascular encefálico**: ganhos de estabilidade por toque suave e de longo prazo por treinamento com restrição sensorial. 2015. 140 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2015.

Neste estudo foi avaliado o efeito de procedimentos transitórios e duradouros sobre a adaptação de respostas posturais reativas a perturbações externas e durante postura ereta quieta de participantes que sofreram acidente vascular encefálico (AVE). O Experimento 1 teve como objetivo avaliar o efeito do toque suave com a ponta do dedo indicador em superfície estável na recuperação do equilíbrio de participantes pós-AVE após perturbação mecânica e durante postura ereta quieta, em comparação a idosos saudáveis. Os resultados em postura quieta mostraram que o toque suave em superfície estável induziu oscilações mais lentas e de menor magnitude do centro de pressão (CP). Em resposta a uma perturbação mecânica imprevisível, os resultados indicaram que o toque suave induziu menor deslocamento do CP e do centro de massa (CM) em relação à condição sem toque, e menor magnitude de ativação do músculo gastrocnêmio medial (GM). Os resultados indicaram que o efeito de toque suave foi semelhante entre os grupos. O Experimento 2 teve como objetivo avaliar o efeito da manipulação sensorial na reabilitação do equilíbrio corporal em participantes pós-AVE. Para tanto, dois grupos pós-AVE foram submetidos a treinamento de equilíbrio com restrição sensorial, manipulando-se informações visual e tátil da sola dos pés (grupo restrição), ou sem manipulação sensorial (grupo integral). As avaliações foram realizadas antes de iniciar o treinamento (pré-teste), dois dias após a última sessão (retenção 1) e uma semana após o final da prática (retenção 2). Análises de acompanhamento durante as sessões de prática indicaram ganhos significativamente maiores de controle postural para o grupo restrição em comparação ao grupo integral. Os resultados da tarefa de alcance frontal mostraram maiores deslocamentos do punho para o grupo restrição no teste de retenção 1 e retenção 2 comparados ao pré-teste, mas nenhum efeito de teste foi encontrado para o grupo integral. Os resultados para postura perturbada indicaram que para amplitude e velocidade do CP foram observados maiores valores na retenção 1 e retenção 2 em comparação ao pré-teste. Os resultados para postura ereta quieta, em superfície maleável, mostraram menor velocidade do CP para o grupo restrição comparado ao grupo integral na retenção 1 e retenção 2. Os achados aqui relatados sugerem que enquanto informação sensorial extra favorece a estabilização postural e recuperação do equilíbrio, restrição de informação sensorial parece favorecer a melhora do equilíbrio corporal em participantes que sofreram acidente vascular encefálico.

Palavras-chave: Controle postural; acidente vascular encefálico; integração sensorial; equilíbrio; reabilitação.

ABSTRACT

CONTERATO, A. R. M. **Recovery of balance stability after stroke:** immediate stability improvement by light touch and long-term improvement with sensory restriction. 2015. 140 f. Tese (Doutorado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2015.

In the present study it was assessed the effect of transitory and long-lasting procedures on the adaptation of reactive postural responses from external perturbations and during stable upright posture of participants who have undergone stroke. Experiment 1 aimed to assess the effect of light fingertip touch on a stable surface in the recovery of balance stability of post-stroke participants after mechanical perturbation and during quiet stance in comparison to healthy elderly individuals. Results in quiet stance showed that the light touch on a stable surface induced to slower and smaller magnitude center of pressure (CoP) sway. In response to an unpredictable mechanical perturbation, results showed that light touch led to smaller CoP and center of mass (CoM) displacement/sway related to the condition without touch, and smaller magnitude of muscular activation of gastrocnemius medialis (GM). Results indicated that the effect of light touch was similar between the groups. Experiment 2 aimed to assess the effect of sensory manipulation in the rehabilitation of balance stability in post-stroke participants. For this purpose, 2 post-stroke groups were subjected to training of standing balance with sensory restriction (restriction group), manipulating visual and tactile of sole of the foot information, or without sensory manipulation (integral group). Assessments were conducted before training (pretest), two days after the last session (retention 1) and one week after the end of practice (retention 2). Follow-up analyses during practice sessions indicated significantly better posture control improvements for the restriction group in comparison to the integral group. Results of the forward reach task showed greater displacement of wrist for the restriction group in the retention 1 and retention 2 test compared to the pretest, but no effect of test was found for the integral group. Results for perturbed posture indicated that for CoP amplitude and velocity, higher values were observed in the retention 1 and retention 2 test in comparison to pretest. Results for quiet stance on malleable surface showed a reduced CoP velocity for the restriction group compared to the integral group in the retention 1 and retention 2 test. Findings herein reported suggest that while extra sensory information induces posture stability and balance recovery, restriction of sensory information seems to lead to improved balance stability in participants who have undergone stroke.

Keywords: Postural control; stroke; sensory integration; balance; rehabilitation.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVE	Acidente vascular encefálico
BF	Bíceps femoral
GM	Gastrocnêmio medial
CP _{ap}	Centro de pressão anteroposterior
CP _{ml}	Centro de pressão médio-lateral
CM	Centro de massa
EEB	Escala de equilíbrio de Berg
TUG	<i>Timed Up and Go</i>
MEEM	Mini exame do estado mental
EEB	Escala de equilíbrio de BERG
TUG	<i>Timed Up and GO</i>

Unidades

cm	Centímetros
cm/s	Centímetros por segundo
ms	Milissegundos
s	segundos
μV	Microvolts

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Representação esquemática da tarefa experimental na condição de toque suave no instante antes da liberação da carga que tracionava o participante para trás.....	38
Figura 2 -	Estatocinesigramas representativos da área de excursão do CP de um participante do grupo pós-AVE e um do grupo controle, para tarefas experimentais sem toque (A e C) e toque suave (B e D), respectivamente, para a condição com visão.....	44
Figura 3 -	Comparação das médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos controle e pós-AVE para deslocamento total do CP (A) e CM (B), velocidade média do CP _{ap} (C) e CP _{ml} (D) e velocidade média do CM _{ap} (E) e CM _{ml} (F), em função da condição visual e toque.....	46
Figura 4 -	Comparação das médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos controle e pós-AVE para RQM do CP _{ap} (A) e CP _{ml} (B) e para RQM do CM _{ap} (C) e CM _{ml} (D), em função da condição visual e toque.....	47
Figura 5 -	Curvas representativas dos grupos pós-AVE (linha preta) e controle (linha cinza espessa) para condição de toque suave e visão demonstrando força vertical aplicada na superfície de suporte (A), deslocamento do centro de pressão (B) e do centro de massa (C), ativação dos músculos gastrocnêmio medial (D) e bíceps femoral (E), com a liberação de carga sendo representada pela linha pontilhada vertical.....	49
Figura 6 -	Escala representativa com os respectivos valores médios (erro padrão representado por barras horizontais) das variáveis temporais (ms) latência de início de deslocamento do centro de massa, latência de ativação dos músculos gastrocnêmio medial e bíceps femoral, latência de início de deslocamento do centro de pressão, instante de reversão do centro de massa e do centro de pressão e instante de reversão do deslocamento linear do tronco, entre os grupos pós-AVE e controle.....	50
Figura 7 -	Correlação média (A) e defasagem temporal (B) para o deslocamento anterior do CP e a força vertical de contato, em função da condição visual e grupo.....	50
Figura 8 -	Comparação de médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos controle e pós-AVE para amplitude (cm, A e C) e pico de velocidade (cm/s, B e D) do centro de pressão (CP, A e B) e centro de massa (CM, C e D), em função da condição visual e toque.....	52
Figura 9 -	Comparação de médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos controle e pós-AVE para latência (ms, A e B) e reversão (ms, C e D) do centro de pressão (CP, A e C) e centro de massa (CM, C e D), em função da condição visual e toque.....	53
Figura 10 -	Comparação de médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos controle e pós-AVE para latência (ms, A e B) e magnitude (μ V, C e D) de ativação dos músculos gastrocnêmio medial (GM, A e C) e bíceps femoral (BF, B e D), em função da condição visual e toque.....	54

Figura 11 -	Comparação de médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos controle e pós-AVE para pico de flexão do tornozelo (graus, A) e do quadril (graus, B), em função da condição visual e toque.....	55
Figura 12 -	Comparação de médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos controle e pós-AVE para deslocamento (mm, A) e velocidade linear do tronco (mm/s, B), em função da condição visual e toque.....	55
Figura 13 -	Fluxograma da seleção dos participantes pós-AVE dos grupos restrição e integral. n = número de participantes.....	66
Figura 14 -	Representação esquemática da tarefa de perturbação postural. A seta horizontal indica a direção da tração exercida pela carga acoplada ao colete.....	69
Figura 15 -	Mediana e percentis 25 e 75 dos escores da Escala de Equilíbrio de Berg entre os grupos restrição e integral aplicada no início (pré-teste) e entre os blocos de sessões de treinamento. 1: sensibilidade plena; 2: restrição visual; 3: restrição tátil e 4: restrição visual e tátil (válido para o grupo restrição). $\circ$ outliers.....	76
Figura 16 -	Mediana e percentis 25 e 75 dos escores da Escala de Equilíbrio de Berg entre os subgrupos de tarefas dinâmica e quieta para os grupos restrição e integral aplicada no início (pré-teste) e entre os blocos de sessões de treinamento. 1: sensibilidade plena; 2: restrição visual; 3: restrição tátil e 4: restrição visual e tátil (válido para o grupo restrição). $\circ$ outliers.....	77
Figura 17 -	Mediana e percentis 25 e 75 do tempo de execução (segundos) do teste TUG entre os grupos restrição e integral, aplicada no início do treinamento (pré-teste) e entre os blocos de sessões de treinamento. 1: sensibilidade plena; 2: restrição visual; 3: restrição tátil e 4: restrição visual e tátil (válido para o grupo restrição). $\circ$ outliers.....	78
Figura 18 -	Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos restrição e integral, para amplitude de deslocamento do punho (normalizado), em função dos testes: pré-teste, retenção 1 e retenção 2...	79
Figura 19 -	Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos (restrição, integral) para deslocamento total do CP (A) e do CM (B), velocidade média do CP _{ap} (C) e CP _{ml} (D), velocidade média do CM _{ap} (E) e CM _{ml} (F), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão, oclusão)	81
Figura 20 -	Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos (restrição, integral) para o valor quadrático médio (RQM) do CP _{ap} (A) e CP _{ml} (B), RQM do CM _{ap} (C) e CM _{ml} (D), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão, oclusão)	82
Figura 21 -	Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos (restrição, integral) para deslocamento total do CP (A) e do CM (B), velocidade média do CP _{ap} (C) e CP _{ml} (D), velocidade média do CM _{ap} (E) e CM _{ml} (F), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão, oclusão)	85
Figura 22 -	Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos restrição e integral para o valor quadrático médio (RQM) do CP _{ap} (A) e CP _{ml} (B) e RQM do CM _{ap} (C) e CM _{ml} (D), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão e oclusão)	86

Figura 23 -	Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos restrição e integral, para amplitude (cm, A e C) e pico de velocidade (cm/s, B e D) do centro de pressão (CP, A e B) e centro de massa (CM, C e D), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão e oclusão)	87
Figura 24 -	Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos restrição e integral para latência (ms, A e B) e reversão (ms, C e D) do centro de pressão (CP, A e C) e centro de massa (CM, C e D), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão e oclusão)	88
Figura 25 -	Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos restrição e integral para latência de ativação do músculo gastrocnêmio medial (ms, GM) para visão (A) e oclusão (B) e latência de ativação muscular do músculo bíceps femoral (ms, BF) para visão (C) e oclusão (D), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e perna (não-parética e parética)	89
Figura 26 -	Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos restrição e integral para magnitude de ativação do músculo gastrocnêmio medial (uV, GM) para visão (A) e oclusão (B) e do músculo bíceps femoral (uV, BF) para visão (C) e oclusão (D), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e perna (não-parética e parética)	90
Figura 27 -	Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos retenção e integral para pico de flexão do tornozelo (graus, A) e do quadril (graus, B), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão e oclusão)	91
Figura 28 -	Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos retenção e integral para deslocamento (mm, A) e velocidade (mm/s, B) linear do tronco, em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão e oclusão)	92

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Mediana (mínimo-máximo) dos valores obtidos nos testes aplicados nos grupos restrição e integral	68
Tabela 2 -	Características clínicas dos participantes dos grupos restrição e integral	71

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	REVISÃO DE LITERATURA	20
2.1	Disfunções de controle postural de participantes que sofreram AVE	20
2.2	Influência da localização da lesão cerebrovascular no controle postural	22
2.3	Uso da informação sensorial e integração dos sistemas sensoriais no controle postural	24
2.4	Efeito do treinamento multissensorial na recuperação do equilíbrio pós-AVE	27
2.5	Efeito da informação sensorial adicional no controle postural de participantes que sofreram AVE	31
3	EXPERIMENTO 1	35
3.1	Objetivo	35
3.2	Hipóteses	35
3.3	Método	36
3.3.1	Participantes	36
3.3.2	Tarefas e equipamentos	36
3.3.3	Delineamento experimental e procedimentos	38
3.3.4	Variáveis dependentes	40
3.3.5	Análise de dados	42
3.4	Resultados	43
3.4.1	Caracterização da amostra	43
3.4.2	Postura quieta	43
3.4.2.1	Oscilação corporal	43
3.4.3	Postura perturbada	48
3.4.3.1	Oscilação corporal	51
3.4.3.2	Análise eletromiográfica	53
3.4.3.3	Análise cinemática	54
3.5	Discussão	56
3.5.1	Manutenção do equilíbrio corporal após AVE associado a informação sensorial adicional	56
3.5.2	O efeito do toque suave na redução do deslocamento corporal e na magnitude de ativação muscular após perturbação postural	59
4	EXPERIMENTO 2	64
4.1	Objetivo	64
4.2	Hipóteses	64
4.3	Método	65
4.3.1	Participantes	65
4.3.2	Seleção dos participantes	66
4.3.3	Avaliações preliminares	67
4.3.4	Tarefas e equipamentos	68
4.3.5	Delineamento experimental e procedimentos	70
4.3.6	Variáveis dependentes	74
4.3.7	Análise de dados	74
4.4	Resultados	76
4.4.1	Escala de Equilíbrio de Berg (EEB)	76
4.4.2	Teste “ <i>Timed up and go</i> ” (TUG)	78
4.4.3	Alcance frontal	79
4.4.4	Postura quieta em superfície rígida	80
4.4.5	Postura quieta em superfície maleável	82

4.4.6	Perturbação mecânica	86
4.5	Discussão	93
4.5.1	O efeito do treinamento sensorial na manutenção da postura ereta quieta e sua influência nas respostas posturais reativas após AVE	94
4.5.2	O treinamento sensorial influencia tarefas voluntárias dinâmicas	98
5	CONCLUSÕES	103
	LIMITAÇÕES	104
	REFERÊNCIAS	105
	ANEXOS	120

1 INTRODUÇÃO

A investigação de participantes que sofreram acidente vascular encefálico (AVE) tem indicado um déficit de equilíbrio corporal e de respostas musculares em postura quieta (CORRIVEAU et al., 2004; DICKSTEIN; ABULAFFIO, 2000) e perturbada (GARLAND; IVANOVA; MOCHIZUKI, 2007; IKAI et al., 2003). Em postura quieta, tem sido mostrado aumento na assimetria de distribuição de carga, com maior deslocamento corporal no plano mediolateral e diminuição dos limites de estabilidade (DICKSTEIN et al., 1984; MARIGOLD; ENG, 2006). Respostas posturais reativas a perturbações externas têm evidenciado atraso no início de ativação muscular e diminuição na magnitude de ativação muscular do lado parético em relação ao lado não-parético (BADKE; DUNCAN, 1983; DI FABIO, 1987; GARLAND; GRAY; KNORR, 2009; HORAK et al., 1984; IKAI et al., 2003). Outra importante causa da redução na capacidade de manter a postura estática e dinâmica após o AVE pode estar relacionada com déficits sensoriais, principalmente a dificuldade de integração dos sistemas sensoriais (BONAN; COLLE; et al., 2004; BONAN et al., 2013; BONAN; YELNIK; et al., 2004; DI FABIO; BADKE, 1991; OLIVEIRA et al., 2011). Estas alterações podem afetar a capacidade do indivíduo em selecionar a informação sensorial adequada às demandas da tarefa e do ambiente, com prejuízo nas respostas posturais necessárias à manutenção do equilíbrio (BONAN; COLLE; et al., 2004; HORAK et al., 1994). Prejuízos proprioceptivos no tornozelo e redução de sensibilidade cutânea plantar podem tornar participantes pós-AVE mais dependentes da informação visual para manutenção do equilíbrio durante postura ereta quieta (BONAN; COLLE; et al., 2004; BONAN; YELNIK; et al., 2004; MARIGOLD; ENG, 2006). Diante das conhecidas causas do acometimento do equilíbrio envolvendo aspectos sensoriomotores, os mecanismos envolvidos na recuperação do equilíbrio em seguida ao AVE são de particular interesse no desenvolvimento de estratégias efetivas da reabilitação após episódio de AVE. Intervenções focadas na maior intensidade de estimulação sensorial podem auxiliar mecanismos envolvidos na plasticidade cerebral para aquisição de habilidades motoras após episódio de AVE (BONAN; YELNIK; et al., 2004).

Investigações prévias demonstraram que estímulos sensoriais decorrentes do contato da ponta do dedo com uma superfície estável fornece informação extra sobre a oscilação corporal, permitindo maior estabilidade da postura ereta (HOLDEN; VENTURA; LACKNER, 1994; JEKA; LACKNER, 1994). O efeito do toque suave na recuperação do

equilíbrio após AVE foi investigado recentemente durante postura ereta quieta (CUNHA et al., 2012). Cunha et al. (2012) demonstraram que o toque suave em superfície estável induz menor amplitude de oscilação do centro de pressão (CP) em participantes pós-AVE, sugerindo que estes são capazes de utilizar a informação sensorial adicional para redução da oscilação corporal. O uso de informações sensoriais adicionais advindas do toque suave exercido pela ponta do dedo indicador em superfície rígida e estável pode ser uma importante estratégia para participantes pós-AVE melhorarem sua estabilidade postural. Estudos têm demonstrado que a informação sensorial adicional proveniente do toque suave do dedo indicador em uma superfície estável é capaz de modular respostas posturais reativas a uma perturbação externa em adultos e jovens saudáveis (JOHANNSEN; WING; HATZITAKI, 2007; MARTINELLI et al., 2015). Um estudo prévio avaliou o efeito do toque suave nas respostas posturais reativas de jovens saudáveis, em função da visão e da superfície de suporte. Foi analisado 4 épocas associadas à perturbação, desde o período imediatamente anterior à perturbação até a reaquisição da postura ereta quieta (MARTINELLI et al., 2015). Para o período de respostas reativas rápidas, o toque suave induziu menores amplitudes de deslocamento do CP e menor velocidade máxima do CP para condições sem visão e superfície rígida. Estes resultados sugerem que o toque suave é capaz de modular respostas posturais em todas as épocas associadas à perturbação mecânica imprevisível, com um efeito mais notável nas condições de manipulação das informações sensoriais relevantes para o controle postural. A questão que permanece a partir dos resultados do toque suave na geração de respostas posturais reativas à perturbação da posição ereta em participantes saudáveis é se a informação sensorial extra também é capaz de levar à melhora de respostas posturais reativas a perturbações imprevisíveis da postura ereta estável em participantes com déficits sensoriais, como em participantes que sofreram um AVE.

Embora o toque suave tenha um efeito positivo na recuperação do equilíbrio e que este paradigma pode ser associado à fase de reabilitação em participantes que sofreram um AVE, estes efeitos na recuperação do equilíbrio são imediatos. Efeitos de longo prazo no sistema de controle postural, adquiridos com programas de exercícios de equilíbrio visando à integração sensoriomotora após episódio de AVE têm sido relatados (BAYOUK; BOUCHER; LEROUX, 2006; BONAN; YELNIK; et al., 2004; SMANIA et al., 2008; YELNIK et al., 2008). Os achados destes estudos sugerem que a reabilitação com privação da visão e/ou da informação somatossensorial da sola dos pés permitem maior integração dos sistemas sensoriais e maior capacidade de escolher a informação adequada para manutenção do equilíbrio devido à reorganização cortical. Nestas condições os mecanismos compensatórios

podem ocorrer e desencadear maior controle postural com o treinamento sensorial após acidente cerebrovascular. Embora achados de estudos recentes tenham mostrado maior efetividade de exercícios de equilíbrio corporal com manipulação das informações sensoriais na melhora do controle postural em comparação à reabilitação convencional (BONAN; YELNIK; et al., 2004; SMANIA et al., 2008; YELNIK et al., 2008), poucos estudos até o momento observaram este efeito para respostas posturais reativas às perturbações imprevisíveis da postura ereta estável em participantes pós-AVE.

A presente pesquisa teve como objetivos avaliar a recuperação do equilíbrio corporal durante postura ereta quieta e após perturbação postural externa em participantes que sofreram AVE, avaliando-se procedimentos de efeito imediato e intervenção para efeitos persistentes com restrição sensorial. No Experimento 1 objetivou-se analisar o efeito do toque suave com a ponta do dedo indicador em uma superfície rígida e estável sobre a reaquisição de postura ereta estável em participantes pós-AVE. Foi hipotetizado que o toque suave leva a melhores respostas posturais em reação a uma perturbação da postura ereta quieta em participantes pós-AVE. O Experimento 2 teve como objetivo avaliar o efeito do treinamento de equilíbrio corporal com manipulação das informações sensoriais sobre respostas posturais reativas a uma perturbação mecânica e manutenção da postura ereta quieta em participantes que sofreram AVE. Foi hipotetizado que o treinamento realizado sob restrição sensorial induz maior benefício para o controle postural do que aquele obtido no treinamento com informação sensorial plena.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Disfunções de controle postural de participantes que sofreram AVE

O AVE é considerado a patologia de maior associação com incapacidades funcionais entre os idosos, sendo frequente o comprometimento do equilíbrio corporal nesta população (BONAN; COLLE; et al., 2004; GEURTS et al., 2005; TYSON et al., 2006). Em geral, ocorre hemiparesia/hemiplegia associada a sequelas, tais como redução da mobilidade articular, fraqueza muscular e alteração do tônus muscular (BADKE; DUNCAN, 1983; GARLAND et al., 2009; IKAI et al., 2003). A associação destes fatores pode reduzir a capacidade de manter o equilíbrio corporal (TYSON et al., 2006), levando a frequentes episódios de quedas (HARRIS et al., 2005; WEERDESTeyN et al., 2008). A evolução destes comprometimentos pode ser evidenciada mais precisamente durante a fase de recuperação do equilíbrio. O processo de recuperação do equilíbrio após uma lesão cerebrovascular inclui o desenvolvimento de uma nova representação dos membros do corpo e seu alinhamento com o eixo vertical (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2001). As representações inexatas do corpo podem limitar a capacidade de utilizar novas habilidades para o controle postural e muitos destes participantes não conseguem desenvolver modelos acurados de seu corpo em relação às dinâmicas do movimento para o controle postural (SHUMWAY-COOK; ANSON; HALLER, 1988; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2001). Participantes pós-AVE tendem adotar uma postura assimétrica, com distribuição assimétrica de peso entre os membros inferiores, podendo ser observado maior deslocamento lateral do CP no sentido do membro não-parético, o qual suporta a maior parte do peso corporal (GENTHON et al., 2008; MARIGOLD; ENG, 2006; SACKLEY, 1991).

Estudos que avaliaram o equilíbrio corporal durante manutenção da postura ereta quieta em participantes pós-AVE verificaram déficits posturais desde fases iniciais da recuperação até a fase crônica da patologia. Os prejuízos no controle postural durante postura quieta após o AVE podem estar associados ao comprometimento de vias sensoriais (BONAN; COLLE; et al., 2004; BONAN et al., 2013; DE HAART et al., 2004), redução na percepção da orientação vertical do corpo (BONAN; GUETTARD; et al., 2006; GENTHON et al., 2008), e alterações do tônus muscular, característicos da presença de espasticidade (SINGER et al., 2013). Os participantes pós-AVE podem apresentar uma assimetria postural, com

distribuição assimétrica de carga entre os membros inferiores, com maior sobrecarga no membro não-parético como compensação dos prejuízos motores e sensoriais do lado parético (MARIGOLD; ENG, 2006; SACKLEY, 1991). Rode et al. (1997) avaliaram a postura ereta quieta de participantes em fase subaguda do AVE e revelaram aumento da oscilação postural na direção mediolateral em comparação aos idosos saudáveis. Ainda, tem sido relatada maior amplitude e velocidade de oscilação do CP em ambas as direções, anteroposterior e mediolateral, durante postura ereta quieta em participantes pós-AVE (PEURALA et al., 2007). Os achados prévios revelaram redução do equilíbrio corporal, mesmo em condições estáticas, levando a uma alta incidência de quedas nesta população (HARRIS et al., 2005).

A capacidade de manter a postura ereta após perturbações externas e internas é de grande importância para independência funcional na realização das atividades de vida diária, e pode ser reduzida em participantes que sofreram AVE (BONAN et al., 2007; GARLAND; STEVENSON; IVANOVA, 1997; IKAI et al., 2003). Estudos prévios empregando perturbação postural em participantes pós-AVE verificaram aumento da oscilação postural (DI FABIO, 1987; DICKSTEIN et al., 1989; PERENNOU et al., 2000), aumento na latência de ativação muscular, diminuição da magnitude de ativação muscular, principalmente nos músculos da perna parética (GARLAND et al., 1997; HORAK et al., 1984; MARIGOLD et al., 2004) e ativação compensatória dos músculos da perna não-parética, devido à incapacidade de gerar níveis suficientes de torque nos membros paréticos (DICKSTEIN et al., 1989; DIETZ; BERGER, 1984; GARLAND et al., 1997; HOLT et al., 2000; KIRKER et al., 2000). Como resultado destas disfunções, participantes pós-AVE evitam grandes deslocamentos corporais e passam a confiar excessivamente no membro não-parético para estabilização postural (DICKSTEIN et al., 1994). Estes participantes apresentam, ainda, uma limitação na velocidade e amplitude dos movimentos auto-iniciados causados por perturbações posturais internas (DICKSTEIN et al., 1994; GARLAND et al., 1997; HORAK et al., 1984), sendo este fenômeno referido como estratégias de “estabilização” (DICKSTEIN et al., 1994). Tem sido observada também menor estabilidade postural em participantes pós-AVE diante de deslocamentos inesperados da base de suporte (IKAI et al., 2003). As principais respostas encontradas a uma perturbação foram aumento da latência de ativação muscular e redução de força do lado parético, com o controle postural dinâmico prejudicado nestes participantes. Os mecanismos de ajustes posturais após AVE podem ser deficitários, o que leva a uma frequente perda do equilíbrio. Esta população utiliza estratégias compensatórias para o controle postural e utilizam mais a estratégia do quadril e do passo, como compensação de desequilíbrios gerados por perturbações posturais. Chen e

colaboradores (2000), comparando participantes pós-AVE com participantes saudáveis, encontraram maior utilização da estratégia do quadril e menor uso da estratégia do tornozelo. Tal fato pode ser explicado por prejuízos neuromusculares resultantes do AVE, que acarretam encurtamento dos grupos musculares do tornozelo com consequente perda de amplitude de movimento. Estas estratégias, muitas vezes podem não ser suficientes, como indica a alta incidência de quedas nesta população.

2.2 Influência da localização da lesão cerebrovascular no controle postural

Várias estruturas do sistema nervoso central podem estar envolvidas na integração sensoriomotora e na manutenção da postura, tais como os córtices visual e vestibular (BONAN; LEMAN; et al., 2006; BRANDT et al., 2002), córtices parietal posterior e pré-frontal dorsolateral (FINK et al., 1999), gânglios da base (CONNOR; ABBS, 1990), sistema límbico (KOHL, 1983), cerebelo (PARSONS et al., 1997) e o sistema reticular (PRECHT, 1979). Lesões do córtex motor podem afetar os tratos córtico-espinhais e extrapiramidais, ocasionando perda do controle sobre cada articulação e das extremidades distais (USTINOVA et al., 2001). O prejuízo no equilíbrio corporal mostra-se correlacionado positivamente com lesões no córtex temporal, sobretudo na junção parieto-temporal e no córtex parieto-insular vestibular (BONAN; COLLE; et al., 2004; PERENNOU et al., 2000). Esta associação sugere que a integração sensorial desempenha um papel importante na manutenção da postura.

Quando comparado à oscilação corporal e à influência do hemisfério cerebral lesado, há estudos que sugerem maior prejuízo do equilíbrio corporal em participantes que tiveram lesões no hemisfério cerebral direito (BOHANNON; SMITH; LARKIN, 1986; HEILMAN et al., 1986; IOFFE et al., 2010; PERENNOU et al., 2000; SPINAZZOLA; CUBELLI; DELLA SALA, 2003; USTINOVA et al., 2001). Os participantes com lesão no hemisfério direito demonstraram maior atraso na reaquisição da postura ereta (BOHANNON et al., 1986; LAUFER et al., 2003) e maior instabilidade postural (LAUFER et al., 2003; SACKLEY, 1991). Uma hipótese que poderia ser utilizada para explicar as maiores oscilações corporais dos participantes com lesão no hemisfério direito é a existência de especialização hemisférica cerebral, com dominância do córtex parietal posterior direito na integração espacial, essencial para a produção de respostas posturais adequadas (STERZI et al., 1993; WHITEHOUSE; BISHOP, 2009). Adeais, lesões na artéria cerebral média do hemisfério direito foram

associadas com maior dependência da visão e de regiões cerebrais não infartadas, como os lobos occipitais e cerebelo, para a manutenção da estabilidade postural (MANOR et al., 2010). No estudo de Manor et al. (2010) o controle postural foi observado estar relacionado com o hemisfério lesado em participantes pós-AVE. Os resultados demonstraram que os participantes com lesão no hemisfério direito apresentaram maior velocidade de deslocamento no sentido mediolateral com os olhos fechados. Esses achados prévios revelaram maior prejuízo do equilíbrio corporal durante a postura ereta quieta associados à lesão no hemisfério cerebral direito.

A especialização hemisférica na manutenção da postura ereta após perturbações sensoriais não tem demonstrado diferença entre os hemisférios cerebrais direito e esquerdo em processos de integração sensorial (BONAN; COLLE; et al., 2004; MARIGOLD et al., 2004). Bonan, Colle et al. (2004) avaliaram através de posturografia dinâmica o equilíbrio corporal e a capacidade de integração sensorial com manipulação das informações sensoriais em participantes com lesões nos hemisférios cerebrais direito e esquerdo decorrentes de AVE. Os resultados não indicaram diferença significativa entre os hemisférios cerebrais, embora os pacientes com lesão hemisférica direita tenham apresentado tendência de menor controle postural com manipulação sensorial. Em consonância com este achado, Marigold et al. (2004) avaliaram a força muscular e a integração das informações visual e somatossensorial na estabilidade postural de participantes hemiparéticos dos lados direito e esquerdo após AVE. Neste estudo foi demonstrado prejuízo do equilíbrio corporal quando manipulado os sistemas sensoriais, entretanto não foram encontradas diferenças significantes associadas ao lado da lesão, sugerindo que o hemisfério lesado não afetou o controle postural. Os resultados mostraram que prejuízos na integração ou repesagem sensorial associados à fraqueza muscular após episódio de AVE contribui para instabilidade postural e aumenta o risco de quedas em participantes pós-AVE.

A contribuição dos hemisférios para a postura perturbada não é bem definida na literatura. Perennou et al. (2000) avaliaram em participantes pós-AVE a recuperação do equilíbrio corporal após perturbação de deslocamento da plataforma de força durante posição sentada. Os resultados demonstraram maior prejuízo do equilíbrio associado ao hemisfério cerebral direito. Por outro lado, estudo com perturbação mecânica em participantes pós-AVE demonstraram maior comprometimento da estabilidade postural associada a lesão do hemisfério esquerdo (CHEN et al., 2000) e outro não apresentou diferença entre os hemisférios na manutenção do equilíbrio após perturbação (BENSOUSSAN et al., 2007).

2.3 Uso da informação sensorial e integração dos sistemas sensoriais no controle postural

A manutenção do equilíbrio corporal envolve complexos processos sensoriomotores os quais devem integrar entradas sensoriais e coordenar ações motoras para os músculos de todo o corpo (GUERRAZ; BRONSTEIN, 2008; TING; MCKAY, 2007). A integração da postura e movimentos utilizam mecanismos de controle postural antecipatórios e reativos, e ambos são modulados por entradas sensoriais e influenciados pela aprendizagem e experiência (MASSION, 1992). As informações sensoriais disponíveis para o controle postural são a informação visual, a qual contribui para detecção de movimentos, incluindo oscilações posturais; informação somatossensorial fornecida por receptores musculares, articulares e receptores cutâneos que codificam dados da posição relativa da cabeça, tronco e membros; e a informação vestibular que codifica a posição da cabeça e acelerações linear e angular da cabeça, ajudando a informar o cérebro sobre a orientação do corpo e do movimento (BONAN et al., 2013). A contínua repesagem destes três tipos de informação sensorial é necessária para um controle postural eficiente e flexível, dependente do contexto, como foi mostrado por estudos desde a publicação pioneira de Nashner (1976). A repesagem sensorial também é fundamental na recuperação do controle do equilíbrio corporal em condições patológicas, notavelmente em pacientes pós-AVE (BONAN et al., 2013).

O controle postural utiliza informações dos sistemas sensoriais e a abundância de informações é um fato que garante a estabilidade postural mesmo na deficiência de um sistema. Acredita-se que o nível das informações sensoriais seja modulável, podendo a informação sensorial ser dependente de estados de atenção e mesmo da integridade de cada um dos sistemas sensoriais (MCCOLLUM; SHUPERT; NASHNER, 1996). A separação anatômica dos sistemas sensoriais envolvidos com o controle postural e a degradação significativa das informações sensoriais, por exemplo quando há restrição da visão ou da informação tátil da sola dos pés, sugerem que o sistema nervoso tem a habilidade de mudar discretamente a fonte principal de informação sensorial (MCCOLLUM et al., 1996). A transição de uma fonte sensorial para outra é ajustada por uma simples dica sensorial, e corresponde, por exemplo, passar da dominância da informação visual para a somatossensorial (MAURER et al., 2000). A dominância de um sistema sensorial sobre o outro é uma estratégia do sistema nervoso central para evitar conflitos de informações. Além disso, é importante considerar o contexto em que a tarefa está sendo realizada (STREEPEY; ANGULO-KINZLER, 2002), pois é em função do contexto que o sistema de controle

postural prioriza uma informação sensorial sobre outra (JEKA; OIE; KIEMEL, 2000). O peso atribuído a cada via sensorial depende do quão útil é a informação fornecida pela respectiva informação sensorial, para que o sistema de controle postural alcance o seu objetivo. Assim, dependendo da tarefa, uma informação sensorial pode tornar-se preponderante, porém, em outra situação esta preponderância pode ser alterada. Em estudos prévios tem sido investigado o peso dado a cada modalidade sensorial (BAIR et al., 2007; JEKA et al., 2000; MAURER; MERGNER; PETERKA, 2006; OIE; KIEMEL; JEKA, 2002). A repesagem sensorial é uma informação que contribui para a flexibilidade e estabilidade do controle da postura em pé, e caracterizado por uma não-linearidade do sistema de controle postural. Quando ocorre uma perda completa de um sistema sensorial, outro sistema deve compensar essa perda, alterando a capacidade de resposta desse sistema. Isto é, o sistema aumenta o peso de uma modalidade sensorial enquanto diminui o peso das outras. Assim, a repesagem sensorial é vista como uma variável dinâmica que depende da dimensão do estímulo do movimento, e tem caráter contexto-dependente (FORSSBERG; NASHNER, 1982; OIE et al., 2002).

Uma importante causa da redução na capacidade de manter a postura estática e dinâmica após o AVE pode estar relacionada com déficits sensoriais, principalmente à dificuldade de integração de sistemas sensoriais relevantes, tais como o somatossensorial, visual e vestibular (BONAN; COLLE; et al., 2004; BONAN et al., 2013; BONAN; YELNIK; et al., 2004; DI FABIO; BADKE, 1991; OLIVEIRA et al., 2011). Estas alterações podem afetar a capacidade do indivíduo em selecionar a informação sensorial adequada às demandas da tarefa e do ambiente, com prejuízo nas respostas posturais necessárias à manutenção do equilíbrio (BONAN; COLLE; et al., 2004; HORAK et al., 1994). A manipulação de informação sensorial pode desencadear maior instabilidade postural em participantes pós-AVE comparados aos idosos saudáveis (BONAN; COLLE; et al., 2004; DI FABIO; BADKE, 1991). Tarefas que exigem integração das informações advindas dos membros inferiores, como durante apoio sobre superfície maleável, podem levar participantes pós-AVE a apresentar maior dificuldade na manutenção do equilíbrio corporal e maior dependência de informação visual quando outras vias sensoriais são desabilitadas (BONAN; COLLE; et al., 2004; BONAN; YELNIK; et al., 2004; DI FABIO; BADKE, 1991; SMANIA et al., 2008). Contudo, problemas de adaptação sensorial associados ao AVE podem se manifestar como uma pesagem inflexível das informações sensoriais para a orientação corporal, o que significa dependência de um determinado sistema sensorial para o controle postural. A capacidade de manter o equilíbrio em participantes que sofreram AVE é significativamente reduzida quando a redundância sensorial é perdida (DI FABIO; BADKE, 1991). Tem sido mostrado que

informações visuais apresentam maior contribuição para a manutenção do equilíbrio nesta população do que em participantes saudáveis e em comparação com outros sistemas sensoriais (MARIGOLD; ENG, 2006). Bonan e colaboradores (BONAN; COLLE; et al., 2004) relataram prejuízos no equilíbrio de participantes que sofreram AVE através de um teste de organização sensorial. Os achados evidenciaram piores valores de equilíbrio quando os participantes permaneceram com os olhos fechados associado ao deslocamento da superfície de suporte, e piora do equilíbrio mais evidente quando houve conflito das informações visual e vestibular, sugerindo uma excessiva dependência da visão. Resultados similares foram evidenciados em participantes hemiparéticos avaliados em superfície rígida e maleável sob diferentes condições sensoriais (DI FABIO; BADKE, 1991). Bonan hipotetizou que a maior dependência da visão após um AVE pode estar relacionada com a incapacidade de níveis superiores em selecionar a entrada sensorial adequada para manutenção do equilíbrio. Estes resultados sugerem que lesões encefálicas geram dificuldade no controle postural em tarefas que exigem integração de informações somatossensoriais das extremidades inferiores, com maior dependência da informação visual na tentativa de manter ou recuperar o equilíbrio corporal (BONAN; COLLE; et al., 2004; DI FABIO; BADKE, 1991; LAUFER et al., 2003).

Por outro lado, estudos têm sugerido que programas de reabilitação pós-AVE com privação da visão, de modo a promover o uso de informação somatossensorial e vestibular, podem reduzir a dependência visual destes participantes (BONAN; YELNIK; et al., 2004; DE HAART et al., 2004). No estudo de Bonan et al. (2013), o controle postural de participantes pós-AVE foi avaliado diante estímulos sensoriais como, estimulação galvânica do sistema vestibular, vibração do tendão dos músculos tríceps sural, tibial anterior e glúteo médio para estimulação proprioceptiva e estimulações visuais optocinéticas. Os participantes permaneceram em postura ereta quieta durante perturbação dos sistemas sensoriais. Os resultados mostraram que 65% dos participantes pós-AVE foram sensíveis a estimulação optocinética, 60% a estimulação vestibular galvânica e 65% a estimulação proprioceptiva do tendão. Contudo, o estudo sugeriu que os participantes pós-AVE são altamente dependentes da visão, propriocepção e informação vestibular a fim de controlar a postura ereta, e estes diferem individualmente na sua sensibilidade em relação a cada tipo de estimulação sensorial. Os resultados deste estudo mostraram ainda, que ao contrário do esperado, a maior dependência visual manifestada nos participantes pós-AVE não implicou, necessariamente, em qualquer negligência da informação proprioceptiva e vestibular. Os efeitos do comprometimento na integração de diferentes sistemas sensoriais em participantes pós-AVE

para a manutenção da estabilidade postural, como a capacidade destes participantes em selecionar a informação sensorial pertinente, são fatores importantes a serem considerados na recuperação do equilíbrio nesta população.

2.4 Efeito do treinamento multissensorial na recuperação do equilíbrio pós-AVE

A recuperação do equilíbrio corporal é um pré-requisito para readquirir a independência funcional nas atividades de vida diária e aumentar a qualidade de vida de participantes pós-AVE (NICHOLS, 1997). Assim, o principal foco de um programa de reabilitação seria restabelecer o equilíbrio corporal e otimizar a funcionalidade e a mobilidade, para que os participantes possam desempenhar suas atividades com o máximo de independência.

Mecanismos de aprendizagem motora são eficazes na recuperação após episódio de AVE e na interação com treinamentos propostos na reabilitação (KRAKAUER, 2006). Para melhores resultados, técnicas de reabilitação devem ser orientadas para os déficits sensoriomotores específicos de pacientes pós-AVE. Questões importantes devem ser levadas em consideração durante técnicas específicas de reabilitação, tais como se os ganhos persistem por um período significativo de tempo após o treinamento, como avaliado por teste de retenção, e se estes ganhos são generalizados para tarefas não treinadas. A aprendizagem motora inclui aquisição de habilidades, adaptação motora, tomada de decisão, que é a capacidade de selecionar o movimento correto para o contexto. A habilidade motora é a capacidade de planejar e executar o movimento planejado. Dentro do contexto do controle motor, a aquisição das habilidades pode ser entendida como a redução dos erros de desempenho cinemáticos e dinâmicos, dependente da prática, detectados pela visão e sistema proprioceptivo (KRAKAUER; GHILARDI; GHEZ, 1999). A reabilitação precisa enfatizar técnicas que promovem a formação de modelos internos adequados e não apenas a repetição de movimentos, para que o sistema nervoso central possa alterar os comandos motores e prever um novo mapeamento entre a condição atual do membro e as forças musculares necessárias para realização de determinado movimento. Achados prévios indicaram que modelos internos aprendidos para um tipo de movimento podem ser generalizados para outros movimentos (CONDITT; GANDOLFO; MUSSA-IVALDI, 1997).

O princípio fundamental na aprendizagem motora é que a melhora do desempenho é dependente da quantidade de prática. Embora a prática repetitiva possa ser mais efetiva na melhora do desempenho durante as sessões de treinamento, esta não é ideal para a retenção de aprendizagem ao longo do tempo. A prática realizada em diferentes caminhos é mais efetiva que repetições em blocos de uma única tarefa. A variabilidade das tarefas, como por exemplo, alterações das distâncias e velocidades dos exercícios na aquisição das sessões melhora o desempenho na sessão subsequente (retenção), mesmo que o desempenho durante a aquisição seja pior do que se as tarefas fossem constantes (SHEA; KOHL, 1991). Em adição, a variabilidade da prática aumenta a generalização da aprendizagem de novas tarefas. A ideia da generalização é de importância crítica para a reabilitação. O treinamento de participantes em tarefas repetitivas pode melhorar o desempenho em uma tarefa específica, entretanto, não há possibilidade de transferir para outras atividades de vida diária. Poucos estudos são encontrados sobre a aprendizagem motora após o AVE, apesar de sua importância no processo de reabilitação e recuperação após AVE (NUDO; PLAUTZ; FROST, 2001).

Achados sugerem que a recuperação da hemiparesia prossegue através de uma série de fases relativamente estereotipadas durante os primeiros 6 meses pós-AVE, independentemente do tipo de intervenção terapêutica realizada neste período (KWAKKEL; KOLLEN; LINDEMAN, 2004). O processo de recuperação espontânea após a lesão encefálica ocorre principalmente nas 4 primeiras semanas pós-AVE e, em seguida, vai diminuindo gradualmente ao longo de 6 meses. Vários mecanismos são prováveis para recuperação espontânea pós-AVE, incluindo a restituição da penumbra isquêmica e reorganização cerebral. Embora alguns aspectos da reorganização do cérebro sejam provavelmente únicos à lesão cerebral, há grandes sobreposições com o desenvolvimento (CARMICHAEL, 2003) e aprendizagem motora (KLEIM et al., 2004; PLAUTZ; MILLIKEN; NUDO, 2000). Alterações corticais só podem ocorrer com o aprendizado de novas habilidades e não apenas com a repetição de uma tarefa (PLAUTZ et al., 2000). O treinamento induz a plasticidade morfológica e fisiológica após AVE. Conexões sinápticas mais fortes surgem entre grupos de neurônios que representam movimentos mais qualificados (NUDO et al., 1996). Com novas demandas de treinamento, os neurônios corticais podem representar diferentes movimentos (SERGIO; KALASKA, 2003). O feedback sensorial, como a propriocepção, tem um efeito crucial na capacidade motora aos níveis corticais e espinhais, uma vez que reformula a integração sensoriomotora. A capacidade de compensar um déficit também é dependente da aprendizagem motora. Assim, uma vez que todo processo de reabilitação é uma forma de aprendizagem motora, esta pode promover tanto a recuperação

espontânea quanto a compensação. Um estudo recente sobre a isquemia cortical focal em ratos sugere que o maior desempenho motor é mediado principalmente por mecanismos compensatórios, ao invés de recuperação verdadeira. Os resultados mostraram que alguns animais desenvolveram uma estratégia compensatória de movimento mais bem sucedida do que a utilizada antes da lesão. A taxa de melhora com o treinamento foi semelhante antes e após a lesão, o que sugere que o mecanismo de aprendizagem foi semelhante com e sem lesão (METZ; ANTONOW-SCHLORKE; WITTE, 2005).

Estudos prévios demonstraram que programas de treinamento visando à integração sensoriomotora pode promover melhora do sistema de controle postural após episódio de AVE (BAYOUK et al., 2006; BONAN; YELNIK; et al., 2004; SMANIA et al., 2008). Smania et al. (2008) avaliaram o equilíbrio corporal e a marcha de 7 participantes hemiparéticos crônicos submetidos a um programa de exercícios de equilíbrio com manipulação de informações sensoriais, visão e tato da sola dos pés. Foram realizadas 20 sessões de treinamento durante 4 semanas e os participantes foram avaliados por um teste de equilíbrio denominado *Sensory Organization Balance Test (SOT)*, antes, imediatamente após e uma semana após o término do programa. Antes do treinamento todos os participantes apresentaram prejuízo do equilíbrio com dificuldade de integração da informação somatossensorial das extremidades inferiores e uma excessiva dependência da visão para o controle postural. Os resultados mostram que após o treinamento houve melhora do equilíbrio corporal e melhor desempenho da marcha, sendo esta melhora mantida por uma semana. Embora o estudo de Smania demonstre efeito positivo no programa de intervenção com restrição sensorial, este foi apenas um estudo piloto preliminar com número reduzido de participantes e a falta de um grupo com informação sensorial integral não permitiu concluir a respeito dos efeitos benéficos do treinamento proposto. No estudo de Bonan et al. (2004), participantes em fase crônica do AVE foram submetidos a um programa de reabilitação do equilíbrio. Os participantes foram alocados randomicamente a um de dois grupos de treinamento, com ou sem privação da informação visual. Os participantes foram avaliados por posturografia dinâmica computadorizada pelo protocolo do SOT, sendo também avaliados os parâmetros da marcha. Os resultados mostraram que ambos os grupos melhoraram o controle postural e o desempenho na marcha, entretanto os exercícios realizados sob restrição visual promoveram melhor recuperação do equilíbrio. No estudo de Bonan o treinamento foi realizado apenas com restrição da visão e a melhora do equilíbrio foi mensurada imediatamente após o término do treinamento, não podendo inferir se esta melhora se manteve ao longo do tempo e o papel da integração dos demais sistemas sensoriais na

manutenção do equilíbrio. Outro estudo comparou os efeitos de um programa de exercícios com e sem alterações das informações sensoriais, visual e somatossensorial, na estabilidade postural de participantes em fase crônica do AVE (BAYOUK et al., 2006). Os participantes foram distribuídos randomicamente nos grupos controle e experimental e participaram ao longo de 8 semanas do treinamento de exercícios focados no equilíbrio e mobilidade. As avaliações de pré e pós-teste envolveram medidas do deslocamento do CP para a postura ereta quieta e teste de sentar-levantar, durante diferentes condições sensoriais de visão (com visão ou oclusão) e de superfície de suporte (rígida ou maleável). Os resultados mostraram melhora significativa no deslocamento do CP após treinamento com manipulação sensorial, apenas em condição estática, quando avaliados sem restrição dos sistemas sensoriais e durante restrição da informação tátil da sola dos pés. Estes estudos prévios mostraram que um programa de reabilitação para a recuperação do equilíbrio corporal pode ter como objetivo promover estimulação sensorial mais intensa para ajudar mecanismos envolvidos na plasticidade cerebral para reaquisição das habilidades motoras. No entanto, estes resultados mostraram melhora do equilíbrio, principalmente em condições de postura ereta quieta. Considerando que participantes pós-AVE apresentam prejuízos no equilíbrio dinâmico com graves consequências funcionais (GARLAND et al., 2009; GARLAND et al., 2003; IKAI et al., 2003), a questão que permanece a partir dos resultados do efeito benéfico do treinamento sensorial no equilíbrio durante postura ereta quieta é se este treinamento é capaz de levar à melhora de respostas posturais reativas a perturbações imprevisíveis da postura ereta estável em indivíduos pós-AVE.

Por outro lado, resultados contraditórios com o efeito do treinamento sensorial foram encontrados por Yelnik et al. (2008). Neste estudo foram comparadas duas abordagens de reabilitação para recuperação do equilíbrio após episódio recente de AVE. Primeiro, a abordagem convencional chamada de treinamento neurodesenvolvimental. Neste treinamento foi realizada reabilitação sensoriomotora global, objetivando mais o controle da transferência de peso e a qualidade do movimento com menos ênfase na resposta a situações de desestabilização. E o segundo, denominado treinamento multissensorial, foi baseado na manipulação da informação sensorial necessária para manutenção do equilíbrio, focado na quantidade de exercício, isto é, duração e intensidade. Neste treinamento os exercícios foram realizados com privação visual, desafiando assim a seleção pelo cérebro de informação vestibular e somatossensorial. As avaliações pós-treinamento foram realizadas no prazo de 7 dias e 3 meses após o final do programa de reabilitação física. A avaliação do equilíbrio foi realizada por meio da Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) (BERG, K.; WOOD-

DAUPHINEE; WILLIAMS, 1995; BERG, K. O.; WOOD-DAUPHINEE; et al., 1992; BLUM; KORNER-BITENSKY, 2008) e por plataforma de força, mensurando-se os limites de estabilidade. Contraditoriamente aos resultados dos estudos citados previamente, estes achados não mostraram uma melhora significativa do equilíbrio, avaliado pela EEB, em nenhum dos grupos após o treinamento. Ainda, nenhuma diferença foi encontrada para os limites de estabilidade. Os autores relataram que nenhuma superioridade no programa de reabilitação multissensorial, com restrição da visão, foi encontrada em pacientes com prejuízos no controle postural decorrentes do AVE.

2.5 Efeito da informação sensorial adicional no controle postural de participantes que sofreram AVE

O toque suave da ponta dos dedos da mão sobre uma superfície fixa tem sido mostrado reduzir a oscilação corporal em postura ereta quieta em indivíduos saudáveis (ALBERTSEN; TEMPRADO; BERTON, 2012; BACCINI et al., 2007; JEKA; LACKNER, 1994;1995; JEKA et al., 1997; KRISHNAMOORTHY; SLIJPER; LATASH, 2002). A redução da oscilação corporal por toque suave tem sido concebida como sendo resultado da alta sensibilidade háptica de receptores cutâneos, os quais são particularmente densos nas pontas dos dedos (JOHNSON; HSIAO, 1992). Estudos em postura ereta quieta têm mostrado que o efeito do toque suave se faz mais evidente em condições de redução da informação sensorial, como durante a oclusão da visão (BACCINI et al., 2007; JEKA; LACKNER, 1994; SOZZI et al., 2012) e em condições de redução da aferência da sola dos pés devido à neuropatia periférica ou suporte em superfície maleável (DICKSTEIN; SHUPERT; HORAK, 2001). Dado que a força do dedo aplicada em uma superfície estável é baixa, inferior a 1N, tem sido proposto que este efeito seja devido ao aumento do feedback sensorial sobre a oscilação corporal (JEKA, 1997). Dickstein et al. (2001) propõem que a mudança de direção das forças do toque manual prévias àquelas do CP da sola dos pés indicam que a aferência advinda da ponta dos dedos assume o papel principal no sistema somatossensorial para controlar o deslocamento do corpo em postura quieta (veja também CLAPP; WING, 1999; JEKA; LACKNER, 1994).

O efeito benéfico do toque suave em superfície estável para respostas posturais reativas foi investigado em nosso estudo prévio com jovens saudáveis (MARTINELLI et al.,

2015). Nós avaliamos o efeito do toque suave da ponta do dedo indicador em uma superfície rígida, na geração de respostas posturais a uma perturbação postural imprevisível, levando a rápidas oscilações do corpo. Nós analisamos diferentes épocas relacionadas à perturbação, entre os períodos imediatamente anterior à perturbação até a reaquisição da postura quieta. O efeito do toque suave foi avaliado em condições de informação sensorial plena e comparado com condições de restrições da aferência originária da visão e o tato da sola dos pés. Nossos resultados mostraram que o deslocamento do CP foi afetado pela interação do toque suave com a manipulação de outras informações sensoriais. Para o período pré-perturbação, o toque suave levou à redução da oscilação do CP em condições de superfície maleável. Para a condição sem visão e superfície maleável foram observados menores valores de deslocamentos do CP nos períodos de reaquisição postural e postura quieta. Para o período de respostas reativas rápidas, o toque suave induziu menores amplitudes de deslocamento do CP entre as condições experimentais, e menor velocidade máxima do CP para condições sem visão e superfície rígida. Os nossos achados mostraram que o toque suave é capaz de modular respostas posturais em todas as épocas associadas a perturbação mecânica imprevisível, com um efeito mais notável nas condições de manipulação das informações sensoriais relevantes para o controle postural. Adicionalmente, o efeito do toque suave foi investigado através de diferentes velocidades de translação posterior da base de suporte, em participantes com profunda perda sensorial devido a neuropatia diabética periférica (DICKSTEIN; PETERKA; HORAK, 2003). Os resultados revelaram uma tendência de menor velocidade de deslocamento do CP na velocidade mais baixa de deslocamento da base de suporte com toque suave em participantes saudáveis, enquanto que para os participantes neuropatas este efeito pode ser observado apenas durante o toque sem limitação da força exercida pelo dedo indicador na superfície de suporte. Nenhum efeito foi observado na latência de respostas musculares em participantes neuropatas. Em outra investigação do papel do toque suave em respostas posturais reativas, Johannsen et al. (2007) perturbaram a postura ereta estável por meio de uma tração abrupta de um dos braços. Neste caso, o toque suave era feito por meio de dispositivo em contato com o ombro ao invés de ser feito com a ponta do dedo. Os resultados mostraram que o toque suave não foi efetivo em reduzir a taxa de deslocamento do CP no intervalo imediatamente posterior à perturbação postural em comparação à condição em que nenhuma superfície foi tocada. Embora Dickstein tenha investigado uma população com perda sensorial, não se pode concluir os efeitos do toque suave no controle postural destes participantes. Um ponto importante é se o toque suave exercido pela ponta do dedo indicador pode ser usado para melhorar a estabilidade postural em uma população com déficit sensorial,

como observado em participantes pós-AVE, em situações mais desafiadoras à manutenção da posição ereta.

O efeito da informação sensorial adicional na recuperação do equilíbrio em participantes com perdas sensoriais são escassos (BALDAN et al., 2014; DICKSTEIN et al., 2001). Recentemente, um estudo avaliou o efeito do toque suave em participantes pós-AVE durante manutenção de postura ereta quieta (CUNHA et al., 2012). Os resultados do estudo de Cunha et al. (2012) demonstraram uma redução da amplitude de oscilação do CP em participantes pós-AVE, sugerindo que estes são capazes de utilizar a informação sensorial adicional na redução do deslocamento postural. O uso de informações sensoriais adicionais advindas do toque suave exercido pela ponta do dedo indicador em superfície rígida e estável pode ser uma importante estratégia para participantes pós-AVE melhorarem sua estabilidade postural. Uma questão que permanece a partir dos resultados do toque suave em postura quieta na recuperação do equilíbrio após incidente de AVE e em postura perturbada em participantes saudáveis é se esta informação sensorial extra também é capaz de levar à melhora de respostas posturais reativas às perturbações imprevisíveis da postura ereta estável em uma população com AVE. A partir dos nossos achados prévios (MARTINELLI et al., 2015), a informação sensorial adicional sobre rápidas oscilações corporais parece ser capaz de induzir a geração de respostas reativas mais efetivas a perturbações posturais, favorecendo a reaquisição da estabilidade postural.

Resultados mostrando redução de magnitude de ativação muscular decorrentes do toque suave foram encontrados em estudos em postura quieta (JEKA; LACKNER, 1995) e após perturbações em movimentos de baixa amplitude de rotação da base de suporte (FRANZEN et al., 2011) e perturbações de grande amplitude (MARTINELLI et al., 2015). Franzen et al. (2011) encontraram que a frequência de disparo do músculo bíceps femoral foi reduzida, resultando em uma menor magnitude deste músculo, assim que o indivíduo realizava o toque suave, e aumentava novamente quando o toque era interrompido. Os autores afirmam que a mudança na magnitude de ativação muscular decorrente do toque suave seja atribuída a uma melhor integração neural das informações somatossensoriais propiciando um quadro de referência adicional para o controle postural (FRANZEN et al., 2011). Corroborando estes resultados, os nossos achados (MARTINELLI et al., 2015) mostraram que o toque suave induziu menores magnitudes de ativação muscular do músculo gastrocnêmio medial (GM) para todas os períodos associados à perturbação. Uma vez que o toque suave tem mostrado reduzir a magnitude de ativação de músculos posturais, tanto em postura quieta, quanto perturbada, um ponto adicional de interesse neste estudo é avaliar se o

mesmo efeito é observável em respostas posturais reativas a uma perturbação em indivíduos pós-AVE.

3 EXPERIMENTO 1

3.1 Objetivo

O objetivo do Experimento 1 é avaliar o efeito do toque suave com a ponta do dedo indicador em uma superfície estável na manutenção da postura ereta quieta e em respostas posturais reativas, comparando indivíduos que sofreram AVE com indivíduos saudáveis. O efeito de toque suave foi avaliado em condições de visão plena e sob oclusão visual.

3.2 Hipóteses

As hipóteses formuladas para este estudo são as seguintes:

1. Toque suave favorece a recuperação do equilíbrio após perturbação mecânica temporalmente imprevisível em indivíduos pós-AVE.
2. Toque suave favorece a redução da oscilação corporal durante postura ereta quieta em indivíduos pós-AVE.
3. Toque suave promove a redução da ativação muscular em indivíduos pós-AVE.
4. Indivíduos pós-AVE apresentam maior dependência da visão para manutenção do equilíbrio corporal em comparação a indivíduos saudáveis.

3.3 Método

3.3.1 Participantes

Participaram do estudo 10 adultos hemiparéticos em fase crônica pós-AVE (5 mulheres), sendo 5 indivíduos com lesão no hemisfério direito, tempo médio de lesão pós-AVE de no mínimo 6 meses ($M = 13,10$ meses, $DP = 6,07$), faixa etária entre 46 e 76 anos ($M = 64,70$ anos, $DP = 11,21$); e 11 voluntários saudáveis sem alterações neurológicas (7 mulheres), faixa etária de 45 a 76 anos ($M = 64,91$ anos, $DP = 7,83$). Os participantes do grupo pós-AVE foram contatados no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina e Hospital Universitário da Universidade de São Paulo. Inicialmente, foram selecionados 11 participantes pós-AVE e após a checagem dos pré-requisitos um participante foi excluído por apresentar perda de sensibilidade cutânea das mãos. Os participantes do grupo controle eram indivíduos sedentários que se voluntariaram para o experimento.

Os critérios de inclusão do grupo controle foram ausência de doenças, neurológica, sensorial e musculoesquelética, as quais poderiam afetar o controle postural. Para o grupo pós-AVE os critérios de inclusão foram lesão cerebrovascular isquêmica unilateral única, tempo de lesão de no mínimo 6 meses, e ausência de uso de medicamentos que pudessem afetar a avaliação do equilíbrio. Os critérios de exclusão foram incapacidade de permanecer em posição estática independentemente por no mínimo 5 minutos, alteração sensorial cutânea das mãos e incapacidade de compreensão das instruções ou de execução das tarefas. Os participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido previamente aprovado pelo comitê de ética e pesquisa da instituição local.

3.3.2 Tarefas e equipamentos

As tarefas experimentais consistiram em manter a postura ortostática estável sobre o centro de uma plataforma de força (AMTI OR6-6) em postura ereta quieta, e recuperação do equilíbrio corporal em resposta a uma perturbação externa. A perturbação postural foi provocada pela liberação temporalmente imprevisível de carga acoplada na parte posterior do

tronco dos participantes. Os participantes usaram um colete na região lombossacra (20 cm de largura), sendo que na parte posterior do colete havia um sistema eletromagnético acoplado a um cabo de aço, que atravessava uma roldana presa a um suporte. Na extremidade do cabo era adicionada carga (anilhas), fazendo com que esta correspondesse a aproximadamente 5% do peso corporal de cada participante. Uma chave de liberação da carga era manipulada remotamente pelo experimentador, a qual disparava um pulso de 5V quando acionada, permitindo assim a sincronização dos sinais. A carga exercia uma tração horizontal posterior no tronco do indivíduo. A liberação da carga provocava a oscilação do corpo do participante no sentido anterior, exigindo o estabelecimento de um novo ponto de equilíbrio corporal. A recuperação do equilíbrio exigia a contração dos músculos posteriores do corpo para evitar o desequilíbrio para frente.

Para ambas as tarefas, manutenção da postura quieta e respostas posturais reativas à liberação de carga, os participantes permaneciam com a ponta do dedo indicador tocando uma superfície rígida e estável, ou sem realizar o toque. A superfície de contato foi posicionada lateralmente e à frente do participante. O toque era feito com a mão direita para os participantes controles e com a mão não-parética para os participantes pós-AVE. Nas condições de toque suave o membro superior que realizava o toque era mantido paralelo ao tronco e o ombro abduzido em um ângulo relativo de aproximadamente 135°, enquanto que o outro braço permanecia relaxado e paralelo ao tronco. Para controlar a força de apoio exercida sobre a superfície de contato foi utilizado um transdutor de força (Transtec NA310, Brasil). A força vertical aplicada à superfície de contato com o dedo indicador, durante as tarefas experimentais, não deveria exceder 1N (Figura 1). Para condições sem toque suave a superfície de contato era removida e a posição dos braços era mantida, como descrito para a condição de toque.

Os sinais da plataforma de força, análise cinemática e do transdutor de força foram sincronizados por meio do sistema Vicon Nexus ®. A eletromiografia (EMG) foi obtida através de eletrodos de superfície wireless (Delsys Trigno Wireless System®) composto por 4 contatos de prata de 5x1 mm, posicionados 10 mm de distância entre eles em cada músculo. A análise do deslocamento angular das articulações do quadril e tornozelo foi realizada por meio de marcadores reflexivos posicionados em pontos anatômicos pré-determinados. A aquisição de dados cinemáticos foi realizada utilizando 6 câmeras optoeletrônicas (VICON, MX3+) dispostas no ambiente de coleta, garantindo que as articulações de interesse fossem capturadas. Respostas posturais reativas e postura quieta foram avaliadas em condições sensoriais de visão plena e sem visão.

Figura 1. Representação esquemática da tarefa experimental na condição de toque suave no instante antes da liberação da carga que tracionava o participante para trás.

3.3.3 Delineamento experimental e procedimentos

Os participantes foram inicialmente submetidos a uma avaliação da sensibilidade cutânea das mãos, direita e esquerda, através de estesiômetro composto por 6 monofilamentos Semmes-Weinstein da marca Sorri (Bauru-SP). Para avaliação da sensibilidade cutânea das mãos foram testados 3 pontos em cada mão, incluindo a ponta do dedo indicador, seguindo a sequência dos filamentos menos espessos para os mais espessos. Os participantes permaneceram de olhos fechados e foram instruídos a responder “sim” quando sentissem algum tipo de contato com a pele e indicar o local do estímulo aplicado. Os participantes que obtiveram resposta positiva apenas aos monofilamentos de espessura maior que 10 g, indicando que apresentavam sensibilidade apenas a pressão profunda, foram excluídos do estudo (ver ANEXO 1, item A, para classificação da sensibilidade cutânea para cada monofilamento).

A avaliação da postura ereta quieta e das respostas posturais à liberação de carga foi feita em função da combinação das seguintes condições: (1) toque, toque suave versus sem toque; e (2) visão, visão versus sem visão. Para cada uma destas condições foram realizadas 3 tentativas. A sequência das condições experimentais foi randomizada entre os participantes. Os participantes foram instruídos a manter a posição do corpo o mais quieta possível para avaliação da postura ereta quieta. Para postura perturbada, os participantes foram instruídos a recuperar a postura ereta estável seguido da liberação de carga sem movimentar seus pés. A altura da superfície de contato foi ajustada de acordo com a estatura dos participantes para manter a verticalidade do corpo. Para as tentativas realizadas com informação visual, os participantes foram orientados a fixar o olhar em um ponto fixo (círculo de 10 cm de diâmetro) apresentado em um monitor de televisão a aproximadamente 2 m de distância à frente e aproximadamente na altura dos olhos dos participantes. Para as tentativas sem visão, os participantes tiveram ambos os olhos completamente vendados e adotaram a mesma posição do corpo e orientação da cabeça, como se tivessem que olhar para o alvo. As tarefas foram realizadas com os participantes descalços, mantendo os pés paralelos e afastados na largura do quadril. A posição dos pés foi marcada com uma fita adesiva para manter a mesma posição entre todas as condições experimentais. Os participantes utilizaram durante todas as tentativas um colete de segurança para prevenir eventuais quedas.

O experimento era iniciado por uma tentativa de familiarização com toque suave da ponta do dedo indicador e outra sem toque, ambas em condição de visão plena. Os participantes eram informados sobre o máximo de força que deveria ser aplicada à superfície de contato, e para isto as curvas de forças exercidas pelos participantes eram exibidas no monitor posicionado à sua frente. Após a familiarização com os procedimentos experimentais os participantes recebiam uma tentativa de familiarização adicional da tarefa imediatamente antes do início de cada condição, sem feedback visual. Durante as tentativas, as forças verticais exercidas com a ponta do dedo eram monitoradas apenas pelo experimentador. O desempenho em cada condição experimental era avaliado por meio de três tentativas, com período de 20 s para recuperação entre as tentativas e um período de descanso de 1 min. era oferecido entre os blocos de tentativas. Após 4 blocos era fornecido um intervalo mais longo de 15 min., em que os participantes permaneciam sentados. As tentativas em que ocorria um passo e/ou em que a força de contato da ponta do dedo indicador era maior do que 1 N foram rejeitadas e imediatamente repetidas (8% das tentativas dos controles e 10% do grupo pós-AVE foram repetidas). Para análise eletromiográfica a pele dos participantes era preparada antes do posicionamento dos eletrodos de superfície, os quais eram fixados nos músculos

gastrocnêmio medial (GM) e bíceps femoral (BF) para registro da ativação muscular do membro inferior não-parético para os participantes pós-AVE e do membro direito para o grupo integral, segundo o posicionamento sugerido pelo projeto *Surface EMG for a Non-invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) (HERMENS; FRERIKS, 1999). A frequência de amostragem dos sinais eletromiográficos foi de 1000 Hz. O sinal da plataforma de força foi amostrado com frequência de 200 Hz. Para análise do centro de massa (CM) e deslocamento angular do tornozelo e quadril os marcadores foram posicionados no hemicorpo esquerdo dos participantes controle e no hemicorpo não-parético dos participantes pós-AVE. Marcadores reflexivos foram colocados em pontos anatômicos pré-determinados para análise cinemática: cabeça do quinto metatarso, maléolo lateral, região lateral da articulação do joelho, trocanter maior e acrômio. Os sinais das câmeras foram amostrados com frequência de 200 Hz.

3.3.4 Variáveis dependentes

Postura quieta

A análise da estabilidade postural em postura quieta foi baseada no deslocamento do CP e do CM, dado pelo valor quadrático médio (RQM). Esta análise foi feita separadamente para as direções anteroposterior (AP) e mediolateral (ML), sendo calculada por meio da raiz quadrada da média do sinal elevado ao quadrado, de acordo com a equação abaixo:

$$RQM = \sqrt{\frac{1}{n}(x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_n^2)}$$

O deslocamento total foi dado pelo tamanho da trajetória do CP e do CM sobre a base de suporte da plataforma de força. A velocidade média foi calculada pelo deslocamento total da oscilação do CP e do CM nas direções AP e ML dividido pelo tempo total da tentativa.

Postura perturbada

As respostas à perturbação postural foram avaliadas em função das seguintes variáveis: (1) pico de deslocamento anterior do CP e (2) amplitude do CM, estimados pela diferença entre a posição anteroposterior média nos 200 ms prévios a liberação de carga e o

máximo deslocamento anterior após a perturbação postural; (3) pico de velocidade anterior do CP e do (4) CM, dado pelo valor máximo de velocidade entre os marcos temporais descritos em (1 e 2); (5) latência do CP e do CM, estimados pelo intervalo de tempo entre a liberação de carga e o início do deslocamento do CP e do CM, dado pelo primeiro valor 2 desvios-padrão acima do valor basal (média do valor nos 200 ms prévios à liberação de carga) com valores subsequentes crescentes (> 25 ms); (6) tempo até o pico do CP e do CM, estimado pelo intervalo de tempo entre o instante de liberação de carga e o pico de deslocamento do CP na direção anterior induzido pela perturbação postural; (7) latência de ativação muscular dos músculos GM e BF, estimado pelo intervalo de tempo entre a liberação de carga e o início da ativação muscular, dado pelo primeiro valor 2 desvios-padrão acima do valor basal (média do valor nos 200 ms prévios à liberação de carga) com valores subsequentes crescentes (> 25 ms); (8) magnitude de ativação muscular do GM e BF, dada pela integral do sinal eletromiográfico no intervalo de 75 ms seguido o início da ativação muscular; (9) pico de flexão do tornozelo e (10) quadril, quantificados pela diferença entre a média da posição de flexão do tornozelo e quadril no intervalo de 200 ms precedente a liberação de carga e o valor máximo de excursão angular após a perturbação postural; (11) amplitude de deslocamento linear do tronco, dado pela diferença entre a média de posição de deslocamento AP do ombro no intervalo de 200 ms precedente a liberação de carga e o valor máximo de deslocamento AP do ombro após a perturbação postural; e (12) velocidade de deslocamento linear do tronco, dado pela diferença entre a média de velocidade de deslocamento AP do ombro no intervalo de 200 ms precedente a liberação de carga e o valor máximo de velocidade AP do ombro após a perturbação postural. Adicionalmente, foram calculados o coeficiente de correlação e defasagem temporal entre CP e a força vertical, dado pela correlação cruzada entre estes sinais. A normalização da correlação cruzada (KOHN, 2006) foi calculada entre a força vertical aplicada na superfície de contato e o sinal do CP em um intervalo de 200 ms prévios e 1000 ms após à perturbação postural. O valor de um pico na correlação cruzada em um determinado atraso indica o coeficiente de correlação entre as amostras de dois sinais em um valor específico de atraso no qual ocorre o pico. Este dá uma estimativa do grau de associação linear entre os dois sinais levando em consideração possíveis atrasos entre eles.

3.3.5 Análise de dados

Foram verificadas as exigências para análise paramétrica, normalidade e homocedasticidade, por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. A extração e processamento dos dados foram realizados automaticamente por rotinas no Matlab (Mathwoks®) seguido de inspeção visual dos dados. Os sinais eletromiográficos foram filtrados com filtro passa banda com frequências entre 20 e 400 Hz. Centro de pressão, dados cinemáticos e os sinais do transdutor de força foram filtrados com filtro recursivo passa-baixa Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 10 Hz. A amplitude e a velocidade do CM foi baseado no método de Winter (WINTER, 1991). O modelo antropométrico de Winter (1991) foi utilizado para calcular a posição do CM na direção AP para postura perturbada, utilizando os marcadores do maléolo lateral, região lateral da articulação do joelho, trocanter maior e acrômio. Para postura quieta foi usado um método de filtragem proposto por Lafond et al. (2004), no qual o sinal do deslocamento do CM foi calculado a partir de um filtro passa-baixa de 5 Hz de frequência de corte do sinal do CP.

A análise estatística para as variáveis dependentes correspondentes a perturbação postural e a postura ereta quieta foi realizada por meio de ANOVAs de 3 fatores, 2 (grupo: controle x pós-AVE) X 2 (toque: toque suave x sem toque) X 2 (visão: visão x oclusão) com medidas repetidas nos dois últimos fatores. Comparações *post hoc* foram realizadas por meio da prova de Newman-Keuls. Foram relatadas apenas diferenças significantes ($P \leq 0,05$), acompanhadas pelos respectivos valores de tamanho do efeito, dado por eta parcial quadrático (η^2).

3.4 Resultados

3.4.1 Caracterização da amostra

Na avaliação cognitiva pelo Mini Exame do Estado Mental (MEEM) os participantes do grupo pós-AVE obtiveram um escore médio de 23,10 (EP = 1,57), enquanto que os participantes do grupo controle apresentaram escore de 27,27 (EP = 0,96). Para o teste de sensibilidade todos os participantes do grupo controle apresentaram sensibilidade cutânea preservada, ou seja, respostas aos monofilamentos de menor espessura (0,05 e 0,2 g) em pelo menos dois pontos testados em cada mão. Para o grupo pós-AVE, a maioria dos participantes apresentou resposta aos monofilamentos de 0,2 g e um participante apresentou limiar de sensibilidade ao filamento de 10 g no lado parético.

3.4.2 Postura quieta

3.4.2.1 Oscilação corporal

A Figura 2 mostra estatocinesigramas representativos da área de excursão do CP entre os participantes controle e pós-AVE, para as condições de toque suave e sem toque. Nesta figura pode ser observada maior área de excursão do CP_{ap} e CP_{ml} para as condições sem toque quando comparada à condição toque suave, em ambos os grupos.

Figura 2. Estatocinesigramas representativos da área de excursão do CP de um participante do grupo pós-AVE e um do grupo controle, para tarefas experimentais sem toque (A e C) e toque suave (B e D), respectivamente, para a condição com visão.

A análise do deslocamento total do CP indicou efeitos principais significantes de toque, $F(1, 19) = 61,54$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,76$, e de visão, $F(1, 19) = 43,79$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,70$. O efeito de toque foi devido a menores valores para o toque suave ($M = 40,15$ cm, $EP = 3,23$) em comparação à condição sem toque ($M = 50,28$ cm, $EP = 3,53$), enquanto que o efeito de visão foi devido a menores valores para condição visão ($M = 40,88$ cm, $EP = 3,14$) em comparação a oclusão visual ($M = 49,48$ cm, $EP = 3,70$) (Figura 3A). A análise do deslocamento total do CM indicou efeitos principais significantes de toque, $F(1, 19) = 48,02$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,72$, e de visão, $F(1, 19) = 50,82$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,73$. O efeito principal significativo de toque foi devido a menores valores para o toque suave ($M = 22,40$ cm, $EP = 1,50$) em comparação à condição sem toque ($M = 30,53$ cm, $EP = 2,19$), enquanto que o efeito de visão foi devido a menores valores para condição visão ($M = 23,82$ cm, $EP = 1,73$) em comparação a oclusão visual ($M = 29,06$ cm, $EP = 2,23$) (Figura 3B). A análise da velocidade

média do CP_{ap} mostrou efeitos principais significantes de toque, $F(1, 19) = 58,38$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,75$, e de visão, $F(1, 19) = 46,25$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,71$. O efeito de toque foi devido a menores valores para o toque suave ($M = 7,60$ mm/s, EP = 0,58) em comparação à condição sem toque ($M = 10,11$ mm/s, EP = 0,75), enquanto que o efeito de visão foi devido a menores valores para condição visão ($M = 7,72$ mm/s, EP = 0,54) em comparação a oclusão visual ($M = 9,98$ mm/s, EP = 0,79) (Figura 3C). A análise da velocidade média do CP_{ml} mostrou efeitos principais significantes de toque, $F(1, 18)^1 = 32,37$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,64$, e de visão, $F(1, 18) = 20,90$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,54$. O efeito principal significativo de toque foi devido a menores valores para o toque suave ($M = 4,40$ mm/s, EP = 0,23) em comparação à condição sem toque ($M = 5,15$ mm/s, EP = 0,32), enquanto que o efeito principal significativo de visão foi devido a menores valores para visão ($M = 4,53$ mm/s, EP = 0,26) em comparação à condição oclusão visual ($M = 5,01$ mm/s, EP = 0,30) (Figura 3D). A análise da velocidade média do CM_{ap} mostrou efeitos principais significantes de toque, $F(1, 19) = 23,20$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,55$, e de visão, $F(1, 19) = 21,54$, $P = 0,002$, $\eta^2 = 0,53$. O efeito principal significativo de toque foi devido a menores valores para o toque suave ($M = 2,81$ mm/s, EP = 0,15) em comparação à condição sem toque ($M = 3,90$ mm/s, EP = 0,26), enquanto que o efeito principal significativo de visão foi devido a menores valores para visão ($M = 3,09$ mm/s, EP = 0,25) em comparação a oclusão visual ($M = 3,61$ mm/s, EP = 0,22) (Figura 3E). A análise da velocidade média do CM_{ml} mostrou efeitos principais significantes de toque, $F(1, 19) = 73,20$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,79$, e de visão, $F(1, 19) = 57,95$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,75$. O efeito principal significativo de toque foi devido a menores valores para o toque suave ($M = 4,29$ mm/s, EP = 0,30) em comparação à condição sem toque ($M = 5,83$ mm/s, EP = 0,41), enquanto que o efeito principal significativo de visão foi devido a menores valores para visão ($M = 4,47$ mm/s, EP = 0,32) em comparação a oclusão visual ($M = 5,64$ mm/s, EP = 0,42) (Figura 3F).

¹ O menor número de graus de liberdade para as análises é atribuído a falha na aquisição dos equipamentos ou ausência de ativação muscular nas respostas reativas.

Figura 3. Comparação das médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos controle e pós-AVE para deslocamento total do CP (A) e CM (B), velocidade média do CP_{ap} (C) e CP_{ml} (D) e velocidade média do CM_{ap} (E) e CM_{ml} (F), em função da condição visual e toque.

A análise da RQM do CP na direção anteroposterior indicou efeitos principais significantes de toque, $F(1, 19) = 118,20$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,86$, e visão, $F(1, 19) = 9,92$, $P = 0,01$, $\eta^2 = 0,34$. O efeito de toque foi devido a menores valores para condição de toque suave ($M = 2,29$ mm, $EP = 0,16$) em comparação à condição sem toque ($M = 4,19$ mm, $EP = 0,30$), enquanto que o efeito de visão foi devido a menores valores para visão ($M = 3,02$ mm, $EP = 0,30$) em comparação à oclusão visual ($M = 3,42$ mm, $EP = 0,32$) (Figura 4A). A análise da RQM do CP na direção mediolateral mostrou efeitos principais significantes de toque, $F(1, 19) = 35,43$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,65$, e grupo, $F(1, 19) = 7,78$, $P = 0,01$, $\eta^2 = 0,29$. O efeito

de toque foi devido a menores valores para toque suave ($M = 1,64$ mm, $EP = 0,17$) em comparação à condição sem toque ($M = 2,15$ mm, $EP = 0,22$), e o efeito de grupo foi devido a maiores valores para o grupo pós-AVE ($M = 2,31$ mm, $EP = 0,33$) em comparação ao grupo controle ($M = 1,52$ mm, $EP = 0,18$) (Figura 4B). A análise da RQM do CM_{ap} mostrou efeito principal significativa de toque, $F(1, 19) = 48,28$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,72$. O efeito de toque foi devido a menores valores para condição de toque suave ($M = 2,09$ mm, $EP = 0,24$) em comparação à condição sem toque ($M = 3,89$ mm, $EP = 0,36$) (Figura 4C). A análise da RQM do CM_{ml} indicou efeito principal significativa de toque, $F(1, 19) = 22,59$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,54$, sendo este efeito devido a menores valores para toque suave ($M = 1,44$ mm, $EP = 0,17$) em comparação à condição sem toque ($M = 1,88$ mm, $EP = 0,21$) (Figura 4D).

Figura 4. Comparação das médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos controle e pós-AVE para RQM do CP_{ap} (A) e CP_{ml} (B) e para RQM do CM_{ap} (C) e CM_{ml} (D), em função da condição visual e toque.

3.4.3 Postura perturbada

A Figura 5 mostra curvas representativas da força vertical (A) do toque em uma superfície rígida e estável e curvas das variáveis relacionadas às respostas posturais reativas à perturbação mecânica, CP (B), CM (C), magnitude de ativação muscular do GM (D) e BF (E), comparando participantes pós-AVE e controle. A linha vertical indica o momento de liberação de carga. Na Figura 6 são apresentados valores médios e erros-padrão em ordem cronológica de ocorrência dos eventos de cada variável temporal associada à perturbação postural. Os valores são representativos de um indivíduo de cada grupo, controle e pós-AVE, para tentativas de toque suave e visão.

Os resultados para os valores máximos de correlação cruzada estão indicados na Figura 7A. A análise de variância para os dados de correlação cruzada mostrou que nenhum efeito significativo foi encontrado para esta variável, valores de $F < 3,0$ e valores de $P > 0,1$. A figura 7B apresenta médias de defasagem temporal para cada condição experimental. A análise indicou efeito principal significativo de visão, $F(1, 18) = 4,52$, $P = 0,05$, $\eta^2 = 0,20$; este efeito foi devido a maiores valores para a condição com visão ($M = 244,37$ ms, EP = 23,07) comparado à condição oclusão ($M = 218,65$ ms, EP = 20,49).

Figura 5. Curvas representativas dos grupos pós-AVE (linha preta) e controle (linha cinza espessa) para condição de toque suave e visão demonstrando força vertical aplicada na superfície de suporte (A), deslocamento do centro de pressão (B) e do centro de massa (C), ativação dos músculos gastrocnêmio medial (D) e bíceps femoral (E), com a liberação de carga sendo representada pela linha pontilhada vertical.

Figura 6. Escala representativa com os respectivos valores médios (erro padrão representado por barras horizontais) das variáveis temporais (ms) latência de início de deslocamento do centro de massa, latência de ativação dos músculos gastrocnêmio medial e bíceps femoral, latência de início de deslocamento do centro de pressão, instante de reversão do centro de massa e do centro de pressão e instante de reversão do deslocamento linear do tronco, entre os grupos pós-AVE e controle.

Figura 7. Correlação média (A) e defasagem temporal (B) para o deslocamento anterior do CP e a força vertical de contato, em função da condição visual e grupo.

3.4.3.1 Oscilação corporal

A análise da amplitude de deslocamento anterior do CP mostrou efeitos principais significantes de toque, $F(1, 18) = 4,18$, $P = 0,05$, $\eta^2 = 0,19$, e grupo, $F(1, 18) = 6,50$, $P = 0,02$, $\eta^2 = 0,27$. O efeito de toque foi devido a menores valores para toque suave ($M = 12,13$ cm, $EP = 0,49$) em comparação à condição sem toque ($M = 12,68$ cm, $EP = 0,54$). O efeito de grupo foi devido a menores valores para o grupo pós-AVE ($M = 11,37$ cm, $EP = 0,60$) em comparação ao grupo controle ($M = 13,51$ cm, $EP = 0,70$) (Figura 8A). A análise do pico de velocidade do CP_{ap} indicou efeitos principais significantes de grupo, $F(1, 18) = 14,30$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,44$, visão, $F(1, 18) = 4,77$, $P = 0,04$, $\eta^2 = 0,21$ e toque, $F(1, 18) = 29,34$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,62$, e interação significativa de grupo x visão, $F(1, 18) = 6,01$, $P = 0,02$, $\eta^2 = 0,25$. O efeito de grupo foi devido a menores valores para o grupo pós-AVE ($M = 79,93$ cm/s, $EP = 6,70$) em comparação ao grupo controle ($M = 109,41$ cm/s, $EP = 6,74$). O efeito de visão foi devido a menores valores para condição visão ($M = 92,23$ cm/s, $EP = 5,36$) em comparação à oclusão visual ($M = 96,74$ cm/s, $EP = 6,05$). O efeito de toque foi devido a menores valores para a condição de toque suave ($M = 89,19$ cm/s, $EP = 5,37$) em comparação à condição sem toque ($M = 99,63$ cm/s, $EP = 5,87$). Comparações *post hoc* para decomposição da interação grupo x visão indicaram que para o grupo controle menores valores de velocidade do CP foram encontrados para a condição com visão em comparação à condição de oclusão, enquanto que não foi observado efeito de visão para o grupo pós-AVE (Figura 8B). A análise da amplitude do CM_{ap} indicou efeito principal significativo de toque, $F(1, 16) = 5,17$, $P = 0,04$, $\eta^2 = 0,24$, que foi devido a menores valores para a condição de toque suave ($M = 2,34$ cm, $EP = 0,15$) comparado à condição sem toque ($M = 2,56$ cm, $EP = 0,15$) (Figura 8C). A análise do pico de velocidade do CM_{ap} mostrou efeito principal significativo de grupo, $F(1, 15) = 8,52$, $P = 0,01$, $\eta^2 = 0,36$, e interação significativa de toque por visão, $F(1, 15) = 8,33$, $P = 0,01$, $\eta^2 = 0,36$. O efeito de grupo foi devido a menores valores para o grupo pós-AVE ($M = 8,98$ cm/s, $EP = 1,51$) em comparação ao grupo controle ($M = 11,56$ cm/s, $EP = 0,78$). Comparações *post hoc* para decomposição da interação toque x visão mostraram que o toque suave combinado com visão levou a maiores velocidades em comparação a toque suave e oclusão visual e à condição sem toque com visão, entretanto nenhum efeito de toque foi encontrado para as demais condições experimentais (Figura 8D).

Figura 8. Comparação de médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos controle e pós-AVE para amplitude (cm, A e C) e pico de velocidade (cm/s, B e D) do centro de pressão (CP, A e B) e centro de massa (CM, C e D), em função da condição visual e toque.

A análise da latência do início de deslocamento do CP não mostrou efeitos significantes, com valores de $F < 3,93$ e $P > 0,06$ (Figura 9A). A análise da latência do início de deslocamento do CM indicou efeito principal significativo de grupo, $F(1, 15) = 4,66$, $P = 0,05$, $\eta^2 = 0,24$, o que foi devido a maiores latências para o grupo pós-AVE ($M = 147,33$ ms, EP = 10,43) em comparação ao controle ($M = 137,34$ ms, EP = 8,69) (Figura 9B). A análise do instante de reversão de direção de deslocamento do CP indicou efeito principal significativo de visão, $F(1, 18) = 6,14$, $P = 0,02$, $\eta^2 = 0,25$, o que foi devido a valores mais elevados para visão ($M = 557,38$ ms, EP = 17,42) em comparação à condição de oclusão visual ($M = 535,04$ ms, EP = 12,97) (Figura 9C). A análise de reversão de direção de deslocamento do CM não mostrou efeitos significantes, com valores de $F < 2,37$ e $P > 0,14$ (Figura 9D).

Figura 9. Comparação de médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos controle e pós-AVE para latência (ms, A e B) e reversão (ms, C e D) do centro de pressão (CP, A e C) e centro de massa (CM, B e D), em função da condição visual e toque.

3.4.3.2 Análise eletromiográfica

Embora tenha havido tendência de maiores valores de latência de ativação muscular de para o grupo pós-AVE, as análises não mostraram efeitos significantes para os músculos GM, valores de $F < 1,29$ e $P > 0,28$ (Figura 10A), ou para o músculo BF, valores de $F < 2,61$, valores de $P > 0,13$ (Figura 10B). A análise da magnitude de ativação do GM indicou efeito principal significante de toque, $F(1, 15) = 4,75$, $P = 0,05$, $\eta^2 = 0,24$, e interação significante de grupo x visão, $F(1, 15) = 4,36$, $P = 0,05$, $\eta^2 = 0,23$. O efeito de toque foi devido menores valores para toque suave ($M = 8,68 \mu V$, $EP = 1,29$) em comparação a condição sem toque ($M = 9,36 \mu V$, $EP = 1,31$). Comparações *post hoc* para decomposição da interação visão x grupo indicaram maiores magnitudes do GM para o grupo pós-AVE em condições de visão em comparação a oclusão visual (visão $M = 9,04 \mu V$, $EP = 1,83$; oclusão $M = 7,80 \mu V$, $EP = 1,62$), enquanto que nenhum efeito foi encontrado para o grupo controle (visão $M = 9,36 \mu V$,

EP = 1,92; oclusão $M = 9,76 \mu\text{V}$, EP = 1,95) (Figura 10C). A análise da magnitude de ativação do músculo BF não mostrou efeitos significantes, com valores de $F < 1,73$ e $P > 0,21$ (Figura 10D).

Figura 10. Comparação de médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos controle e pós-AVE para latência (ms, A e B) e magnitude (μV , C e D) de ativação dos músculos gastrocnêmio medial (GM, A e C) e bíceps femoral (BF, B e D), em função da condição visual e toque.

3.4.3.3 Análise cinemática

A análise do pico de flexão do tornozelo mostrou interação significativa de grupo x toque, $F(1, 12) = 5,63$, $P = 0,04$, $\eta^2 = 0,32$. Comparações *post hoc* indicaram que o toque suave levou a menores valores de flexão do tornozelo em comparação à condição sem toque para o grupo controle (toque $M = 4,24^\circ$, EP = 0,85; sem toque $M = 5,46^\circ$, EP = 1,24), mas nenhum efeito foi encontrado para o grupo pós-AVE (toque $M = 2,94^\circ$, EP = 0,55; sem toque $M = 2,61^\circ$, EP = 0,32). Ainda, as comparações posteriores mostraram que para a condição sem toque o grupo pós-AVE apresentou menores valores quando comparado ao grupo controle,

mas nenhum efeito significativo de grupo foi encontrado para a condição de toque suave (Figura 11A). A análise do pico de flexão do quadril não apresentou efeitos significantes, com valores de $F < 1,35$ e $P > 0,27$ (Figura 11B).

Figura 11. Comparação de médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos controle e pós-AVE para pico de flexão do tornozelo (graus, A) e do quadril (graus, B), em função da condição visual e toque.

A análise do deslocamento linear do tronco mostrou efeito principal significativo de visão, $F(1, 18) = 8,13$, $P = 0,01$, $\eta^2 = 0,31$, o que foi devido a maiores valores para visão ($M = 45,62$ mm, $EP = 4,10$) quando comparado à oclusão visual ($M = 40,23$ mm, $EP = 4,41$) (Figura 12A). A análise da velocidade linear do tronco não mostrou efeitos significantes, com valores de $F < 4,25$ e $P > 0,06$ (Figura 12B).

Figura 12. Comparação de médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos controle e pós-AVE para deslocamento (mm, A) e velocidade linear do tronco (mm/s, B), em função da condição visual e toque.

3.5 Discussão

O presente estudo teve por objetivo avaliar o efeito de toque suave com a ponta do dedo indicador em superfície estável na recuperação do equilíbrio após liberação inesperada de carga, e na redução do deslocamento postural durante postura ereta quieta em participantes pós-AVE em comparação a participantes saudáveis. Os resultados em postura quieta mostraram que o toque suave em superfície estável induziu menores distâncias e velocidades percorridas do CP e do CM nas direções anteroposterior e mediolateral. Para postura perturbada, os resultados mostraram que o toque suave levou a menores deslocamentos e velocidades do CP e do CM, e induziu menor magnitude de ativação do músculo GM em resposta à perturbação postural. Os efeitos do toque suave, para postura quieta e perturbada, foram similares para ambos os grupos, pós-AVE e controle. Estes resultados constituem evidência do efeito benéfico do toque suave na manutenção da postura ereta quieta e na modulação de respostas posturais associadas à perturbação mecânica imprevisível.

3.5.1 Manutenção do equilíbrio corporal após AVE associado à informação sensorial adicional

Os resultados para postura ereta quieta mostraram que os participantes pós-AVE apresentaram maior deslocamento do CP na direção mediolateral quando comparados aos participantes do grupo controle. A ocorrência desta maior oscilação postural em participantes que sofreram AVE tem sido relatada na literatura e associada à combinação de comprometimentos decorrentes do AVE, tais como danos motores, sensoriais e/ou cognitivos, podendo afetar a capacidade na manutenção do equilíbrio corporal (DUNCAN, 1994; MARIGOLD; ENG, 2006; TYSON et al., 2006). No estudo de Marigold et al. (2006) foi encontrada uma maior oscilação mediolateral em participantes pós-AVE crônicos, tendo sido este comportamento associado à assimetria postural. Os autores sugeriram que a maior assimetria na distribuição de peso seja acompanhada de prejuízos severos do AVE, tais como danos proprioceptivos e fraqueza muscular, e assim a maior oscilação postural pode resultar desta associação de fatores. Adicionalmente, a assimetria resulta em maior deslocamento corporal, com maior descarga de peso no membro não-afetado. Isto poderia levar ao maior

deslocamento devido a uma postura mecanicamente instável. Ademais, outros autores mostraram que há maior instabilidade na direção mediolateral em participantes pós-AVE devido à hemiparesia, havendo redução da oscilação corporal nesta direção com o uso de dispositivos externos (LU et al., 1997). No presente estudo, embora não tenha sido avaliada a assimetria postural de participantes pós-AVE, a maior oscilação na direção mediolateral em participantes pós-AVE sugere que há maior instabilidade nesta direção associada a prejuízos proprioceptivos e musculares inerentes ao AVE, principalmente do membro parético.

Os resultados mostraram para ambos os grupos, pós-AVE e controle, um maior deslocamento do CP na direção anteroposterior e maiores velocidades do CP e do CM nas direções anteroposterior e mediolateral, em condição de oclusão visual. Nossa hipótese era de que os participantes pós-AVE seriam mais dependentes da visão do que os controles saudáveis, devido ao prejuízo de outras vias sensoriais após lesão cerebrovascular, dando maior peso à informação visual (BONAN; COLLE; et al., 2004). Estudos prévios em participantes pós-AVE têm mostrado maior instabilidade postural quando eles permanecem em postura ereta quieta na ausência de informação visual (BONAN; COLLE; et al., 2004; BONAN; YELNIK; et al., 2004; CORRIVEAU et al., 2004; DI FABIO; BADKE, 1991; MARIGOLD; ENG, 2006). A maior dependência da visão em indivíduos pós-AVE tem sido associada a prejuízos na integração de informações aferentes somatossensorial e vestibular (BONAN; YELNIK; et al., 2004). Entretanto, no presente estudo não houve influência predominante da visão na regulação do equilíbrio corporal em participantes pós-AVE, sugerindo que outros mecanismos, como informações somatossensoriais e/ou vestibulares podem ter sido predominantes nas tarefas experimentais em postura quieta.

O uso da informação somatossensorial adicional foi investigado no presente estudo pelo paradigma do toque suave. Assim como o grupo controle, os participantes pós-AVE puderam se beneficiar do toque suave na redução do deslocamento e da velocidade do CP e do CM nas direções anteroposterior e mediolateral, independente da condição visual. Muitos estudos sobre o paradigma do toque suave avaliaram a oscilação postural na posição tandem e encontraram uma influência maior do toque suave na redução do deslocamento mediolateral (BOLTON; MCILROY; STAINES, 2011; JEKA et al., 1996; JEKA; LACKNER, 1995; JEKA et al., 1997), sendo esta direção considerada de maior instabilidade corporal. No estudo de Bolton et al. (2011) o efeito do toque suave foi avaliado durante postura tandem e os resultados mostraram uma redução do deslocamento do CP mediolateral. Os autores observaram que a transmissão cortical da sensibilidade da ponta do dedo indicador é facilitada quando o dedo entra em contato com uma superfície estável, proporcionando maior resolução

da referência estável para controlar a postura. Um ponto de interesse do presente estudo foi a redução do deslocamento e velocidade do CP e do CM observada na direção mediolateral, mesmo em postura ereta normal, associada à redução da oscilação corporal na direção anteroposterior. Para as tarefas experimentais de manutenção da postura ereta quieta, todos os participantes permaneceram em uma posição confortável, com os pés afastados. Nesta posição uma maior instabilidade corporal pode ter sido gerada na direção anteroposterior, e assim o toque suave foi efetivo na redução da oscilação postural nesta direção. Estes resultados corroboram os achados prévios que investigaram o efeito do toque suave em postura quieta e mostraram uma redução do CP, principalmente anteroposterior (CLAPP; WING, 1999), sugerindo ser a direção de maior instabilidade devido à posição do corpo quando em apoio bipodal normal. Os resultados do presente estudo sugerem que os efeitos do toque suave na redução da oscilação corporal em postura ereta quieta são tão benéficos quanto na postura mais instável de tandem.

Os resultados mostraram, ainda, que o toque suave modulou respostas posturais reativas à perturbação mecânica, com efeitos significantes em condições de manipulação da visão, relevante para o controle postural. Em postura quieta foram observados menores valores de deslocamento de centro de pressão e de centro de massa para a condição de toque suave associado a oclusão visual. Esta análise suporta a hipótese de que o toque suave melhora respostas posturais reativas em condições de privação de outras vias sensoriais importantes para o controle postural, tal como a visão. Estes achados são consistentes com achados prévios, levando à conclusão de que o toque suave induz estabilização da postura quieta em condições em que há aumento da oscilação corporal devida à restrição da visão (BACCINI et al., 2007; JEKA; LACKNER, 1994; MARTINELLI et al., 2015; SOZZI et al., 2012). Nossos resultados corroboram resultados prévios e acrescentam informação sobre esse efeito do toque suave na reaquisição da estabilidade postural em indivíduos pós-AVE.

A estabilização da postura ereta quieta através do toque suave pode ser uma consequência da alta sensibilidade dos receptores cutâneos da ponta dos dedos, os quais modulam oscilações posturais de pequena amplitude mais precocemente que outros receptores sensoriais (JEKA et al., 1997). No presente estudo foi realizada uma avaliação da sensibilidade tátil das mãos, incluindo a ponta do dedo indicador. Este teste garantiu a integridade da sensibilidade cutânea de todos os participantes do estudo, podendo assim o toque suave ser associado à modulação de pequenas oscilações posturais associadas à postura ereta quieta. Estes achados sobre o efeito do toque suave na redução do deslocamento postural corroboram resultados prévios em postura quieta para participantes com déficits

somatossensoriais (DICKSTEIN et al., 2001) e após episódio de AVE (CUNHA et al., 2012). No estudo de Dickstein et al. (2001), a contribuição do toque suave para a estabilidade postural de participantes com danos sensoriais decorrentes de neuropatia periférica foi estimada pela comparação das condições de toque suave, toque de força e sem toque. Os toques suave e de força reduziram a velocidade de deslocamento do tronco e do CP. Estes autores sugeriram que os participantes com perdas somatossensoriais decorrentes da neuropatia periférica puderam se beneficiar do toque suave, com um aumento compensatório do uso da informação somatossensorial da ponta dos dedos para controlar o excessivo deslocamento postural destes participantes. No estudo de Cunha (2012), tanto os participantes pós-AVE quanto saudáveis foram capazes de utilizar informação sensorial adicional na redução do deslocamento postural, sugerindo que esta informação extra pode fornecer uma referência espacial para a posição do corpo, levando à redução do deslocamento do CP. Os resultados do presente estudo sugerem que o efeito do toque suave pode ser devido à necessidade de substituir os déficits sensoriais decorrentes do AVE pela informação sensorial adicional advinda do toque suave com a finalidade de reduzir a instabilidade postural presente nestes participantes.

3.5.2 O efeito do toque suave na redução do deslocamento corporal e na magnitude de ativação muscular após perturbação postural

Respostas posturais à perturbação mecânica indicaram que os participantes do grupo pós-AVE apresentaram menor amplitude e velocidade de oscilação do CP, e menor velocidade do CM, quando comparados ao grupo controle. Por outro lado, maiores valores de latência de deslocamento do CM foram encontrados para o grupo pós-AVE comparado ao controle. Adicionalmente, os resultados mostraram menor pico de flexão do tornozelo para o grupo pós-AVE comparado ao grupo controle para condição sem toque. Estes achados sugerem que a limitação do movimento angular da articulação do tornozelo pode ter levado ao menor deslocamento e velocidade do CP, com redução do torque articular do tornozelo necessário às respostas de perturbação postural. Indivíduos que sofreram AVE podem apresentar prejuízos estruturais nas articulações do tornozelo associados com limitações nas habilidades funcionais, levando a uma redução na amplitude de movimento (FORGHANY et al., 2014). Estudos têm mostrado que indivíduos pós-AVE apresentam uma maior rigidez

articular, principalmente no movimento de dorsiflexão do lado parético (CHUNG et al., 2004; GAO et al., 2011; SINKJAER; MAGNUSSEN, 1994; THILMANN; FELLOWS; ROSS, 1991; VATTANASILP; ADA; CROSBIE, 2000), podendo limitar o desempenho durante a marcha e causar prejuízos no equilíbrio corporal. No estudo de Gao et al. (2011), participantes pós-AVE apresentaram rigidez articular do tornozelo em posições de dorsiflexão e após intervenções de alongamento houve uma redução desta alteração articular. Outros autores avaliaram o efeito do treinamento de força e alongamento da articulação do tornozelo visando a aumentar a força de músculos dorsiflexores, os quais podem levar ao prejuízo da marcha e do equilíbrio após o AVE (KIM; YOON; LEE, 2013). Os resultados mostraram que a amplitude do deslocamento do CP aumentou após o treinamento de alongamento e força do tornozelo. Os autores sugeriram que o aumento significativo no deslocamento do CP após o treinamento foi resultante de uma redução da rigidez articular e aumento da amplitude de movimento do tornozelo. Outra explicação para este aumento da resistência articular do tornozelo poderia estar associada a fatores neurais, tal como espasticidade, ou fatores periféricos, tal como alterações nas propriedades mecânicas dos músculos. Entretanto, a pequena amplitude dos movimentos à perturbação externa realizada neste experimento e a não evidência de co-contração muscular nestes participantes durante a perturbação, não permitiram inferir a espasticidade como causadora do menor deslocamento corporal nos participantes pós-AVE comparados aos participantes controles. Em um estudo de Vattanasilp et al. (2000) foi evidenciado que a contratura muscular aumentou significativamente a resistência da articulação do tornozelo ao movimento passivo, contribuindo para a rigidez articular do tornozelo. Contudo, os resultados do presente estudo sugerem que em função de prejuízos decorrentes do AVE, como rigidez articular do tornozelo com consequente redução da amplitude de movimento, pode haver redução da velocidade e amplitude dos deslocamentos do CP e CM, como uma estratégia de estabilização postural após perturbação mecânica, como evidenciado no grupo pós-AVE.

A hipótese deste estudo era de que o toque suave seria um disparador de respostas reativas às perturbações de grande magnitude devido à contribuição de informação aferente da ponta do dedo indicador. Esta hipótese é originária da evidência de que a estabilização em postura quieta pelo toque suave decorre da grande sensibilidade dos receptores táteis da ponta dos dedos, sinalizando precocemente oscilações corporais (JEKA et al., 1997). Embora a defasagem temporal entre o aumento da força de contato do dedo indicador e o deslocamento do CP tenha ocorrido em aproximadamente 200-250 ms, os resultados mostraram que o toque suave não foi capaz de influenciar a latência de ativação muscular. A ausência do efeito de

toque suave na latência de ativação muscular foi observada mesmo quando a visão foi manipulada. Estes achados são consistentes com resultados em participantes jovens saudáveis, nos quais a latência de ativação muscular não foi alterada pelo toque suave da ponta do dedo indicador em respostas à perturbação postural, mesmo quando houve restrição ou distorção de outras vias sensoriais potencialmente capazes de disparar respostas reativas (MARTINELLI et al., 2015). Em consonância com este achado, resultados de Dickstein et al. (2003) também mostraram que o toque suave não induziu menor latência de ativação muscular em resposta a uma perturbação da postura ereta em participantes normais ou com neuropatia diabética. Diante do exposto, os resultados atuais e prévios indicam que o toque suave não é utilizado pelo sistema de controle postural para disparar respostas reativas automáticas a uma perturbação postural, mesmo em condições em que há restrição de informação de outras vias aferentes. Dentre as possíveis vias sensoriais capazes de disparar respostas reativas à perturbação postural imprevisível estão os proprioceptores. Resultados prévios mostraram que os proprioceptores dos músculos da perna que atuam ao redor do tornozelo (THOMPSON; BELANGER; FUNG, 2011), ou localizados mais proximal ao joelho, quadril ou tronco (BLOEM et al., 2000; BLOEM et al., 2002) são capazes de disparar respostas reativas à perturbações externas. Ademais, o sistema reflexo vestibulo-espinhal tem sido proposto ser a base de respostas automáticas coordenadas à perturbação postural (ALLUM; PFALTZ, 1985). No entanto, o disparo de respostas posturais reativas à perturbação por meio de sinais vestibulares é controverso. Horak et al. (1994) analisaram o efeito de respostas reativas à translação da base de suporte, e não encontraram diferença na latência de ativação muscular entre participantes com perdas vestibulares e outros saudáveis. Por outro lado, Horstmann e colaboradores (1988) encontraram períodos mais longos de latência de ativação muscular a perturbações anteroposteriores, induzindo aumento do deslocamento da cabeça, em pacientes com perdas vestibulares (ver também SHUPERT et al., 1990). As divergências encontradas nestes estudos podem ser devidas ao tipo de perturbação realizada. Em nosso estudo com perturbação aplicada ao tronco, levando à oscilação mais acentuada da porção superior do corpo, a aferência vestibular pode ter disparado respostas mais precoces. Entretanto, como não temos evidências diretas dos receptores sensoriais que dispararam respostas posturais automáticas, investigações futuras são necessárias para elucidar esta questão.

Os achados do presente estudo mostraram que o toque suave induziu menores amplitude e velocidade de deslocamento do CP e do CM e menor magnitude de ativação do músculo GM. O efeito positivo do toque suave em superfície estável em situação de postura perturbada tem sido teorizado como sendo devido à potencialização de mecanismos reflexivos

favorecendo maior impedância articular, reduzindo assim a oscilação corporal (BORTOLAMI et al., 2003). Como consequência da proposta de Bortolami, seria esperada maior ativação dos músculos envolvidos na sinergia de respostas posturais a fim de aumentar a impedância articular. No entanto, os presentes resultados revelaram que o músculo GM teve sua ativação reduzida ao contrário da maior ativação muscular proposta por Bortolami. Uma possível explicação está baseada na noção de que o toque suave induz uma mudança da coordenação intermuscular na resposta postural. Estudos recentes têm demonstrado uma redução da magnitude de ativação muscular como consequência do toque suave durante postura quieta (JEKA; LACKNER, 1995; SOZZI et al., 2012), marcha (FORERO; MISIASZEK, 2013), em resposta a uma pequena rotação da superfície de suporte da plataforma de força (FRANZEN et al., 2011) e redução da ativação muscular a perturbações mais vigorosas (MARTINELLI et al., 2015). Os resultados de Martinelli indicaram que o toque suave levou à redução do deslocamento do CP e este foi associado à menor ativação muscular nas épocas prévias e posteriores a uma perturbação postural imprevisível. Franzen e colaboradores (2011) sugerem que a mudança na magnitude de ativação muscular decorrente do toque suave é devida a uma melhor integração neural das informações somatossensoriais, com o sistema nervoso central, propiciando um quadro de referência adicional para o controle postural. A partir da proposta de Franzen et al. (2011), sugere-se que a menor ativação muscular com consequente redução do deslocamento corporal decorrente do toque suave está associada a uma mudança de sinergia intermuscular, com melhor coordenação de ativação entre grupos musculares posturais envolvidos na recuperação do equilíbrio. Mais especificamente, uma sensibilidade maior da oscilação corporal superior dada pelo toque suave pode ter induzido o aumento da participação dos músculos do tronco nas respostas posturais, levando a uma menor ativação dos músculos dos membros inferiores. A mudança da sinergia muscular poderia resultar na melhora das reações posturais por favorecer respostas mais globais de todo o corpo, atenuando as consequências dos déficits sensoriomotores dos participantes pós-AVE. Adicionalmente, os resultados deste estudo mostraram que a visão não afetou a ativação do músculo GM, sugerindo que a aferência visual parece não modular respostas posturais, corroborando resultados de estudo prévio (MARTINELLI et al., 2015).

O presente estudo mostrou que os participantes pós-AVE, assim como os saudáveis, puderam se beneficiar da informação sensorial adicional na manutenção do equilíbrio corporal, tanto em postura quieta quanto perturbada. Uma possível explicação para o efeito similar entre os grupos pode ser a sensibilidade tátil preservada na mão não-parética dos participantes pós-AVE. No estudo de Slijper et al. (2002), em que foi avaliado o efeito do

toque suave em ajustes posturais antecipatórios de participantes pós-AVE, foi mostrada alteração na capacidade de modular estes ajustes com o toque suave realizado com o membro parético. Os autores sugeriram que os resultados podem ser decorrentes da maior propensão da sensibilidade prejudicada do membro superior parético, e assim o toque se tornou menos efetivo em fornecer pistas sensoriais confiáveis para modular os ajustes posturais antecipatórios nestes participantes. Ao contrário desta evidência prévia, no presente estudo a sensibilidade tátil preservada das mãos, principalmente do dedo indicador da mão não-parética que realizou o toque suave, permitiu que os participantes pós-AVE, mesmo com danos no sistema sensoriomotor, utilizassem a informação sensorial adicional da mesma forma que os participantes saudáveis do grupo controle na recuperação e manutenção do equilíbrio corporal.

Um ponto de particular interesse neste estudo foi o efeito do toque suave na modulação de respostas posturais reativas à perturbação postural imprevisível. A aferência háptica por toque suave parece fornecer informação sobre a estabilidade corporal mais precisa do que a aferência originária da visão para a correção de oscilações corporais de baixa e alta magnitudes. Em virtude dos resultados apresentados, concluímos que o toque suave do dedo indicador aplicado em uma superfície estável levou à redução do deslocamento postural em tarefa de postura quieta e modulou respostas posturais, com melhor recuperação do equilíbrio corporal e diminuição da ativação muscular após perturbação mecânica imprevisível.

4 EXPERIMENTO 2

4.1 Objetivo

O objetivo do Experimento 2 é avaliar o efeito do treinamento de equilíbrio corporal com manipulação das informações sensoriais, visão e tato da sola dos pés, sobre (a) respostas posturais reativas a uma perturbação mecânica e (b) manutenção da postura ereta quieta em participantes que sofreram AVE.

4.2 Hipóteses

Este experimento foi delineado para testar a seguinte hipótese:
Prática de exercícios requisitando equilíbrio corporal sob restrição sensorial induz maiores ganhos de controle postural em comparação à prática dos mesmos exercícios com informação sensorial plena em participantes que sofreram um AVE.

4.3 Método

4.3.1 Participantes

Participaram deste experimento 19 voluntários em fase crônica pós-AVE (7 mulheres), sendo 9 com lesão no hemisfério direito, tempo médio de lesão pós-AVE de no mínimo 6 meses ($M = 30,63$ meses, $DP = 24,94$), com faixa etária de 50 a 76 anos ($M = 62,79$ anos, $DP = 8,30$). Os participantes foram os mesmos do Experimento 1, junto com mais 9 voluntários. O diagnóstico de AVE e a identificação das áreas cerebrais lesadas foram realizados previamente através de exames de tomografia computadorizada, por médico especializado. Todos os voluntários que aceitaram participar da pesquisa assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Os procedimentos foram aprovados pelos comitês de ética da Escola de Educação Física e Esporte e do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – HCFMUSP.

Os critérios de inclusão foram os seguintes: diagnóstico de lesão cerebrovascular isquêmica hemisférica direita ou esquerda, única e unilateral; tempo de lesão de no mínimo 6 meses; capacidade de compreender instruções verbais; deficiência funcional de leve a moderada, caracterizada pela escala de Rankin modificada ($\text{Rankin} \leq 3$) (WILSON et al., 2002); não estar participando em tratamento de fisioterapia durante o período do experimento; e capacidade de manter a postura ereta estática por no mínimo 5 minutos sem auxílio. Os critérios de exclusão foram os seguintes: lesões cerebelares e do tronco cerebral, disfunções ortopédicas ou neurológicas não derivadas do AVE, que levassem a dificuldade no equilíbrio; vertigem atual ou pregressa; uso de medicamentos que pudessem interferir no equilíbrio corporal; espasticidade de membros inferiores, avaliadas pela escala modificada de Ashworth (escore ≥ 3) (ANSARI et al., 2008; BOHANNON; SMITH, 1987).

4.3.2 Seleção dos participantes

Os participantes de ambos os grupos foram contatados no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina e do Hospital Universitário da Universidade de São Paulo. Inicialmente, foi realizada uma triagem através das informações disponíveis nos bancos de dados desta instituição (Triagem 1). Posteriormente, foi feito contato telefônico com os participantes incluídos na primeira etapa para checagem dos critérios de inclusão nos grupos experimental e controle e o agendamento da avaliação inicial (Triagem 2). Na etapa final da triagem foi realizada avaliação inicial (pré-teste) e confirmação dos pré-requisitos para participação da pesquisa (Triagem 3). Após o início do treinamento, 1 indivíduo do grupo restrição foi excluído porque realizou apenas 6 sessões de treinamento (Figura 13).

Figura 13. Fluxograma da seleção dos participantes pós-AVE dos grupos restrição e integral. *n*= número de participantes.

4.3.3 Avaliações preliminares

Os participantes foram submetidos a avaliações iniciais utilizadas nos critérios de inclusão e exclusão do estudo e para caracterização dos grupos. Foi avaliada sua capacidade funcional através da escala modificada de Rankin, a qual apresenta uma graduação que varia de zero a 5 pontos, em que zero corresponde a ausência de sintomas e 5 incapacidade grave (WILSON et al., 2002). A espasticidade dos membros inferiores foi avaliada por meio da escala modificada de Ashworth (ANSARI et al., 2008; BOHANNON; SMITH, 1987). A graduação da escala é feita de acordo com o aumento do tônus muscular e varia de zero a 4 pontos, em que zero indica tônus muscular normal e 4 indica espasticidade com rigidez em flexão ou extensão dos membros inferiores. Para avaliação da função motora e da sensibilidade dos membros inferiores foi utilizada a escala de Fugl-Meyer (FUGL-MEYER, 1980; FUGL-MEYER et al., 1975). Foi também aplicada a sub-escala de equilíbrio de Fugl-Meyer. A pontuação total obtida nesta escala é de 60 pontos, sendo 34 para avaliação motora, 12 para sensibilidade e 14 para o equilíbrio. Para avaliação cognitiva foi utilizado o Mini Exame do Estado Mental (FOLSTEIN; FOLSTEIN; MCHUGH, 1975), que tem o escore máximo de 30 pontos. A pontuação mínima exigida neste estudo foi de 13 pontos para analfabetos, 18 para participantes de baixa e média escolaridade e 26 para alta escolaridade (BERTOLUCCI et al., 1994). Na Tabela 1 são apresentados os valores obtidos nas avaliações preliminares realizadas nos grupos, restrição e integral para caracterização da amostra. Os testes clínicos estão detalhadamente descritos no anexo 1.

Tabela 1. Mediana (mínimo-máximo) dos valores obtidos nos testes aplicados nos grupos restrição e integral.

Escalas (escore máximo)	Grupos	
	Restrição (<i>n</i> = 9)	Integral (<i>n</i> = 10)
EF: Sensibilidade (12)	10 (8-12)	10 (7-12)
Motora (34)	21 (5-34)	29 (12-32)
Equilíbrio (14)	12 (8-13)	11 (9-12)
Total (60)	53 (23-57)	48 (35-54)
EAM: Adutores de quadril (4)	1 (0-1)	1 (1-2)
Extensores de joelho (4)	2 (1-2)	1 (0-2)
Flexores de joelho (4)	2 (0-2)	1 (0-2)
Plantiflexores (4)	1 (0-2)	1,5 (1-2)
ERM (6)	2 (1-3)	1 (1-3)
MEEM (30)	24 (13-28)	23 (18-29)

EF: Escala de Fugl-Meyer, EAM: Escala de Ashworth Modificada, ERM: Escala de Rankin Modificada, MEEM: Mini Exame do Estado Mental. *n* = número de participantes.

4.3.4 Tarefas e equipamentos

A avaliação do equilíbrio corporal foi realizada por meio de diferentes categorias de tarefa, postura ereta quieta em superfície rígida, postura ereta quieta em superfície maleável e perturbação postural mecânica. Todas as tarefas foram realizadas nas condições de visão e oclusão, sendo estas condições descritas anteriormente no Experimento 1. Para avaliação da postura quieta, os participantes permaneciam na posição ortostática sobre o centro de uma plataforma de força (AMTI OR6-6), com os braços estendidos ao lado do corpo, pés posicionados em paralelo, com uma distância de 5 cm entre eles e orientados para frente. O objetivo nesta tarefa era manter a postura ereta o mais estável possível por 45 s em superfície rígida com os pés descalços diretamente sobre a plataforma de força. Na tarefa de postura ereta quieta em superfície maleável os participantes permaneciam em pé por 15 s sobre uma espuma (TEMPUR, comprimento 40 cm x largura 40 cm x profundidade 8 cm) colocada sobre a plataforma de força. Na tarefa de perturbação postural, foi utilizado o mesmo sistema de perturbação mecânica descrito no Experimento 1. Para produção de respostas posturais reativas, a liberação de carga era realizada pelo experimentador de forma imprevisível por

meio de um dispositivo manual, no período de 3 a 5 s após o adequado posicionamento do participante sobre a plataforma de força. Na extremidade do cabo foi adicionada carga (anilhas), fazendo com que esta correspondesse a aproximadamente 5% do peso corporal de cada participante (variação entre 3 Kg e 6 Kg) (Figura 14).

Os sinais da plataforma de força e análise cinemática foram sincronizados por meio do sistema Vicon Nexus ®. A eletromiografia (EMG) foi obtida através de eletrodos de superfície, com transmissão sem fio do sinal (Delsys Trigno Wireless System®), composto por 4 contatos de prata de 5x1 mm, posicionados com espaçamento de 10 mm. A análise do deslocamento angular das articulações do quadril, tornozelo e punho foi realizada por meio de marcadores reflexivos. A aquisição de dados cinemáticos foi realizada utilizando 6 câmeras optoeletrônicas (VICON, MX3+). Os participantes utilizavam um colete de segurança para prevenir eventuais quedas.

Figura 14. Representação esquemática da tarefa de perturbação postural. A seta horizontal indica a direção da tração exercida pela carga acoplada ao colete.

Descrição das avaliações

Alcance frontal. O limite de estabilidade postural anteroposterior foi estimado por meio da tarefa de alcance frontal. A tarefa consistiu em permanecer em posição ereta sobre a plataforma de força, com os pés paralelos numa posição confortável, mantendo o ombro não-parético flexionado a 90°. Os participantes foram instruídos a inclinar-se para frente, o máximo possível, sem retirar os calcanhares da superfície de suporte da plataforma de força e

sem flexionar o quadril. O alcance frontal foi mensurado através de um marcador reflexivo posicionado no punho.

Postura ereta quieta. Permanência estável em posição ortostática sobre a plataforma de força nas seguintes condições: (a) Informação sensorial plena: apoio diretamente sobre a superfície rígida da plataforma mantendo os olhos abertos. (b) Restrição visual: apoio diretamente sobre a superfície rígida da plataforma mantendo os olhos fechados. (c) Restrição tátil: apoio sobre uma base de espuma (sobre a plataforma) mantendo os olhos abertos. (d) Restrições visual e tátil: apoio sobre uma base de espuma (sobre a plataforma) mantendo os olhos fechados.

Perturbação mecânica imprevisível. Os participantes sofreram uma perturbação inesperada na direção anterior por meio do sistema de liberação de carga. Respostas posturais reativas foram avaliadas em função das condições sensoriais de visão (visão x oclusão). Os participantes eram instruídos a recuperar a postura ereta estável em seguida à liberação de carga sem mover seus pés. A posição dos pés era marcada com uma fita adesiva para manter a mesma posição entre todas as condições experimentais. As tarefas foram realizadas com os participantes descalços, mantendo os pés paralelos e afastados na largura do quadril.

4.3.5 Delineamento experimental e procedimentos

Os participantes foram designados randomicamente, por meio de sorteio, a dois grupos experimentais: 1) grupo de treinamento com restrição sensorial (denominado daqui em diante “grupo restrição”), em que os participantes praticaram tarefas de equilíbrio corporal com restrição da informação visual e da informação tátil das solas dos pés; e 2) grupo de treinamento com informação sensorial integral (denominado daqui em diante “grupo integral”), em que os participantes praticaram as mesmas tarefas do grupo restrição sem restrição sensorial por procedimentos experimentais. As características clínicas dos participantes de ambos os grupos, restrição e integral, estão descritas na Tabela 2.

O estudo foi conduzido em quatro etapas: pré-teste, treinamento, retenção 1 e retenção 2. No pré-teste, retenção 1 e retenção 2 o controle postural foi avaliado nas situações de alcance frontal, postura ereta quieta e perturbação mecânica. Antes de iniciar o treinamento e entre os blocos foram realizadas avaliações clínicas através da escala de equilíbrio de Berg (ANEXO 2) e o teste “*Timed Up & Go*”.

Tabela 2. Características clínicas dos participantes dos grupos, restrição e integral.

	Grupo restrição (n=9)	Grupo integral (n=10)
Idade (anos)	56,44 (1,76)	68,50 (1,91)
Gênero		
Masculino (n)	6	6
Feminino (n)	3	4
Lado de lesão cerebral		
Direito (n)	3	6
Esquerdo (n)	6	4
Tempo de AVE (meses)	28,11 (8,73)	32,90 (7,88)
Áreas de lesão cerebral (n)	Parietal (2)	Parietal (1)
	Frontal (1)	Occipital (2)
	Parietal e temporal (1)	Temporal e parietal (1)
	Temporal e frontal (2)	Frontal e parietal (2)
	Frontal, parietal e temporal (3)	Frontal, parietal e temporal (1)
		Frontal e núcleos a base (2)
		Temporal e occipital (1)

Valores médios (erros-padrão) e *n* (número de participantes).

O treinamento para ambos os grupos consistiu de 3 sessões por semana em dias alternados, com a duração de uma hora cada sessão, durante 4 semanas, completando 12 sessões de treinamento. Os participantes que não realizaram o mínimo de 10 sessões de treinamento foram excluídos do estudo. Os exercícios eram divididos em 4 blocos de 3 sessões, e a sequência dos exercícios determinada pelo experimentador era mantida entre os blocos. Para o grupo restrição eram aplicados os seguintes blocos de manipulação sensorial durante o treinamento:

Bloco 1, sensibilidade plena: informação visual e superfície rígida;

Bloco 2, restrição visual: oclusão visual e superfície rígida;

Bloco 3, restrição tátil: informação visual e superfície maleável;

Bloco 4, restrição visual e tátil: oclusão visual e superfície maleável.

Para a condição *informação visual* os exercícios eram realizados com os olhos abertos, enquanto que na condição *oclusão visual* os exercícios eram realizados com uma venda sobre os olhos. Para a condição *superfície rígida* o apoio para equilíbrio era o solo, enquanto que

para *superfície maleável* o apoio era feito sobre espuma². Para o grupo integral os blocos de treinamento eram realizados sem manipulação sensorial. A sequência das tarefas de equilíbrio, no que tange à dificuldade de execução, era a mesma entre os grupos, variando entre eles apenas a disponibilidade de informação sensorial.

O experimento era iniciado por uma tentativa de familiarização imediatamente antes do início de cada condição experimental. Após a familiarização com os procedimentos experimentais, eram realizadas 3 tentativas para cada condição. Para as condições de perturbação mecânica a liberação de carga era feita de forma imprevisível. A avaliação era feita na sequência de tarefas descritas para todos os participantes. Era oferecido para os participantes um período de 20 s para recuperação entre as tentativas e um período de descanso de 1 min. entre os blocos de tentativas. Após 4 blocos era fornecido um intervalo mais longo de 15 min., em que os participantes permaneciam sentados. As tentativas em que os participantes moviam os pés eram canceladas e imediatamente repetidas (4% das tentativas foram repetidas e 1 participante do grupo restrição foi excluído por não conseguir completar a avaliação do pré-teste).

Uma semana após o pré-teste era iniciada a etapa subsequente de treinamento. Os exercícios de equilíbrio corporal eram realizados com movimentos de flexão/extensão e rotação de tronco, flexão e extensão de quadril e joelho, flexão plantar e dorsiflexão de tornozelo, associados ao movimento de membros superiores quando possível. Era realizada, ainda, transferência de carga de 1 e 2 kg nos planos sagital e frontal do corpo, marcha em posição de *tandem*, mudança da base de suporte, apoio unipodal e circuitos fechados com obstáculos em diferentes alturas. Algumas tarefas eram realizadas em duplas e/ou grupos, associadas a ritmos musicais (ver descrição mais detalhada dos exercícios empregados no ANEXO 3).

No início e final de cada bloco de treinamento era avaliado o equilíbrio corporal de todos os participantes através da escala de equilíbrio de Berg (EEB), estabelecida como válida e confiável para mensurar o equilíbrio de indivíduos pós-AVE (BERG et al., 1995; STEVENSON; GARLAND, 1996). A escala de equilíbrio de Berg é baseada em 14 itens, graduadas numa escala de 5 pontos, com pontuação máxima de 56 pontos, com escore de 0 a

² Obs.: A realização de exercícios posturais em superfície maleável é caracterizada por menor pressão nas bordas dos pés quando o indivíduo oscila para a periferia da área de suporte, caracterizando assim informação tátil reduzida na sola dos pés. No entanto, há que se reconhecer que a superfície maleável também impõe uma dificuldade mecânica para compensação de desequilíbrios corporais, aumentando o grau de dificuldade de execução.

20 pontos indicando prejuízo no equilíbrio, de 21 a 40 equilíbrio moderado e de 41 a 56 pontos bom equilíbrio (BERG; MAKI; et al., 1992; BERG; WOOD-DAUPHINEE; et al., 1992). A EEB foi dividida em dois subgrupos de tarefas, estática e dinâmica, de acordo com o estudo de Frykberg et al. (2007). O subgrupo de tarefas de postura quieta incluíram os itens 2, 3, 6, 7, 13 e 14 da EEB com escore total de 24 pontos, e o subgrupo tarefas dinâmicas é composto pelos demais itens da escala, com escore total de 32 pontos. O teste "*Timed Up & Go*" (TUG) era realizado juntamente com a EEB para avaliação da mobilidade funcional e equilíbrio dinâmico (NG; HUI-CHAN, 2005; PODSIADLO; RICHARDSON, 1991). O tempo de execução do TUG está diretamente associado ao nível de mobilidade funcional, assim tempos menores que 20 s na realização do teste indicam maior mobilidade e independência funcional, e tempo superior a 20 s indica menor mobilidade e maior dependência funcional nas atividades de vida diária (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991). Os testes BERG e TUG eram aplicados por um experimentador que não tinha conhecimento de quais grupos os participantes pertenciam e não tinha acesso aos escores anteriores dos testes aplicados.

Dois dias após a última sessão de treinamento era aplicado o teste de retenção 1, a fim de avaliar os efeitos imediatos sobre o desempenho. Uma semana após o final da prática era aplicado um teste de retenção 2. Em ambos os testes o desempenho era avaliado nas mesmas tarefas descritas para o pré-teste.

Para aquisição dos dados eletromiográficos, eram afixados eletrodos de superfície segundo o posicionamento sugerido pelo projeto *Surface EMG for a Non-invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) (HERMENS; FRERIKS, 1999) nos músculos gastrocnêmio medial e bíceps femoral, bilateralmente. Esses dados eram adquiridos por meio de um sistema de coleta e análise de dados eletromiográficos, com frequência de aquisição de dados de 1.000 Hz. Marcadores eram posicionados no hemicorpo não-parético dos participantes nos seguintes pontos anatômicos: cabeça do quinto metatarso, maléolo lateral, região lateral da articulação do joelho, trocanter maior, acrômio e epicôndilo lateral do punho. Os marcadores eram rastreados por meio de um sistema optoeletrônico (Vicon Nexus), com frequência de amostragem de 200 Hz. Os dados da plataforma de força também foram adquiridos com frequência de amostragem de 200 Hz.

4.3.6 Variáveis dependentes

Postura quieta

As variáveis analisadas para postura quieta foram as mesmas descritas no Experimento 1.

Postura perturbada

As respostas à perturbação postural foram avaliadas em função das mesmas variáveis descritas no Experimento 1. Adicionalmente, foram analisadas as seguintes variáveis: 1) alcance frontal, foi mensurado pela amplitude de deslocamento horizontal do punho, dado pela diferença entre o valor da coordenada na direção anteroposterior do marcador do punho no início e final da tentativa. A amplitude de deslocamento do punho foi normalizada pela estatura de cada indivíduo. Para esta tarefa o início do movimento foi considerado quando a velocidade do marcador do punho excedeu 10 mm/s e o seu término foi considerado quando a velocidade atingiu 10 mm/s e permaneceu abaixo deste valor.

4.3.7 Análise de dados

Foram verificadas as exigências para análise paramétrica, normalidade e homocedasticidade, por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. A extração e processamento dos dados foram realizados automaticamente por rotinas no Matlab (Mathwoks®) seguido de inspeção visual dos dados. Os sinais eletromiográficos foram filtrados com filtro passa banda com frequências entre 20 e 400 Hz. Centro de pressão e dados cinemáticos foram filtrados com filtro recursivo passa-baixa Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 10 Hz.

A análise estatística para as variáveis dependentes correspondentes à perturbação postural e postura quieta foi realizada por meio de ANOVAs de 3 fatores, 2 (grupo: restrição x integral) x 2 (visão: visão x oclusão) x 3 (teste: pré-teste x retenção 1 x retenção 2), com medidas repetidas nos dois últimos fatores. Para análises eletromiográficas foram realizadas ANOVAs de 4 fatores, 2 (grupo: restrição x integral) x 2 (visão: visão x oclusão) x 3 (teste: pré-teste x retenção 1 x retenção 2), 2 (perna: parética x não-parética), com medidas repetidas

nos três últimos fatores. Para análise do alcance frontal foi realizada uma ANOVA de 2 fatores, 2 (grupo: restrição x integral) x 3 (teste: pré-teste x retenção 1 x retenção 2), com medidas repetidas no último fator. Comparações *post hoc* foram realizadas por meio da prova de Newman-Keuls. Foram relatadas apenas diferenças significantes ($P \leq 0,05$), acompanhadas pelos respectivos valores de eta parcial quadrático (η^2). A análise do equilíbrio entre as sessões de treinamento e entre os subgrupos de tarefas dinâmicas e manutenção da postura, avaliada pela escala de equilíbrio de Berg e análise da mobilidade pelo TUG, foi realizada pela prova de Wilcoxon. A análise dos subgrupos de tarefa quieta e dinâmica da escala de equilíbrio de Berg foi feita em função do valor médio de pontuação de cada item. A comparação intergrupos para cada bloco de sessões de treinamento foi realizada pelo teste U de Mann-Whitney, com nível de significância $p \leq 0,025$.

4.4 Resultados

4.4.1 Escala de Equilíbrio de Berg (EEB)

A análise da EEB no início do treinamento (pré-teste) e entre os blocos mostrou aumento significativo do escore com a progressão dos exercícios em ambos os grupos. A análise entre os blocos de treinamento para o grupo restrição mostrou que os blocos de treinamento 1, 2 e 3 tiveram resultados superiores ao bloco anterior, $P=0,01$, e o bloco 4 apresentou maiores resultados em comparação ao pré-teste, $P=0,01$. Para o grupo integral a análise mostrou maior escore da EEB apenas para a sessão 4 em comparação ao pré-teste, $Z = 2,60$, $P = 0,01$. A análise intergrupos mostrou maior escore para o grupo restrição em comparação ao grupo integral para os blocos de treinamento 2, $U = 17,50$, $P = 0,02$, bloco 3, $U = 6,50$, $P = 0,001$ e bloco 4, $U = 4,50$, $P = 0,001$ (Figura 15).

Figura 15. Mediana e percentis 25 e 75 dos escores da Escala de Equilíbrio de Berg entre os grupos restrição e integral aplicada no início (pré-teste) e entre os blocos de sessões de treinamento. 1: sensibilidade plena; 2: restrição visual; 3: restrição tátil e 4: restrição visual e tátil (válido para o grupo restrição). $\circ$ outliers

A análise dos subgrupos da EEB para as tarefas dinâmicas e manutenção da postura quieta mostrou maiores pontuações para as tarefas dinâmicas em comparação a posturas quietas apenas para o grupo restrição, no bloco 2, $Z = 2,01$, $P = 0,04$, e bloco 4, $Z = 2,11$, $P = 0,03$. Para o grupo integral nenhuma diferença significativa foi evidenciada, com valores de $Z < 1,07$ e $P > 0,28$ (Figura 16).

Figura 16. Mediana e percentis 25 e 75 dos escores da Escala de Equilíbrio de Berg entre os subgrupos de tarefas dinâmica e quieta para os grupos restrição e integral aplicada no início (pré-teste) e entre os blocos de sessões de treinamento. 1: sensibilidade plena; 2: restrição visual; 3: restrição tátil e 4: restrição visual e tátil (válido para o grupo restrição). $\circ$ outliers

4.4.2 Teste “*Timed up and go*” (TUG)

A análise do teste TUG mostrou que os dois grupos tiveram ganhos significantes em relação ao pré-teste. A análise entre os blocos de treinamento para o grupo restrição mostrou redução no tempo do teste entre os blocos, com exceção entre o bloco 2 e 3, $Z = 1,01$, $P = 0,31$. Para o grupo integral houve redução significativa do tempo de teste para o bloco 4 em comparação ao bloco 3, $Z = 2,67$, $P = 0,01$ e do bloco 4 em comparação ao pré-teste, $Z = 2,60$, $P = 0,01$. A análise intergrupos mostrou não haver diferenças significativas, com valores de $U < 43$ e $P > 0,22$ (Figura 17).

Figura 17. Mediana e percentis 25 e 75 do tempo de execução (segundos) do teste TUG entre os grupos restrição e integral, aplicada no início do treinamento (pré-teste) e entre os blocos de sessões de treinamento. 1: sensibilidade plena; 2: restrição visual; 3: restrição tátil e 4: restrição visual e tátil (válido para o grupo restrição). $\circ$ outliers.

4.4.3 Alcance frontal

A análise do deslocamento do punho na tarefa de alcance frontal mostrou interação significativa de grupo x teste, $F(2, 22) = 3,05$, $P = 0,05$, $\eta^2 = 0,26$. Comparações *post hoc* para decomposição da interação mostraram maiores valores de deslocamento do punho para o teste de retenção 1 e teste de retenção 2 em comparação ao pré-teste para o grupo restrição, mas nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os testes para o grupo integral (Figura 18).

Figura 18. Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos restrição e integral, para amplitude de deslocamento do punho (normalizado), em função dos testes: pré-teste, retenção 1 e retenção 2.

4.4.4 Postura quieta em superfície rígida

A análise do deslocamento total do CP indicou efeito principal significativo de visão, $F(1, 16) = 34,80$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,69$, sendo este efeito devido menores valores para condição visão ($M = 47,69$ cm, EP = 3,84) em comparação a oclusão ($M = 62,34$ cm, EP = 5,85) (Figura 19A). A análise do deslocamento total do CM indicou efeito principal significativo de visão, $F(1, 16) = 44,45$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,74$, devido menores valores para visão ($M = 27,62$ cm, EP = 1,63) em comparação a oclusão ($M = 35,64$ cm, EP = 2,85) (Figura 19B). A análise da velocidade do CP_{ap} mostrou efeito principal significativo de visão, $F(1, 15) = 28,11$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,65$, sendo este efeito devido menores valores para condição visão ($M = 9,61$ mm/s, EP = 0,75) em comparação a oclusão ($M = 13,14$ mm/s, EP = 1,30) (Figura 19C). A análise da velocidade do CP_{ml} mostrou efeito principal significativo de visão, $F(1, 15) = 18,14$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,55$, sendo este efeito devido menores valores para condição visão ($M = 5,17$ mm/s, EP = 0,57) em comparação a oclusão ($M = 6,01$ mm/s, EP = 0,64) (Figura 19D). A análise da velocidade do CM_{ap} mostrou interação significativa de grupo x visão, $F(1, 16) = 5,37$, $P = 0,03$, $\eta^2 = 0,25$. Comparações *post hoc* para decomposição desta interação indicaram que a condição visão levou a menores valores de velocidade do CM comparado a condição oclusão para o grupo restrição (visão $M = 3,23$ mm/s, EP = 0,32; oclusão $M = 3,84$ mm/s, EP = 0,32) e integral ($M = 3,79$ mm/s, EP = 0,25; oclusão $M = 1,95$ mm/s, EP = 0,43) (Figura 19E). Para a condição oclusão menores valores foram encontrados para o grupo restrição comparado ao grupo integral, mas nenhum efeito de grupo foi encontrado para a condição visão. A análise da velocidade do CM_{ml} mostrou interação significativa de grupo x teste x visão, $F(2, 32) = 3,33$, $P = 0,05$, $\eta^2 = 0,17$. Comparações *post hoc* para decomposição desta interação indicaram maiores velocidades na retenção 1 e na retenção 2 em comparação ao pré-teste associados à oclusão da visão para o grupo restrição, mas nenhum efeito significativo foi observado para as demais condições e para o grupo integral (Figura 19F).

A análise do RQM do CP_{ap} indicou efeito principal significativo de visão, $F(1, 15) = 20,85$, $P = 0,004$, $\eta^2 = 0,58$, sendo este efeito devido menores valores para condição visão ($M = 4,11$ mm, EP = 0,28) em comparação a oclusão ($M = 4,83$ mm, EP = 0,39) (Figura 20A). A análise do RQM do CP_{ml} não mostrou efeitos principais significantes, com valores de $F < 1,75$ e $P > 0,21$ (Figura 20B). A análise do RQM do CM_{ap} mostrou efeito principal significativo de visão, $F(1, 16) = 7,14$, $P = 0,02$, $\eta^2 = 0,31$, sendo este efeito devido menores

valores para condição visão ($M = 3,50$ mm, $EP = 0,28$) em comparação a oclusão ($M = 3,96$ mm, $EP = 0,36$) (Figura 20C). A análise do RQM do CM_{ml} mostrou não haver efeitos principais significantes, $F < 2,65$ e $P > 0,12$ (Figura 20D).

Figura 19. Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos (restrição, integral) para deslocamento total do CP (A) e do CM (B), velocidade média do CP_{ap} (C) e CP_{ml} (D), velocidade média do CM_{ap} (E) e CM_{ml} (F), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão, oclusão).

Figura 20. Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos (restrição, integral) para o valor quadrático médio (RQM) do CP_{ap} (A) e CP_{ml} (B), RQM do CM_{ap} (C) e CM_{ml} (D), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão, oclusão).

4.4.5 Postura quieta em superfície maleável

A análise do deslocamento total do CP indicou efeito principal significativo de visão, $F(1, 15) = 67,38$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,82$ e interação significativa de grupo x teste, $F(2, 30) = 6,48$, $P = 0,01$, $\eta^2 = 0,30$. O efeito de visão foi devido menores valores para condição visão ($M = 28,80$ cm, $EP = 2,46$) em comparação a oclusão ($M = 42,91$ cm, $EP = 3,61$). Comparações *post hoc* para a interação grupo x teste mostraram menores deslocamentos do

CP para o grupo restrição comparado ao grupo integral no teste de retenção 1 (restrição $M = 31,45$ cm, $EP = 3,84$; integral $M = 41,46$ cm, $EP = 4,87$) e na retenção 2 (restrição $M = 30,19$ cm, $EP = 3,26$; integral $M = 41,94$ cm, $EP = 4,95$), sem diferença significativa entre os grupos no pré-teste. Ainda, foram encontrados menores valores no pré-teste em comparação a retenção 1 e retenção 2 para o grupo integral, mas nenhum efeito foi encontrado para o grupo restrição (Figura 21A). A análise do deslocamento total do CM indicou efeito principal significativo de visão, $F(1, 15) = 33,93$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,83$, e interação de grupo x teste, $F(2,30) = 3,21$, $P = 0,05$, $\eta^2 = 0,18$. O efeito de visão foi devido a menores valores para visão ($M = 14,83$ cm, $EP = 1,43$) em comparação a oclusão ($M = 21,32$ cm, $EP = 1,62$). Comparações *post hoc* para a interação grupo x teste mostraram menores valores de deslocamento do CM no teste de retenção 1 para o grupo restrição ($M = 16,23$ cm, $EP = 2,00$) quando comparado ao integral ($M = 20,57$ cm, $EP = 2,39$), mas nenhum outro efeito foi encontrado para os demais testes. Para o grupo integral foi encontrado menores valores no pré-teste em comparação a retenção 1, mas nenhum efeito foi encontrado para o grupo restrição (Figura 21B).

A análise da velocidade do CP_{ap} mostrou efeito principal significativo de visão, $F(1, 14) = 52,92$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,79$, e interação significativa de grupo x teste, $F(2, 28) = 3,52$, $P = 0,04$, $\eta^2 = 0,20$. O efeito de visão foi devido menores valores para condição visão ($M = 17,61$ mm/s, $EP = 1,47$) em comparação a oclusão ($M = 26,82$ mm/s, $EP = 2,21$). Comparações *post hoc* para decomposição da interação grupo x teste indicaram que o grupo restrição apresentou menores valores de velocidade do CP_{ap} em comparação ao grupo integral para o teste de retenção 1 (restrição $M = 19,49$ mm/s, $EP = 2,52$; integral $M = 25,54$ mm/s, $EP = 2,90$) e retenção 2 (restrição $M = 19,23$ mm/s, $EP = 2,30$; integral $M = 25,51$ mm/s, $EP = 3,25$), sem diferença significativa entre os grupos no pré-teste. O grupo integral mostrou maiores valores na retenção 1 comparado ao pré-teste e maiores valores no teste de retenção 2 comparado ao pré-teste, mas nenhum efeito foi encontrado para o grupo restrição (Figura 21C). A análise da velocidade do CP_{ml} mostrou efeito principal significativo de visão, $F(1, 14) = 27,97$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,67$, e interação significativa de grupo x teste, $F(2, 28) = 4,26$, $P = 0,02$, $\eta^2 = 0,23$. O efeito de visão foi devido menores valores para condição visão ($M = 10,16$ mm/s, $EP = 1,15$) em comparação a oclusão ($M = 13,56$ mm/s, $EP = 1,47$). Comparações *post hoc* para decomposição da interação indicaram que o grupo restrição apresentou menores valores de velocidade do CP_{ml} em comparação ao grupo integral para o teste retenção 2 (restrição $M = 9,42$ mm/s, $EP = 1,32$; integral $M = 15,05$ mm/s, $EP = 2,04$), mas nenhum efeito de grupo foi encontrado para o pré-teste e retenção 1. O grupo integral mostrou maiores

valores na retenção 1 e retenção 2 comparados ao pré-teste, mas nenhum efeito foi encontrado para o grupo restrição 2 (Figura 21D). A análise da velocidade do CM_{ap} mostrou efeito principal significativo de visão, $F(1, 15) = 68,01$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,82$ e interação significativa de grupo x teste, $F(2, 30) = 3,35$, $P = 0,05$, $\eta^2 = 0,18$. O efeito principal significativo de visão foi devido menores velocidades do CM para condição visão ($M = 5,77$ mm/s, EP = 0,65) em comparação a condição oclusão ($M = 8,14$ mm/s, EP = 0,62). Comparações *post hoc* para decomposição da interação mostrou para a retenção 1 menores velocidades para grupo restrição ($M = 6,12$ mm/s, EP = 0,76) em comparação ao grupo integral ($M = 7,67$ mm/s, EP = 0,92), mas nenhum efeito de grupo foi encontrado para os demais testes. Para o grupo integral maiores velocidades foram encontradas na retenção 1 em comparação ao pré-teste, mas o efeito de teste não foi encontrado para o grupo restrição (Figura 21E). A análise da velocidade do CM_{ml} mostrou efeitos principais significantes de grupo, $F(1, 15) = 5,45$, $P = 0,03$, $\eta^2 = 0,27$, e visão, $F(1, 15) = 67,91$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,82$. O efeito de grupo foi devido menores valores de velocidade para o grupo restrição ($M = 9,55$ mm/s, EP = 1,28) quando comparado ao grupo integral ($M = 11,79$ mm/s, EP = 1,51). O efeito de visão foi devido menores valores para visão ($M = 8,85$ mm/s, EP = 0,83) em comparação a oclusão ($M = 12,75$ mm/s, EP = 1,02) (Figura 21F).

A análise do RQM do CP_{ap} indicou efeito principal significativo de visão, $F(1, 14) = 44,74$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,76$, sendo este efeito devido menores valores para condição visão ($M = 6,02$ mm, EP = 0,81) em comparação a oclusão ($M = 8,12$ mm, EP = 0,76) (Figura 22A). A análise do RQM do CP_{ml} mostrou efeito principal significativo de visão, $F(1, 14) = 8,90$, $P = 0,01$, $\eta^2 = 0,39$, e interação significativa de grupo x teste, $F(2, 28) = 4,40$, $P = 0,02$, $\eta^2 = 0,24$. O efeito de visão foi devido menores valores para visão ($M = 5,14$ mm, EP = 0,75) quando comparado à condição oclusão ($M = 5,77$ mm, EP = 0,63). Comparações *post hoc* para decomposição da interação mostraram menores valores para o grupo restrição ($M = 4,24$ mm, EP = 0,63) quando comparado ao grupo integral ($M = 6,69$ mm, EP = 1,11) no teste de retenção 2, mas nenhum efeito de grupo foi encontrado para os demais testes (Figura 22B). A análise da RQM do CM_{ap} mostrou efeito principal significativo de visão, $F(1, 15) = 28,99$, $P = 0,001$, $\eta^2 = 0,66$, sendo este efeito devido a menores valores para condição visão ($M = 5,11$ mm, EP = 0,81) em comparação a oclusão ($M = 6,79$ mm, EP = 0,80) (Figura 22C). A análise da RQM do CM_{ml} mostrou efeito principal significativo de visão, $F(1, 15) = 12,82$, $P = 0,003$, $\eta^2 = 0,46$, sendo este efeito devido menores valores para condição visão ($M = 4,53$ mm, EP = 0,75) em comparação a oclusão ($M = 5,19$ mm, EP = 0,72) (Figura 22D).

Figura 21. Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos (restrição, integral) para deslocamento total do CP (A) e do CM (B), velocidade média do CP_{ap} (C) e CP_{ml} (D), velocidade média do CM_{ap} (E) e CM_{ml} (F), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão, oclusão).

Figura 22. Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos restrição e integral para o valor quadrático médio (RQM) do CP_{ap} (A) e CP_{ml} (B) e RQM do CM_{ap} (C) e CM_{ml} (D), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão e oclusão).

4.4.6 Perturbação mecânica

A análise da amplitude de deslocamento anterior do CP mostrou efeito principal significativo de teste, $F(2, 32) = 3,83$, $P = 0,03$, $\eta^2 = 0,19$. Comparações *post hoc* mostraram maiores valores para a retenção 1 e retenção 2 em comparação ao pré-teste (pré-teste $M = 11,33$ cm, EP = 0,36; retenção 1 $M = 11,81$ cm, EP = 0,37; retenção 2 $M = 11,70$ cm, EP = 0,31) (Figura 23A). A análise do pico de velocidade anterior do CP indicou efeito principal significativo de teste, $F(2, 32) = 4,00$, $P = 0,03$, $\eta^2 = 0,20$. Comparações *post hoc* mostraram

maiores valores de velocidade do CP para o teste retenção 1 e retenção 2 em comparação ao pré-teste (retenção 1 $M = 89,82$ cm, $EP = 5,58$; retenção 2 $M = 87,15$ cm, $EP = 5,21$; pré-teste $M = 83,43$ cm, $EP = 5,33$) (Figura 23B). A análise da amplitude de deslocamento anterior do CM não mostrou efeitos significantes, com valores de $F < 2,64$ e $P > 0,09$ (Figura 23C). A análise do pico de velocidade anterior do CM não indicou efeitos significantes, com valores de $F < 3,11$ e $P > 0,08$ (Figura 23D).

Figura 23. Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos restrição e integral, para amplitude (cm, A e C) e pico de velocidade (cm/s, B e D) do centro de pressão (CP, A e B) e centro de massa (CM, C e D), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão e oclusão).

A análise da latência de deslocamento do CP mostrou interação significativa de grupo x visão, $F(1, 16) = 6,10$, $P = 0,03$, $\eta^2 = 0,28$. Comparações *post hoc* para decomposição desta

interação mostrou maiores valores para condição visão comparado a oclusão para o grupo integral (visão $M = 286,93$ ms, $EP = 14,83$; oclusão $M = 266,84$ ms, $EP = 19,04$), mas nenhum efeito de visão foi encontrado para o grupo restrição (visão $M = 280,72$ ms, $EP = 14,80$; oclusão $M = 281,25$ ms, $EP = 17,61$) (Figura 24A). A análise da latência de deslocamento do CM não indicou efeitos significantes, com valores de $F < 1,78$ e $P > 0,20$ (Figura 24B). A análise do instante de reversão do CP não mostrou efeitos significantes, com valores de $F < 3,64$ e $P > 0,07$ (Figura 24C). A análise do instante de reversão do CM não mostrou efeitos significantes, com valores de $F < 3,94$ e $P > 0,07$ (Figura 24D).

Figura 24. Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos restrição e integral para latência (ms, A e B) e reversão (ms, C e D) do centro de pressão (CP, A e C) e centro de massa (CM, C e D), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão e oclusão).

A análise da latência de ativação do músculo GM mostrou efeito principal significativo de perna, $F(1, 8) = 5,00$, $P = 0,05$, $\eta^2 = 0,38$. Este efeito foi devido menores valores de latência para perna não-parética ($M = 169,14$ ms, $EP = 11,01$) em comparação à perna parética ($M = 204,35$ ms, $EP = 12,37$) (Figura 25, A e B). A análise da latência de ativação do músculo BF indicou efeito principal significativo de perna, $F(1, 8) = 6,22$, $P = 0,05$, $\eta^2 = 0,55$, o que foi devido a menores valores de latência para a perna não-parética ($M = 203,76$ ms, $EP = 13,77$) em comparação à perna parética ($M = 249,18$ ms, $EP = 13,79$) (Figura 25, C e D).

Figura 25. Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos restrição e integral para latência de ativação do músculo gastrocnêmio medial (ms, GM) para visão (A) e oclusão (B) e latência de ativação muscular do músculo bíceps femoral (ms, BF) para visão (C) e oclusão (D), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e perna (não-parética e parética).

A análise da magnitude de ativação do músculo GM mostrou interação significativa de teste x perna x visão, $F(2, 14) = 3,70$, $P = 0,05$, $\eta^2 = 0,35$. Comparações *post hoc* para

decomposição desta interação mostraram maiores valores de magnitude do GM para perna não-parética em comparação a perna parética para o pré-teste, em condições de visão (não-parética $M = 14,18 \mu V$, $EP = 3,24$; parética $M = 3,26 \mu V$, $EP = 0,53$) e oclusão (não-parética $M = 14,11 \mu V$, $EP = 3,02$; parética $M = 3,95 \mu V$, $EP = 0,71$). Para o teste de retenção 1 maiores magnitudes foram encontradas para perna não-parética em comparação a parética, em condição de visão (não-parética $M = 13,19 \mu V$, $EP = 2,89$; parética $M = 2,55 \mu V$, $EP = 0,72$) e oclusão (não-parética $M = 14,15 \mu V$, $EP = 3,01$; parética $M = 3,31 \mu V$, $EP = 0,94$). Para o teste de retenção 2 maiores valores de magnitude do GM foram encontrados para a perna não-parética em comparação à perna parética, para condição de visão (não-parética $M = 11,56 \mu V$, $EP = 2,50$; parética $M = 3,54 \mu V$, $EP = 0,61$) e oclusão (não-parética $M = 13,19 \mu V$, $EP = 3,32$; parética $M = 3,33 \mu V$, $EP = 0,65$) (Figura 26, A e B). A análise da magnitude de ativação do músculo BF não indicou efeitos significantes, com valores de $F < 2,57$ e $P > 0,18$ (Figura 26, C e D).

Figura 26. Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos restrição e integral para magnitude de ativação do músculo gastrocnêmio medial (uV, GM) para visão (A) e oclusão (B) e do músculo bíceps femoral (uV, BF) para visão (C) e oclusão (D), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e perna (não-parética e parética).

A análise do pico de flexão do tornozelo mostrou não haver efeitos significantes, com valores de $F < 2,40$ e $P > 0,11$ (Figura 27A). A análise do pico de flexão do quadril mostrou interação significativa de grupo x teste, $F(2, 32) = 3,80$, $P = 0,03$, $\eta^2 = 0,19$. Comparações *post hoc* para decomposição desta interação mostraram menores valores de flexão de quadril na retenção 1 para o grupo restrição ($M = 4,25^\circ$, $EP = 0,55$) em comparação ao grupo integral ($M = 6,85^\circ$, $EP = 0,90$), mas nenhuma diferença entre os grupos foi encontrada para os demais testes. Para o grupo integral maiores valores de flexão do quadril foram encontrados no teste de retenção 1 em comparação ao pré-teste, e menores valores no teste de retenção 2 em comparação a retenção 1 (pré-teste $M = 5,31^\circ$, $EP = 0,88$; retenção 1 $M = 6,85^\circ$, $EP = 0,90$; retenção 2 $M = 5,69^\circ$, $EP = 0,83$), entretanto nenhum efeito de teste foi encontrado no grupo restrição (pré-teste $M = 4,43^\circ$, $EP = 0,55$; retenção 1 $M = 4,25^\circ$, $EP = 0,55$; retenção 2 $M = 4,52^\circ$, $EP = 0,65$) (Figura 27B).

Figura 27. Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos retenção e integral para pico de flexão do tornozelo (graus, A) e do quadril (graus, B), em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão e oclusão).

A análise do deslocamento linear do tronco mostrou não haver efeitos significantes, com valores de $F < 2,95$ e $P > 0,11$ (Figura 28A). A análise da velocidade linear do tronco mostrou efeito principal significativo de grupo, $F(1, 16) = 6,61$, $P = 0,02$, $\eta^2 = 0,29$. O efeito de grupo foi devido menores velocidades do ombro para o grupo restrição ($M = 138,03$ mm/s, $EP = 16,87$) em comparação ao grupo integral ($M = 165,34$ mm/s, $EP = 16,32$) (Figura 28B).

Figura 28. Médias (erro padrão representado por barras verticais) entre os grupos retenção e integral para deslocamento (mm, A) e velocidade (mm/s, B) linear do tronco, em função do teste (pré-teste, retenção 1 e retenção 2) e condição visual (visão e oclusão).

4.5 Discussão

O presente estudo teve por objetivo avaliar o efeito do treinamento de equilíbrio com manipulação de informação visual e tátil da sola dos pés sobre respostas posturais reativas e durante manutenção de postura ereta quieta, em indivíduos que sofreram AVE. Adicionalmente, foi avaliado o efeito da progressão da manipulação sensorial sobre o controle postural através de tarefas voluntárias aplicadas no início e entre as sessões de treinamento. Os resultados das respostas posturais reativas à perturbação mecânica mostraram para a amplitude e velocidade do CP na direção anteroposterior maiores valores no teste de retenção 1 e retenção 2 comparados ao pré-teste em ambos os grupos, restrição e integral. A análise eletromiográfica mostrou menores valores de latência de ativação dos músculos GM e BF para a perna não-parética comparada à perna parética, mas nenhum efeito de grupo e teste foi encontrado. Os resultados de magnitude do GM mostraram maiores valores de magnitude para perna não-parética comparada à parética para todas as condições de teste e visão, entretanto não foi encontrada alteração da ativação muscular após o treinamento. A análise cinemática mostrou menores valores de flexão do quadril para o grupo restrição comparado ao integral na retenção 1. As análises de postura ereta quieta em superfície rígida mostraram maior deslocamento do CM mediolateral para o grupo restrição na retenção 1 e retenção 2 comparados ao pré-teste em condição de oclusão visual. Para as demais variáveis de CP e CM, menores oscilações corporais foram observadas para a condição de visão comparada à oclusão visual. Para postura ereta quieta em superfície maleável houve menor deslocamento do CP mediolateral para o grupo restrição comparado ao grupo integral apenas no teste de retenção 2. As análises da velocidade de deslocamento de CP em ambas as direções e CMap mostraram menores valores para o grupo restrição comparado ao grupo integral na retenção 1 e/ou retenção 2. Para o grupo integral maiores valores de velocidade foram encontrados na retenção 1 e/ou retenção 2 comparados ao pré-teste. Os resultados da avaliação de alcance frontal mostraram que o grupo restrição apresentou maior deslocamento do punho na direção anterior comparado ao grupo integral na retenção 1 e na retenção 2 em comparação ao pré-teste. As análises das tarefas dinâmicas voluntárias, avaliadas no início e ao final dos blocos de treinamento, mostraram melhora do equilíbrio para o grupo restrição em comparação ao grupo integral. A análise da escala de equilíbrio de Berg mostrou maior pontuação para o grupo restrição comparado ao grupo integral a partir da sessão de treinamento com restrição da informação visual até a sessão de treinamento com restrição visual e tátil. Os resultados

para os subgrupos de tarefas da escala de Berg mostraram para o grupo restrição maior pontuação para as tarefas voluntárias dinâmicas comparadas com as tarefas em postura quieta nas sessões de treinamento com restrição visual e com manipulação visual e tátil. Para o grupo integral não foram encontradas diferenças significantes entre os subgrupos de tarefas. Os resultados do TUG mostraram que o grupo restrição apresentou melhora da mobilidade funcional, realizando o teste em menor tempo com a progressão do treinamento sensorial, enquanto que no grupo integral este efeito foi observado apenas nas últimas sessões de treinamento. Entretanto, para o teste TUG não foram encontradas diferenças significantes entre os grupos.

4.5.1 O efeito do treinamento sensorial na manutenção da postura ereta quieta e sua influência nas respostas posturais reativas após AVE

Na avaliação da postura quieta avaliada em superfície rígida, os resultados do presente estudo não mostraram o efeito benéfico após treinamento de equilíbrio. Para superfície maleável foi observada menor velocidade de deslocamentos do CP em ambas as direções e do CM na direção anteroposterior para o grupo restrição comparado ao grupo integral nos testes de retenção. Ainda, a análise da RQM do CP mediolateral mostrou menores deslocamentos para o grupo restrição comparado ao grupo integral no teste de retenção. Embora os resultados para postura quieta tenham mostrado menor oscilação corporal no grupo restrição comparado ao grupo integral, não houve melhora do controle postural após o início dos treinamentos de equilíbrio que evidenciasse o efeito de aprendizagem motora após a manipulação da visão e da informação tátil da sola dos pés. Estudos prévios mostraram que programas de treinamento visando à integração sensoriomotora pode promover melhora do sistema de controle postural após episódio de AVE (BAYOUK et al., 2006; BONAN; YELNIK; et al., 2004; SMANIA et al., 2008). No estudo de Smania et al. (2008), embora tenham sido mostrados efeitos positivos após treinamento com restrição sensorial em indivíduos pós-AVE, foi um estudo piloto preliminar com número reduzido de participantes e a falta de um grupo controle não permitiu concluir os efeitos benéficos do treinamento proposto. No estudo de Bonan (2004) o treinamento foi realizado apenas com restrição da visão e a melhora do equilíbrio foi mensurada imediatamente após o término do treinamento, não podendo inferir se esta melhora se manteve ao longo do tempo e o papel da integração

dos demais sistemas sensoriais na manutenção do equilíbrio. Bayouk (2006) mostrou efeito benéfico do treinamento com manipulação sensorial na recuperação do equilíbrio. Entretanto, não pode concluir que o efeito tenha sido somente decorrente do treino de equilíbrio com manipulação das vias sensoriais, uma vez que o treinamento de fortalecimento dos membros paréticos pode ter influenciado o menor deslocamento do CP. Assim, estes estudos prévios apresentaram lacunas quanto ao tipo de informação utilizada e de avaliação realizada para mensurar os ganhos de controle postural.

Os resultados do presente estudo corroboraram os achados de Yelnik et al. (2008). Os autores relataram não haver superioridade no programa de reabilitação multissensorial com privação da visão, em pacientes com prejuízos no controle postural decorrentes do AVE. Eles sugeriram que a tarefa de avaliação foi inadequada para os participantes pós-AVE, uma vez que as tarefas treinadas foram diferentes das avaliadas em postura quieta. Assim, os resultados do presente estudo mostraram que as avaliações em postura ereta quieta tanto em superfície rígida quanto maleável, não levaram a melhora do controle postural após treinamento com restrição sensorial. Uma possível explicação para a falta deste efeito poderia estar associada a hipótese da especificidade. A implicação desta hipótese é que as condições encontradas na situação de prática deveriam aproximar-se das condições de teste, uma vez que a modificação na tarefa implica um novo conjunto de capacidades para dar suporte a essa nova tarefa (SCHMIDT e LEE, 1999). Estes resultados sugerem que a especificidade dos testes realizados para avaliação em postura ereta quieta não foi sensível para mostrar efeitos de treinamento, uma vez que os exercícios de equilíbrio realizados durante as sessões de treinamento foram treinados de forma voluntária dinâmica e não estática, como realizado durante as avaliações em postura ereta quieta.

A maioria dos estudos prévios com treinamento de equilíbrio com manipulação das informações sensoriais não avaliaram o efeito em respostas posturais reativas a uma perturbação mecânica. Neste sentido, um ponto de interesse foi a investigação de um possível efeito do treino multissensorial na recuperação do equilíbrio corporal após o AVE. Respostas posturais reativas à perturbação mecânica imprevisível não indicaram efeitos significativos para as variáveis testadas neste estudo. Foi observada apenas uma tendência de redução da amplitude de deslocamento do CM para ambos os grupos de treinamento, restrição e integral. A tendência de redução da oscilação do CM sugere uma recuperação do equilíbrio corporal à perturbação imprevisível após realização dos treinamentos propostos, independente da manipulação da informação sensorial. A capacidade de resistir a uma perturbação externa em posição ereta é essencial para a manutenção do equilíbrio e desempenho da marcha (GEURTS

et al., 2005). Estudos prévios de perturbação postural comparando indivíduos pós-AVE em fase crônica com idosos saudáveis têm mostrado evidências de prejuízo na capacidade de resistir a perturbações externas (DICKSTEIN et al., 1994; LEE; DEMING; SAHGAL, 1988), levando a um prejuízo no controle postural. No estudo de Kirker et al. (2000) foi evidenciado que a recuperação do equilíbrio após perturbação externa pode estar associada a alterações compensatórias na ativação de músculos do quadril, com aumento de resposta muscular principalmente no membro não-parético. Garland et al. (2003), utilizando protocolo de perturbação auto-induzida por movimento voluntário, encontraram evidência de ativação compensatória da perna não-parética para recuperação do equilíbrio em indivíduos em fase pós-aguda do AVE. Notavelmente, apenas 19% dos participantes pós-AVE apresentaram um aumento significativo da estabilidade postural, com redução da velocidade do CP, após um mês de tratamento. Eles mostraram que alguns participantes não apresentaram maior ativação eletromiográfica dos músculos isquiotibiais do membro parético em resposta a um rápido movimento do braço não-parético e aumentaram, de forma compensatória, a ativação antecipatória destes músculos do lado não-parético. Estes achados prévios sugerem que a recuperação do equilíbrio é acompanhada de uma ativação muscular compensatória do lado não-parético, e que nem sempre está associada à redução da oscilação corporal.

O treinamento sensorial não mostrou efeito na latência e magnitude de ativação dos músculos gastrocnêmio medial e bíceps femoral. Foi observada maior latência de GM e BF e menor magnitude de ativação de GM para a perna parética. Estudos prévios empregando perturbação postural em participantes pós-AVE verificaram aumento da oscilação postural (DICKSTEIN; ABULAFFIO, 2000; PERENNOU et al., 2000), aumento na latência de ativação muscular (DI FABIO; BADKE; DUNCAN, 1986), diminuição da magnitude de ativação muscular, principalmente nos músculos da perna parética (GARLAND et al., 1997; HORAK et al., 1984; MARIGOLD et al., 2004). Após o AVE podem ocorrer alterações específicas tanto na unidade motora quanto nos músculos. Em alguns indivíduos pós-AVE, o número de unidades motoras agonistas que funcionam sofre uma queda de até 50% na fase crônica do AVE (BOURBONNAIS; VANDEN NOVEN, 1989). Uma explicação para esta perda é a degeneração do trato corticoespinal, resultando em alterações transinápticas nos motoneurônios. Outro estudo mostrou um recrutamento anormal das unidades motoras, com alteração da ordem e comprometimento das taxas de disparo, levando estes indivíduos a apresentarem ativação muscular ineficiente (DATTOLA et al., 1993). Como resultado destas disfunções, indivíduos pós-AVE evitam grandes deslocamentos corporais e passam a confiar excessivamente no membro não-parético para estabilização postural (DICKSTEIN et al.,

1994). Os resultados do presente estudo confirmaram as alterações musculares associadas ao AVE evidenciadas principalmente no membro parético, com redução da magnitude de ativação muscular e maior latência, confirmando os prejuízos causados pela hemiparesia após o AVE.

Neste estudo os maiores valores de amplitude e velocidade do CP após o treinamento em comparação ao pré-teste poderiam sugerir redução da rigidez articular inerente ao AVE, e aumento do torque gerado na articulação do tornozelo em resposta a perturbação mecânica. Estudos prévios têm mostrado que após AVE há uma alteração na mobilidade articular com aumento da rigidez articular, principalmente do tornozelo, podendo levar ao prejuízo do sistema de controle postural (CHUNG et al., 2004; GAO et al., 2011; SINKJAER; MAGNUSSEN, 1994; THILMANN et al., 1991; VATTANASILP et al., 2000). Chung et al. (2004) mostraram que após intervenções de alongamento e fortalecimento da articulação do tornozelo, houve maior deslocamento do CP, possivelmente associado a redução da rigidez articular. Embora, os resultados do presente estudo não tenham mostrado influência significativa do treinamento no pico de flexão do tornozelo, esta maior oscilação do CP pode estar associada à redução da rigidez articular, independente do treinamento de equilíbrio realizado com ou sem manipulação das informações sensoriais.

As respostas posturais reativas foram pouco influenciadas pelo treinamento de equilíbrio com manipulação das informações sensoriais, de acordo com os resultados do presente estudo. Uma possível explicação para a falta de efeitos significativos para respostas posturais após treinamentos pode ser devida a tarefas reativas serem pouco influenciadas pela prática, uma vez que estas são mais automáticas. Estudos recentes têm avaliado a demanda e influência de processos corticais em respostas posturais reativas durante perturbações externas (ADKIN et al., 2008; JACOBS et al., 2008; MOCHIZUKI et al., 2008). Estes estudos mostraram evidências tanto neurofisiológicas quanto comportamentais em situações de perturbação mecânica da postura ereta para demonstrar a capacidade do sistema nervoso central em adaptar as respostas posturais reativas frente às modificações das características da perturbação. Eles têm sugerido que o aumento do sinal cortical antes de ocorrer a perturbação reflete a antecipação para o início da perturbação. A maioria dos estudos que verificaram menor automatização do controle postural foi realizada durante postura quieta e em associação com tarefas voluntárias e cognitivas (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002). Assim, o treinamento com restrição sensorial pode ter influenciado os participantes pós-AVE em tarefas em postura quieta e dinâmicas voluntárias comparadas a postura perturbada, devido ao controle menos automático para estas tarefas.

4.5.2 O treinamento sensorial influencia tarefas voluntárias dinâmicas

Neste estudo foram realizadas avaliações de equilíbrio dinâmico e da mobilidade funcional através de escalas clínicas. O teste TUG foi realizado para avaliação da mobilidade funcional dos participantes pós-AVE (NG; HUI-CHAN, 2005; PODSIADLO; RICHARDSON, 1991). Os achados do teste TUG não mostraram diferença entre os grupos restrição e integral, embora o grupo restrição tenha reduzido o tempo de execução do teste com maior frequência entre os blocos de treinamento quando comparado ao grupo integral. Os resultados deste teste mostraram que a mobilidade funcional não foi influenciada pelos exercícios de equilíbrio com manipulação sensorial, com menor efeito de aprendizagem para o teste TUG, sendo este considerado menos específico para avaliar o equilíbrio postural.

Os resultados das tarefas voluntárias dinâmicas avaliadas pela escala de equilíbrio de Berg revelaram maior pontuação para o grupo restrição em comparação ao grupo integral após os blocos de treinamentos com manipulação visual e tátil da sola dos pés. Estudos prévios têm sugerido que após o AVE ocorre uma reorganização do processo de integração sensorial, resultando em maior dependência da visão comparado a entradas proprioceptivas durante a manutenção da postura ereta quieta (BONAN; DERIGHETTI; et al., 2006; BONAN; COLLE; et al., 2004; DI FABIO; BADKE, 1991; LIN; HSU; WANG, 2012). Os resultados destes estudos sugerem que a excessiva dependência da visão pode resultar da integração prejudicada de uma modalidade sensorial, podendo ser esta a informação vestibular ou somatossensorial, ou ser resultante da incapacidade de selecionar a níveis superiores a informação sensorial pertinente à execução da tarefa. Ainda, esta dependência visual pode ser resultante de uma estratégia compensatória natural para suprir os danos do equilíbrio corporal. Neste sentido, torna-se importante a reabilitação com manipulação das vias sensoriais visando à recuperação do equilíbrio após AVE. No estudo de Bonan et al. (BONAN; YELNIK; et al., 2004) foi realizado treinamento de equilíbrio com restrição da visão em participantes pós-AVE e os achados mostraram que estes se tornaram menos dependentes desta informação sensorial, com consequente melhora do sistema de controle postural. Os autores sugeriram que o ganho de estabilidade pode ter sido decorrente da utilização de outras vias de informação sensorial, como o sistema vestibular e proprioceptivo para recuperação do equilíbrio corporal (BONAN; YELNIK; et al., 2004). A repesagem sensorial é definida como a capacidade de selecionar a informação sensorial mais adequada para alcançar a estabilidade postural. Quando a integração multissensorial está intacta, o peso

de um único tipo de entrada sensorial é aumentado para compensar a diminuição ou ausência de informações a partir de outro canal sensorial (OIE; KIEMEL; JEKA, 2002). Assim, um sujeito neurologicamente normal não perde o equilíbrio durante a restrição visual, porque as informações fornecidas a partir da entrada vestibular e somatossensorial é integrada para orientar ajustes posturais. Os resultados do estudo de Oliveira (2011) mostraram que esta capacidade está prejudicada tanto na fase aguda quanto crônica do AVE, podendo levar a prejuízos no sistema de controle postural desta população. Em longo prazo, diferentes mecanismos neurofisiológicos são provavelmente utilizados para repesagem sensorial, sendo que muitos estudos têm mostrado maior dependência de entrada visual durante a fase crônica do AVE (BONAN; COLLE; et al., 2004; RODE et al., 1997). Os resultados do presente estudo, embora não tenham evidenciado maior dependência da visão entre os participantes pós-AVE, mostraram que após o treinamento com restrição da visão e da informação tátil da sola dos pés os participantes apresentaram melhora do equilíbrio comparado ao grupo integral. Estes resultados sugerem que quando vias aferentes foram desabilitadas durante o treinamento sensorial, os participantes puderam se beneficiar da pesagem de outras fontes sensoriais. Os participantes passaram a utilizar o sistema vestibular associado com a informação visual, quando a informação tátil da sola dos pés foi restringida, e utilizar a informação vestibular e tátil, com a restrição da informação visual. Assim, os achados que mostraram melhora do controle postural, pelas avaliações dinâmicas voluntárias, sugeriram que o treinamento realizado com restrições sensoriais foi efetivo devido a alteração na pesagem sensorial e melhora da integração das entradas sensoriais após o AVE.

Uma possível explicação para a melhora do controle postural no grupo restrição, seria o conceito de ponto ótimo de desafio, no qual as tarefas realizadas de uma forma mais desafiadora para os indivíduos pós-AVE promoveram maior capacidade de aprendizagem. De acordo com a teoria do ponto ótimo de desafio, a aprendizagem está diretamente relacionada com a informação disponível e interpretável do desempenho, o que, por sua vez, está ligada à dificuldade funcional da tarefa. Os fatores que contribuem para a dificuldade da tarefa funcional, incluindo a capacidade do executante e a prática, interagem para ditar a quantidade ótima de informações interpretáveis e, portanto, o potencial para a aprendizagem. Os pontos hipotéticos para cada nível do executante da tarefa representam a quantidade ótima de potencial de informação interpretáveis e são chamados pontos ótimos de desafio. Portanto, para gerar um desafio para a aprendizagem, deve-se obter uma maior informação, na qual essa informação só pode resultar de um aumento na dificuldade da tarefa funcional. O conceito é que o aumento da dificuldade da tarefa funcional irá resultar em mais informações geradas no

desempenho da tarefa. Assim, o ponto ótimo de desafio representa o grau de dificuldade da tarefa funcional e o nível de habilidade específica de um indivíduo, que seria necessário para otimizar o aprendizado. Qualquer indivíduo com um nível conhecido de habilidade tem um nível nominal de dificuldade para cada tarefa e, portanto, uma quantidade potencial de informação disponível para a aprendizagem. As condições em que a tarefa é praticada irá tornar a tarefa mais ou menos difícil de executar, definindo assim o seu nível funcional de dificuldade nessa tentativa de prática. Dependendo do nível de habilidade do indivíduo, a dificuldade da tarefa funcional será ótima, mais ou menos desafiadora em termos de sua influência sobre ambos o desempenho e a aprendizagem (GUADAGNOLI; LEE, 2004). No presente estudo sugere-se que a restrição das informações sensoriais durante as sessões de treinamento do equilíbrio promoveu uma maior dificuldade na execução da tarefa de acordo com a habilidade de cada participante, induzindo a maior aprendizagem e consequentemente a melhora do controle postural. Por outro lado, o grupo integral que realizou o treinamento com informação sensorial plena foi menos desafiado, com uma recuperação do equilíbrio inferior quando comparado ao grupo restrição. Uma vez que a dificuldade motora das tarefas foi a mesma entre os grupos, estes pontos ótimos de desafio, modulados pela restrição sensorial, podem ter sido decisivos na aprendizagem diferencial entre os grupos.

Quando há um aumento da dificuldade na tarefa postural e quando a informação sensorial é alterada ou reduzida, ocorre uma maior demanda atencional, a qual tem um importante papel na aprendizagem motora (BROWN; SLEIK; WINDER, 2002). Prejuízos na atenção é um dos mais proeminentes danos neurofisiológicos relatados em indivíduos em fase aguda de AVE. A atenção está associada aos prejuízos funcionais e de equilíbrio em indivíduos pós-AVE (BARKER-COLLO et al., 2009). Com os desafios físicos adicionais para o equilíbrio após AVE, é compreensível que as exigências de processamento de informação para tarefas motoras, como a locomoção e o controle postural, possam estar alteradas nesta população (BROWN; SLEIK; WINDER, 2002). No estudo de Brown foi encontrada alteração na demanda atencional para tarefas posturais com o aumento da dificuldade nas tarefas posturais. Segundo os achados de Redfern et al. (2001), houve aumento no tempo de execução da tarefa cognitiva secundária entre indivíduos jovens e idosos e aumento do deslocamento corporal entre os idosos associado a tarefa atencional quando manipulado os sistemas sensoriais. Eles sugeriram que os componentes da integração sensorial do controle postural parece requerer atenção. Assim, tarefas que demandem mais atenção em sua execução poderia ter um efeito benéfico na aprendizagem motora. A restrição das informações sensoriais realizadas no treinamento deste estudo pode ter estimulado processos atencionais. No estudo de Barker-

Collo et al. (2009), foi realizado um treinamento no processo de atenção em indivíduos pós-AVE, e os resultados mostraram melhora significativa no processo atencional destes indivíduos, sugerindo que a reabilitação da atenção deveria fazer parte do tratamento pós-AVE. Neste sentido, com o aumento da dificuldade da tarefa com restrição sensorial realizada no presente estudo, pode ter exigido maior demanda atencional de indivíduos pós-AVE o que pode ter levado a uma melhora mais acentuada do controle postural neste grupo de treinamento quando comparado ao grupo integral, uma vez que a atenção pode estar envolvida na resolução de um conflito ou déficit sensorial.

As tarefas da escala de Berg foram divididas em dois subgrupos, sendo um grupo de tarefas dinâmicas e o outro relacionado a postura quieta. A comparação destes subgrupos mostrou que houve maior pontuação da escala de Berg no subgrupo de tarefas dinâmicas em relação às tarefas posturais quieta para o grupo restrição, mas não para o grupo integral. Estes achados sugerem maior efeito de aprendizagem quando estas tarefas foram avaliadas pelo grupo de tarefas dinâmicas, uma vez que o protocolo de exercícios de equilíbrio realizado neste estudo enfatizou a prática de atividades voluntárias e dinâmicas. Assim, os componentes das habilidades treinadas foram semelhantes às habilidades do grupo de tarefas dinâmicas avaliadas.

A tarefa de alcance frontal mostrou maior deslocamento do punho na direção anterior para o grupo restrição comparado ao integral após o treinamento sensorial, e este efeito se manteve ao longo de uma semana. Os exercícios realizados durante o treinamento estimularam os participantes pós-AVE a deslocarem o corpo nos limites máximos da estabilidade em ambas as direções, anteroposterior e mediolateral. Os achados do presente estudo sugerem que com a restrição das vias sensoriais houve maior efeito de aprendizagem, uma vez que os participantes deste grupo conseguiram maior deslocamento do punho comparado com os participantes que realizaram os exercícios sem manipulação sensorial. Mecanismos de aprendizagem motora são eficazes durante a recuperação após episódio de AVE e na interação com treinamentos sensoriais propostos na reabilitação (KRAKAUER, 2006). Para melhores resultados, técnicas de reabilitação devem ser orientadas para os déficits sensoriomotores específicos de pacientes pós-AVE. Questões importantes devem ser levadas em consideração durante técnicas específicas de reabilitação, como se os ganhos persistem por um período significativo de tempo após o treinamento, avaliado por teste de retenção e se estes ganhos são generalizados para tarefas não treinadas (KRAKAUER, 2006). No presente estudo os testes de retenção garantiram a maior eficiência do grupo restrição para a tarefa de alcance frontal e os ganhos que foram obtidos com o treinamento de restrição dos sistemas

sensoriais foram generalizados para o desempenho em condição de informação sensorial plena. Estes achados sugerem, também, que a restrição dos sistemas somatossensorial e visual durante os exercícios permitiu que os participantes pós-AVE selecionassem a melhor fonte sensorial para realizar a tarefa de alcance frontal em condições sensoriais plena.

No presente estudo quando os participantes foram avaliados em condição sensorial plena (visão e superfície rígida) após treinamento com restrição de ambos os sistemas sensoriais, visão e tátil, o grupo restrição mostrou novamente melhora superior ao grupo integral. Os achados aqui relatados, assim, os exercícios treinados levaram à melhora do equilíbrio para o grupo restrição devido ao efeito de aprendizagem motora após o treinamento sensorial, tendo sido generalizado para a condição de aferência plena.

5 CONCLUSÕES

Os dois experimentos apresentados nesta tese identificaram a influência do toque suave e do treinamento do equilíbrio com manipulação das informações sensoriais nas respostas posturais reativas e na postura ereta quieta de indivíduos que sofreram AVE. O efeito benéfico imediato do toque suave possível é hipotetizado como tendo sido devido à informação háptica adicional na ponta do dedo indicador, sinalizando a oscilação corporal. A aferência háptica por toque suave aplicado em uma superfície estável levou à redução do deslocamento postural em tarefa de postura quieta e modulou respostas posturais, com melhor recuperação do equilíbrio corporal e diminuição da ativação muscular após perturbação mecânica imprevisível. O efeito benéfico do treinamento com redução de informação sensorial útil para regulação postural foi, possivelmente, devido a uma repesagem dos sistemas sensoriais, possibilitando aos participantes pós-AVE selecionarem a via sensorial mais adequada para regulação do equilíbrio corporal. Este efeito foi observado durante tarefas voluntárias dinâmicas, com transferência de aprendizagem para avaliações sem restrição das informações sensoriais.

LIMITAÇÕES

As limitações do presente estudo foram:

- a) Variação de idade entre os grupos do experimento 2, sendo que o grupo restrição apresentou idade inferior ao grupo integral.
- b) As análises da escala de equilíbrio de Berg não foram registradas por meio de filmagens, o que não possibilitou uma análise de objetividade da escala.

REFERÊNCIAS

ADKIN, A. L. et al. The influence of postural threat on the cortical response to unpredictable and predictable postural perturbations. **Neuroscience Letters**, v. 435, n. 2, p. 120-5, 2008.

ALBERTSEN, I. M.; TEMPRADO, J. J.; BERTON, E. Effect of haptic supplementation provided by a fixed or mobile stick on postural stabilization in elderly people. **Gerontology**, v. 58, n. 5, p. 419-29, 2012.

ALLUM, J. H. J.; PFALTZ, C. R. Visual and vestibular contributions to pitch sway stabilization in the ankle muscles of normals and patients with bilateral peripheral vestibular deficits. **Experimental Brain Research**, v. 58, n. 1, p. 82-94, 1985.

ANSARI, N. N. et al. The interrater and intrarater reliability of the Modified Ashworth Scale in the assessment of muscle spasticity: limb and muscle group effect. **NeuroRehabilitation**, v. 23, n. 3, p. 231-7, 2008.

BACCINI, M. et al. Effectiveness of fingertip light contact in reducing postural sway in older people. **Age Ageing**, v. 36, n. 1, p. 30-35, 2007.

BADKE, M. B.; DUNCAN, P. W. Patterns of rapid motor responses during postural adjustments when standing in healthy subjects and hemiplegic patients. **Physical Therapy**, v. 63, n. 1, p. 13-20, 1983.

BAIR, W. N. et al. Development of multisensory reweighting for posture control in children. **Experimental Brain Research**, v. 183, n. 4, p. 435-46, Dec 2007.

BALDAN, A. M. et al. Effect of light touch on postural sway in individuals with balance problems: a systematic review. **Gait and Posture**, v. 40, n. 1, p. 1-10, May 2014.

BARKER-COLLO, S. L. et al. Reducing attention deficits after stroke using attention process training: a randomized controlled trial. **Stroke**, v. 40, n. 10, p. 3293-8, Oct 2009.

BAYOUK, J. F.; BOUCHER, J. P.; LEROUX, A. Balance training following stroke: effects of task-oriented exercises with and without altered sensory input. **International Journal of Rehabilitation Research**, v. 29, n. 1, p. 51-9, Mar 2006.

BENSOUSSAN, L. et al. Changes in postural control in hemiplegic patients after stroke performing a dual task. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 8, p. 1009-15, Aug 2007.

BERG, K.; WOOD-DAUPHINEE, S.; WILLIAMS, J. I. The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 27, n. 1, p. 27-36, Mar 1995.

BERG, K. O.; MAKI, B. E. et al. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 73, n. 11, p. 1073-80, Nov 1992.

BERG, K. O.; WOOD-DAUPHINEE, S. L.; WILLIAMS, J. I.; MAKI, B. E. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. **Canadian Journal of Public Health**, v. 83 Suppl 2, p. S7-11, Jul-Aug 1992.

BERTOLUCCI, P. H.; BRUCKI, S. M.; CAMPACCI, S. R.; JULIANO, Y. The Mini-Mental State Examination in a general population: impact of educational status. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, v. 52, n. 1, p. 1-7, Mar 1994.

BLOEM, B. R. et al. Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural responses? **Experimental Brain Research**, v. 130, n. 3, p. 375-391, Feb 2000.

BLOEM, B. R. et al. Triggering of balance corrections and compensatory strategies in a patient with total leg proprioceptive loss. **Experimental Brain Research**, v. 142, n. 1, p. 91-107, Jan 2002.

BLUM, L.; KORNER-BITENSKY, N. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. **Physical Therapy**, v. 88, n. 5, p. 559-66, May 2008.

BOHANNON, R. W.; SMITH, M. B. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. **Physical Therapy**, v. 67, n. 2, p. 206-7, 1987.

BOHANNON, R. W.; SMITH, M. B.; LARKIN, P. A. Relationship between independent sitting balance and side of hemiparesis. **Physical Therapy**, v. 66, n. 6, p. 944-5, 1986.

BOLTON, D. A.; MCILROY, W. E.; STAINES, W. R. The impact of light fingertip touch on haptic cortical processing during a standing balance task. **Experimental Brain Research**, v. 212, n. 2, p. 279-91, Jul 2011.

BONAN, I. V.; DEREGHETTI, F. et al. Visual dependence after recent stroke. **Annales de Readaptation et de Medecine Physique**, v. 49, n. 4, p. 166-71, May 2006.

BONAN, I. V.; COLLE, F. M. et al. Reliance on visual information after stroke. Part I: Balance on dynamic posturography. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, n. 2, p. 268-73, Feb 2004.

BONAN, I. V.; GUETTARD, E. et al. Subjective visual vertical perception relates to balance in acute stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, n. 5, p. 642-6, May 2006.

BONAN, I. V. et al. Influence of subjective visual vertical misperception on balance recovery after stroke. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 78, n. 1, p. 49-55, 2007.

BONAN, I. V.; LEMAN, M. C. et al. Evolution of subjective visual vertical perturbation after stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 20, n. 4, p. 484-91, 2006.

BONAN, I. V. et al. Sensory reweighting in controls and stroke patients. **Clinical Neurophysiology**, v. 124, n. 4, p. 713-22, Apr 2013.

BONAN, I. V.; YELNIK, A. P. et al. Reliance on visual information after stroke. Part II: Effectiveness of a balance rehabilitation program with visual cue deprivation after stroke: a randomized controlled trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, n. 2, p. 274-8, Feb 2004.

BORTOLAMI, S. B. et al. Analysis of human postural responses to recoverable falls. **Experimental Brain Research**, v. 151, n. 3, p. 387-404, Aug 2003.

BOURBONNAIS, D.; VANDEN NOVEN, S. Weakness in patients with hemiparesis. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 43, n. 5, p. 313-9, May 1989.

BRANDT, T. et al. Visual-vestibular and visuovisual cortical interaction: new insights from fMRI and pet. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 956, p. 230-41, 2002.

BRODAL, A. Self-observations and neuro-anatomical considerations after a stroke. **Brain**, v. 96, n. 4, p. 675-94, Dec 1973.

BROWN, L. A.; SLEIK, R. J.; WINDER, T. R. Attentional demands for static postural control after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 12, p. 1732-5, Dec 2002.

CARMICHAEL, S. T. Plasticity of cortical projections after stroke. **Neuroscientist**, v. 9, n. 1, p. 64-75, Feb 2003.

CHAMBERS, W. W.; LIU, C. N.; MCCOUCH, G. P. Anatomical and physiological correlates of plasticity in the central nervous system. **Brain Behavior and Evolution**, v. 8, n. 1, p. 5-26, 1973.

CHEN, I. C. et al. Balance evaluation in hemiplegic stroke patients. **Chang Gung Medical Journal**, v. 23, n. 6, p. 339-47, Jun 2000.

CHUNG, S. G. et al. Biomechanic changes in passive properties of hemiplegic ankles with spastic hypertonia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, n. 10, p. 1638-46, Oct 2004.

CLAPP, S.; WING, A. M. Light touch contribution to balance in normal bipedal stance. **Experimental Brain Research**, v. 125, n. 4, p. 521-4, Apr 1999.

CONDITT, M. A.; GANDOLFO, F.; MUSSA-IVALDI, F. A. The motor system does not learn the dynamics of the arm by rote memorization of past experience. **Journal of Neurophysiology**, v. 78, n. 1, p. 554-60, Jul 1997.

CONNOR, N. P.; ABBS, J. H. Sensorimotor contributions of the basal ganglia: recent advances. **Physical Therapy**, v. 70, n. 12, p. 864-72, 1990.

CONTE, A. et al. Attention influences the excitability of cortical motor areas in healthy humans. **Experimental Brain Research**, v. 182, n. 1, p. 109-17, Sep 2007.

CORRIVEAU, H. et al. Evaluation of postural stability in the elderly with stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, n. 7, p. 1095-101, Jul 2004.

COTMAN, C. W.; BERCHTOLD, N. C. Exercise: a behavioral intervention to enhance brain health and plasticity. **Trends in Neurosciences**, v. 25, n. 6, p. 295-301, Jun 2002.

CUNHA, B. P. et al. Individuals with post-stroke hemiparesis are able to use additional sensory information to reduce postural sway. **Neuroscience Letters**, v. 513, n. 1, p. 6-11, Mar 2012.

DATTOLA, R. et al. Muscle rearrangement in patients with hemiparesis after stroke: an electrophysiological and morphological study. **European Neurology**, v. 33, n. 2, p. 109-14, 1993.

DE HAART, M. et al. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, n. 6, p. 886-95, 2004.

DI FABIO, R. P. Lower extremity antagonist muscle response following standing perturbation in subjects with cerebrovascular disease. **Brain Research**, v. 406, n. 1-2, p. 43-51, 1987.

DI FABIO, R. P.; BADKE, M. B. Stance duration under sensory conflict conditions in patients with hemiplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 72, n. 5, p. 292-5, 1991.

DI FABIO, R. P.; BADKE, M. B.; DUNCAN, P. W. Adapting human postural reflexes following localized cerebrovascular lesion: analysis of bilateral long latency responses. **Brain Research**, v. 363, n. 2, p. 257-64, Jan 22 1986.

DICKSTEIN, R.; ABULAFFIO, N. Postural sway of the affected and nonaffected pelvis and leg in stance of hemiparetic patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, n. 3, p. 364-7, Mar 2000.

DICKSTEIN, R. et al. Automatic and voluntary lateral weight shifts in rehabilitation of hemiparetic patients. **Clinical Rehabilitation**, v. 8, p. 91-9, 1994.

DICKSTEIN, R. et al. Responses of ankle musculature of healthy subjects and hemiplegic patients to sinusoidal anterior-posterior movements of the base of support. **Journal of Motor Behavior**, v. 21, n. 2, p. 99-112, 1989.

DICKSTEIN, R. et al. Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients: major characteristics and patterns of improvement. **Physical Therapy**, v. 64, n. 1, p. 19-23, 1984.

DICKSTEIN, R.; PETERKA, R. J.; HORAK, F. B. Effects of light fingertip touch on postural responses in subjects with diabetic neuropathy. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 74, n. 5, p. 620-6, 2003.

DICKSTEIN, R.; SHUPERT, C. L.; HORAK, F. B. Fingertip touch improves postural stability in patients with peripheral neuropathy. **Gait and posture**, v. 14, n. 3, p. 238-47, 2001.

DIETZ, V.; BERGER, W. Interlimb coordination of posture in patients with spastic paresis. Impaired function of spinal reflexes. **Brain**, v. 107 p. 965-78, 1984.

DUNCAN, P. W. Stroke disability. **Physical Therapy**, v. 74, n. 5, p. 399-407, May 1994.

FINK, G. R. et al. The neural consequences of conflict between intention and the senses. **Brain**, v. 122 (Pt 3), p. 497-512, 1999.

FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUGH, P. R. "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of Psychiatric Research**, v. 12, n. 3, p. 189-98, 1975.

FORERO, J.; MISIASZEK, J. E. The contribution of light touch sensory cues to corrective reactions during treadmill locomotion. **Experimental Brain Research**, v. 226, n. 4, p. 575-84, May 2013.

FORGHANY, S. et al. The effect of stroke on foot kinematics and the functional consequences. **Gait and Posture**, v. 39, n. 4, p. 1051-6, Apr 2014.

FORSSBERG, H.; NASHNER, L. M. Ontogenetic development of postural control in man: adaptation to altered support and visual conditions during stance. **Journal of Neuroscience**, v. 2, n. 5, p. 545-52, May 1982.

FRANZEN, E. et al. Haptic touch reduces sway by increasing axial tone. **Neuroscience**, v. 174, p. 216-23, 2011.

FRYKBERG, G. E. et al. Correlation between clinical assessment and force plate measurement of postural control after stroke. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 39, n. 6, p. 448-53, Jul 2007.

FUGL-MEYER, A. R. Post-stroke hemiplegia assessment of physical properties. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine. Supplement**, v. 7, p. 85-93, 1980.

FUGL-MEYER, A. R. et al. The post-stroke hemiplegic patient. I. a method for evaluation of physical performance. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine. Supplement**, v. 7, n. 1, p. 13-31, 1975.

GAO, F. et al. Effects of repeated ankle stretching on calf muscle-tendon and ankle biomechanical properties in stroke survivors. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 26, n. 5, p. 516-22, Jun 2011.

GARLAND, S. J.; GRAY, V. L.; KNORR, S. Muscle activation patterns and postural control following stroke. **Motor Control**, v. 13, n. 4, p. 387-411, 2009.

GARLAND, S. J.; IVANOVA, T. D.; MOCHIZUKI, G. Recovery of standing balance and health-related quality of life after mild or moderately severe stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 2, p. 218-27, Feb 2007.

GARLAND, S. J.; STEVENSON, T. J.; IVANOVA, T. Postural responses to unilateral arm perturbation in young, elderly, and hemiplegic subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 78, n. 10, p. 1072-7, 1997.

GARLAND, S. J. et al. Recovery of standing balance and functional mobility after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. 12, p. 1753-9, 2003.

GENTHON, N. et al. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. **Stroke**, v. 39, p. 1793-9, 2008.

GEURTS, A. C. et al. A review of standing balance recovery from stroke. **Gait and Posture**, v. 22, n. 3, p. 267-81, Nov 2005.

GUADAGNOLI, M. A.; LEE, T. D. Challenge point: a framework for conceptualizing the effects of various practice conditions in motor learning. **Journal of Motor Behavior**, v. 36, n. 2, p. 212-24, Jun 2004.

GUERRAZ, M.; BRONSTEIN, A. M. Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. **Neurophysiologie Clinique**, v. 38, n. 6, p. 391-8, Dec 2008.

HARRIS, J. E. et al. Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. **Physical Therapy**, v. 85, n. 2, p. 150-8, Feb 2005.

HEILMAN, K. M. et al. The right hemisphere: neuropsychological functions. **Journal of Neurosurgery**, v. 64, n. 5, p. 693-704, 1986.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B. **SENIAM 9: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy**. DEVELOPMENT, R. R. A. Enschede, the Netherlands 1999.

HOLDEN, M.; VENTURA, J.; LACKNER, J. R. Stabilization of posture by precision contact of the index finger. **Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation**, v. 4, n. 4, p. 285-301, 1994.

HOLT, R. R. et al. Ground reaction force after a sideways push as a measure of balance in recovery from stroke. **Clinical Rehabilitation**, v. 14, n. 1, p. 88-95, 2000.

HORAK, F. B. et al. The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**, v. 47, n. 9, p. 1020-8, 1984.

HORAK, F. B. et al. Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance. **Experimental Brain Research**, v. 100, n. 1, p. 93-106, 1994.

HORSTMANN, G. A.; GOLLHOFER, A.; DIETZ, V. Reproducibility and adaptation of the EMG responses of the lower leg following perturbations of upright stance. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 70, n. 5, p. 447-52, 1988.

IKAI, T. et al. Dynamic postural control in patients with hemiparesis. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 82, n. 6, p. 463-9; quiz 470-2, 484, Jun 2003.

IOFFE, M. E. et al. Learning postural tasks in hemiparetic patients with lesions of left versus right hemisphere. **Experimental Brain Research**, v. 201, n. 4, p. 753-61, Apr 2010.

JACOBS, J. V. et al. Changes in the activity of the cerebral cortex relate to postural response modification when warned of a perturbation. **Clinical Neurophysiology**, v. 119, n. 6, p. 1431-42, Jun 2008.

JEKA, J. J. Light touch contact as a balance aid. **Physical Therapy**, v. 77, n. 5, p. 476-87, 1997.

JEKA, J. J. et al. Haptic cues for orientation and postural control in sighted and blind individuals. **Perception & Psychophysics**, v. 58, n. 3, p. 409-23, Apr 1996.

JEKA, J. J.; LACKNER, J. R. Fingertip contact influences human postural control. **Experimental Brain Research**, v. 100, n. 3, p. 495-502, 1994.

_____. The role of haptic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. **Experimental Brain Research**, v. 103, n. 2, p. 267-76, 1995.

JEKA, J. J.; OIE, K. S.; KIEMEL, T. Multisensory information for human postural control: integrating touch and vision. **Experimental Brain Research**, v. 134, n. 1, p. 107-25, 2000.

JEKA, J. J. et al. Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway. **Experimental Brain Research**, v. 113, n. 3, p. 475-83, 1997.

JOHANNSEN, L.; WING, A. M.; HATZITAKI, V. Effects of maintaining touch contact on predictive and reactive balance. **Journal of Neurophysiology**, v. 97, n. 4, p. 2686-95, 2007.

JOHNSON, K. O.; HSIAO, S. S. Neural mechanisms of tactual form and texture perception. **Annual Review of Neuroscience**, v. 15, p. 227-50, 1992.

KAMEI, N. et al. Effectiveness of Semmes-Weinstein monofilament examination for diabetic peripheral neuropathy screening. **Journal of Diabetes and Its Complications**, v. 19, n. 1, p. 47-53, Jan-Feb 2005.

KIM, T. H.; YOON, J. S.; LEE, J. H. The effect of ankle joint muscle strengthening training and static muscle stretching training on stroke patients' C.o.p sway amplitude. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 25, n. 12, p. 1613-6, Dec 2013.

KIRKER, S. G. et al. Changing patterns of postural hip muscle activity during recovery from stroke. **Clinical Rehabilitation**, v. 14, n. 6, p. 618-26, Dec 2000.

KLEIM, J. A. et al. Cortical synaptogenesis and motor map reorganization occur during late, but not early, phase of motor skill learning. **Journal of Neuroscience**, v. 24, n. 3, p. 628-33, Jan 21 2004.

KOHL, R. L. Sensory conflict theory of space motion sickness: an anatomical location for the neuroconflict. **Aviation, Space, and Environmental Medicine**, v. 54, n. 5, p. 464-5, 1983.

KOHN, A. F. Autocorrelation and cross-correlation methods. In: (Ed.). **Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering**. New Jersey.: John Wiley & Sons, 2006. ISBN 9780471740360.

KRAKAUER, J. W. Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. **Current Opinion in Neurology**, v. 19, n. 1, p. 84-90, Feb 2006.

KRAKAUER, J. W.; GHILARDI, M. F.; GHEZ, C. Independent learning of internal models for kinematic and dynamic control of reaching. **Nature Neuroscience**, v. 2, n. 11, p. 1026-31, Nov 1999.

KRISHNAMOORTHY, V.; SLIJPER, H.; LATASH, M. L. Effects of different types of light touch on postural sway. **Experimental Brain Research**, v. 147, n. 1, p. 71-9, 2002.

KWAKKEL, G.; KOLLEN, B.; LINDEMAN, E. Understanding the pattern of functional recovery after stroke: facts and theories. **Restorative Neurology and Neuroscience**, v. 22, n. 3-5, p. 281-99, 2004.

LAFOND, D.; DUARTE, M.; PRINCE, F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. **Journal of biomechanics**, v. 37, n. 9, p. 1421-6, Sep 2004.

LAUFER, Y. et al. Standing balance and functional recovery of patients with right and left hemiparesis in the early stages of rehabilitation. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 17, n. 4, p. 207-13, 2003.

LEE, W. A.; DEMING, L.; SAHGAL, V. Quantitative and clinical measures of static standing balance in hemiparetic and normal subjects. **Physical Therapy**, v. 68, n. 6, p. 970-6, Jun 1988.

LIN, C. H. et al. Contextual interference effect: elaborative processing or forgetting-reconstruction? A post hoc analysis of transcranial magnetic stimulation-induced effects on motor learning. **Journal of Motor Behavior**, v. 40, n. 6, p. 578-86, Nov 2008.

LIN, S. I.; HSU, L. J.; WANG, H. C. Effects of ankle proprioceptive interference on locomotion after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 6, p. 1027-33, Jun 2012.

LU, C. L. et al. Influences of cane length on the stability of stroke patients. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 34, n. 1, p. 91-100, Jan 1997.

LYNCH, E. A. et al. Sensory retraining of the lower limb after acute stroke: a randomized controlled pilot trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 9, p. 1101-7, Sep 2007.

MAGILL, R. A.; HALL, K. G. A review of the contextual interference effect in motor skill acquisition. **Human Movement Science**, v. 9, p. 241-289, 1990.

MANOR, B. et al. Altered control of postural sway following cerebral infarction: a cross-sectional analysis. **Neurology**, v. 74, n. 6, p. 458-64, 2010.

MARIGOLD, D. S.; ENG, J. J. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. **Gait and Posture**, v. 23, n. 2, p. 249-55, 2006.

MARIGOLD, D. S. et al. Contribution of muscle strength and integration of afferent input to postural instability in persons with stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 18, n. 4, p. 222-9, Dec 2004.

MARTINELLI, A. R. et al. Light touch modulates balance recovery following perturbation: from fast response to stance restabilization. **Experimental Brain Research**, v. 233, n. 5, p. 1399-1408, May 2015.

MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. **Progress in Neurobiology**, v. 38, n. 1, p. 35-56, 1992.

MAURER, C. et al. Vestibular, visual, and somatosensory contributions to human control of upright stance. **Neuroscience Letters**, v. 281, n. 2-3, p. 99-102, Mar 10 2000.

MAURER, C.; MERGNER, T.; PETERKA, R. J. Multisensory control of human upright stance. **Experimental Brain Research**, v. 171, n. 2, p. 231-50, May 2006.

MCCOLLUM, G.; SHUPERT, C. L.; NASHNER, L. M. Organizing sensory information for postural control in altered sensory environments. **Journal of Theoretical Biology**, v. 180, n. 3, p. 257-70, 1996.

METZ, G. A.; ANTONOW-SCHLORKE, I.; WITTE, O. W. Motor improvements after focal cortical ischemia in adult rats are mediated by compensatory mechanisms. **Behavioural Brain Research**, v. 162, n. 1, p. 71-82, Jul 1 2005.

MOCHIZUKI, G. et al. Cortical responses associated with the preparation and reaction to full-body perturbations to upright stability. **Clinical Neurophysiology** v. 119, n. 7, p. 1626-37, 2008.

NASHNER, L. M. Adapting reflexes controlling the human posture. **Experimental Brain Research**, v. 26, n. 1, p. 59-72, Aug 27 1976.

NG, S. S.; HUI-CHAN, C. W. The timed up & go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86, n. 8, p. 1641-7, Aug 2005.

NICHOLS, D. S. Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. **Physical Therapy**, v. 77, n. 5, p. 553-8, May 1997.

NUDO, R. J.; PLAUTZ, E. J.; FROST, S. B. Role of adaptive plasticity in recovery of function after damage to motor cortex. **Muscle Nerve**, v. 24, n. 8, p. 1000-19, Aug 2001.

NUDO, R. J. et al. Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct. **Science**, v. 272, n. 5269, p. 1791-4, Jun 21 1996.

OIE, K. S.; KIEMEL, T.; JEKA, J. J. Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. **Cognitive Brain Research**, v. 14, n. 1, p. 164-76, Jun 2002.

OLIVEIRA, C. B. et al. Abnormal sensory integration affects balance control in hemiparetic patients within the first year after stroke. **Clinics (Sao Paulo)**, v. 66, n. 12, p. 2043-8, 2011.

PARSONS, L. M. et al. Lateral cerebellar hemispheres actively support sensory acquisition and discrimination rather than motor control. **Learning & Memory**, v. 4, n. 1, p. 49-62, 1997.

PERENNOU, D. A. et al. The polymodal sensory cortex is crucial for controlling lateral postural stability: evidence from stroke patients. **Brain Research Bulletin**, v. 53, n. 3, p. 359-65, 2000.

PEURALA, S. H. et al. Postural instability in patients with chronic stroke. **Restorative Neurology and Neuroscience**, v. 25, n. 2, p. 101-8, 2007.

PLAUTZ, E. J.; MILLIKEN, G. W.; NUDO, R. J. Effects of repetitive motor training on movement representations in adult squirrel monkeys: role of use versus learning. **Neurobiology of Learning and Memory**, v. 74, n. 1, p. 27-55, Jul 2000.

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 39, n. 2, p. 142-8, 1991.

PRECHT, W. Vestibular mechanisms. **Annual Review of Neuroscience**, v. 2, p. 265-89, 1979.

REDFERN, M. S. et al. Attention influences sensory integration for postural control in older adults. **Gait and Posture**, v. 14, n. 3, p. 211-6, Dec 2001.

RODE, G.; TILIKET, C.; BOISSON, D. Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine.**, v. 29, n. 1, p. 11-6, 1997.

SACKLEY, C. M. Falls, sway, and symmetry of weight-bearing after stroke. **International Disability Studies**, v. 13, n. 1, p. 1-4, Jan-Mar 1991.

SCHMIDT, R. A.; LEE, T. D. et al. **Motor control and learning: a behavioral emphasis.** 3rd ed. Champaign: Human Kinetics, 1999.

SEKIYA, H. et al. The contextual interference effect for skill variations from the same and different generalized motor programs. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 65, n. 4, p. 330-8, Dec 1994.

SERGIO, L. E.; KALASKA, J. F. Systematic changes in motor cortex cell activity with arm posture during directional isometric force generation. **Journal of Neurophysiology**, v. 89, n. 1, p. 212-28, Jan 2003.

SHEA, C. H.; KOHL, R.; INDERMILL, C. Contextual interference: contributions of practice. **Acta Psychologica** v. 73, p. 145-157, 1989.

SHEA, C. H.; KOHL, R. M. Composition of practice: influence on the retention of motor skills. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 62, n. 2, p. 187-95, Jun 1991.

SHUMWAY-COOK, A.; ANSON, D.; HALLER, S. Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 69, n. 6, p. 395-400, 1988.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Motor control: theory and practical applications.** 2. Philadelphia: 2001.

SHUPERT, C. et al. Automatic responses to head/neck perturbations. In: BRANDT, T.; PAULUS, W., et al (Ed.). **Disorders of Posture and Gait.** New York, 1990. p.177-180.

SINGER, J. C. et al. The effect of post-stroke lower-limb spasticity on the control of standing balance: Inter-limb spatial and temporal synchronisation of centres of pressure. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 28, n. 8, p. 921-6, Oct 2013.

SINKJAER, T.; MAGNUSSEN, I. Passive, intrinsic and reflex-mediated stiffness in the ankle extensors of hemiparetic patients. **Brain**, v. 117 (Pt 2), p. 355-63, Apr 1994.

SLIJPER, H. et al. Task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individuals with hemiparesis. **Clinical Neurophysiology**, v. 113, n. 5, p. 642-55, May 2002.

SMANIA, N. et al. Rehabilitation of sensorimotor integration deficits in balance impairment of patients with stroke hemiparesis: a before/after pilot study. **Neurological Sciences**, v. 29, n. 5, p. 313-9, Oct 2008.

SOZZI, S. et al. Sensorimotor integration during stance: processing time of active or passive addition or withdrawal of visual or haptic information. **Neuroscience**, v. 212, p. 59-76, Jun 14 2012.

SPINAZZOLA, L.; CUBELLI, R.; DELLA SALA, S. Impairments of trunk movements following left or right hemisphere lesions: dissociation between apraxic errors and postural instability. **Brain**, v. 126, n. Pt 12, p. 2656-66, 2003.

STERZI, R. et al. Hemianopia, hemianaesthesia, and hemiplegia after right and left hemisphere damage. A hemispheric difference. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 56, n. 3, p. 308-10, Mar 1993.

STEVENSON, T. J.; GARLAND, S. J. Standing balance during internally produced perturbations in subjects with hemiplegia: validation of the balance scale. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 77, n. 7, p. 656-62, Jul 1996.

STREEPEY, J. W.; ANGULO-KINZLER, R. M. The role of task difficulty in the control of dynamic balance in children and adults. **Human Movement Science**, v. 21, n. 4, p. 423-38, Oct 2002.

THILMANN, A. F.; FELLOWS, S. J.; ROSS, H. F. Biomechanical changes at the ankle joint after stroke. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 54, n. 2, p. 134-9, Feb 1991.

THOMPSON, C.; BELANGER, M.; FUNG, J. Effects of plantar cutaneo-muscular and tendon vibration on posture and balance during quiet and perturbed stance. **Human Movement Science**, v. 30, n. 2, p. 153-171, Apr 2011.

TING, L. H.; MCKAY, J. L. Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. **Current Opinion in Neurobiology**, v. 17, n. 6, p. 622-8, Dec 2007.

TYSON, S. F. et al. Balance disability after stroke. **Physical Therapy**, v. 86, n. 1, p. 30-8, 2006.

USTINOVA, K. I. et al. Impairment of learning the voluntary control of posture in patients with cortical lesions of different locations: the cortical mechanisms of pose regulation. **Neuroscience and Behavioral Physiology**, v. 31, n. 3, p. 259-67, 2001.

VATTANASILP, W.; ADA, L.; CROSBIE, J. Contribution of thixotropy, spasticity, and contracture to ankle stiffness after stroke. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 69, n. 1, p. 34-9, Jul 2000.

WEERDESTeyN, V. et al. Falls in individuals with stroke. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 45, n. 8, p. 1195-213, 2008.

WHITEHOUSE, A. J.; BISHOP, D. V. Hemispheric division of function is the result of independent probabilistic biases. **Neuropsychologia**, v. 47, n. 8-9, p. 1938-43, Jul 2009.

WILSON, J. T. et al. Improving the assessment of outcomes in stroke: use of a structured interview to assign grades on the modified Rankin Scale. **Stroke**, v. 33, n. 9, p. 2243-6, Sep 2002.

WINTER, D. A. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. In: PRESS, U. O. W. (Ed.). **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. Ontario, 1991. p.62.

WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY-COOK, A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. **Gait and Posture**, v. 16, n. 1, p. 1-14, Aug 2002.

YELNIK, A. P. et al. Rehabilitation of balance after stroke with multisensorial training: a single-blind randomized controlled study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 22, n. 5, p. 468-76, Sep-Oct 2008.

ANEXOS

ANEXO 1 – Escalas clínicas para avaliação preliminar

A) Tabela de referência para teste de estesiometria com monofilamentos Semmes-Weinstein.

Efetue a avaliação na seqüência abaixo listada, documentando a 1ª resposta afirmativa em cada local testado.

A Primeira Resposta é ao Filamento da cor:		INTERPRETAÇÃO	Código para Mapeamento:
Verde: (Nominal: 0,05g)	Sensibilidade "Normal" para mão e pé.	Bolinha Verde

Azul: (Nominal: 0,2g)	Sensibilidade diminuída na mão, com dificuldade quanto à discriminação fina. (dentro do "normal" para o pé).	Bolinha Azul

Violeta: (Nominal: 2,0g)	Sensibilidade protetora para a mão diminuída, permanecendo o suficiente para prevenir lesões. Dificuldades com a discriminação de forma e temperatura.	Bolinha Roxa

Vermelho Escuro: (Nominal: 4,0g)	Perda da sensação protetora para a mão, e as vezes, para o pé. Vulnerável a lesões. Perda da discriminação quente/frio.	Bolinha Vermelha

Laranja: (Nominal: 10,0g)	Perda da sensação protetora para o pé, ainda podendo sentir pressão profunda e dor.	Círculo Vermelho com "X"

Vermelho Magenta: (Nominal: 300g)	Sensibilidade à pressão profunda, podendo ainda sentir dor.	Círculo Vermelho

Nenhuma resposta:	Perda de sensibilidade à pressão profunda, normalmente não podendo sentir dor.	Bolinha Preta

B) Escala de Rankin Modificada (ERM)

A EMR foi utilizada como critério de inclusão para avaliação da capacidade funcional dos participantes pós-AVE. Esta escala avalia o grau de capacidade funcional, apresenta uma graduação que varia de zero a 5 pontos, em que zero representa a ausência de sintomas e 5 pontos uma incapacidade grave.

0.	Sem nenhum sintoma
1.	Sem incapacidade significativa apesar de sintomas: pode fazer todas as atividades habituais.
2.	Pequena incapacidade: Incapaz de fazer todas as atividades habituais prévias, mas capaz de se cuidar sem ajuda.
3.	Moderada incapacidade: Necessita de alguma ajuda, mas anda sozinho.
4.	Moderada incapacidade: Incapaz de andar sozinho e de realizar higiene corporal sem ajuda.
5.	Grave incapacidade: Acamado, incontinente e necessita de cuidados consta de enfermagem.
6.	Óbito

C) Mini Exame do Estado Mental (MEEM)

O MEEM foi utilizado como critério de exclusão para os participantes pós-AVE e do grupo controle. Esta avaliação representa uma medida quantitativa do estado cognitivo de participantes adultos e foi corrigida de acordo com o nível de escolaridade dos participantes. As habilidades avaliadas são orientação temporal, espacial, registro de informação, atenção e cálculo, memória de curto prazo, linguagem e capacidade construtiva visual. A pontuação varia de zero a 30 pontos, sendo que cada resposta correta equivale a 1 ponto. A pontuação mínima exigida para participação neste estudo foi de 13 pontos para analfabetos, 18 pontos para participantes de baixa e média escolaridade e 26 pontos para alta escolaridade. O teste está exposto abaixo.

Orientação temporal (5 pontos)	Qual a hora aproximada?
	Em que dia da semana estamos?
	Que dia do mês é hoje?
	Em que mês estamos?
	Em que ano estamos?
Orientação espacial (5 pontos)	Em que local estamos?
	Que local é este aqui?
	Em que bairro nós estamos ou qual é o endereço daqui?
	Em que cidade nós estamos?
Registro (3 pontos)	Repetir: CARRO, VASO, TIJOLO
Atenção e cálculo (5 pontos)	Subtrair: $100-7 = 93-7 = 86-7 = 79-7 = 72-7 = 65$
Memória de evocação (3 pontos)	Quais os três objetos perguntados anteriormente?
Nomear 2 objetos (2 pontos)	Relógio e caneta
REPETIR (1 ponto)	“Nem aqui, nem ali, nem lá”
Comando de estágios (3 pontos)	Apanhe esta folha de papel com a mão direita, dobre-a ao meio e coloque-a no chão
Escrever uma frase completa (1 ponto)	Escrever uma frase que tenha sentido
Ler e executar (1 ponto)	Feche seus olhos
Copiar diagrama (1 ponto)	Copiar dois pentágonos com interseção

D) Escala de Ashworth Modificada (EAM)

A EAM foi utilizada como critério de exclusão para participantes pós-AVE para avaliação de espasticidade em membros inferiores, caracterizada pelo aumento do tônus muscular durante movimentação passiva. A graduação da escala é de acordo com o aumento do tônus muscular e varia de 0 a 4 pontos, e apresenta o acréscimo da pontuação 1+, em que zero indica tônus muscular normal e 4 pontos representa partes rígidas em flexão ou extensão.

Grau	Observação clínica		
0	Tônus normal.		
1	Aumento do tônus no início ou no final do arco de movimento.		
1+	Aumento do tônus em menos da metade do arco de movimento, manifestado por tensão abrupta e seguido por resistência mínima.		
2	Aumento do tônus em mais da metade do arco de movimento.		
3	Partes em flexão ou extensão e movidos com dificuldade.	Adutores de quadril	
		Extensores de joelho	
		Flexores de joelho	
4	Partes rígidas em flexão ou extensão.	Plantiflexores	

E) Sub-escalas de membros inferiores e equilíbrio do teste de Fugl-Meyer

A escala de Fugl-Meyer (EFM) para membros inferiores foi utilizada nos participantes pós-AVE para avaliação geral da função motora e da sensibilidade. A avaliação da função motora mensura motricidade reflexa, sinergias, movimentos com e sem sinergias, e a coordenação e velocidade de movimento. A sensibilidade é avaliada através da exterocepção e da propriocepção. A EFM para membros inferiores foi realizada juntamente com a sub-escala de equilíbrio de Fugl-Meyer (SEE-FM). A SEE-FM avalia o equilíbrio corporal desde a posição sentada até o equilíbrio corporal durante a postura ortostática em apoio unipodal. Cada item das escalas é pontuado numa escala ordinal de zero a 2 pontos, onde zero indica que a função não pode ser realizada, 1 ponto indica que a função pode ser realizada parcialmente e 2 pontos representa a realização completa da função. A pontuação máxima que pode ser obtida na avaliação da função motora é de 34 pontos, de sensibilidade é de 12 pontos e de equilíbrio corporal é de 14 pontos. A pontuação total que pode ser obtida através da somatória individual da avaliação da função motora, da sensibilidade e de equilíbrio corporal é de 60 pontos.

Sub-escala de membros-inferiores do teste de Fugl-Meyer

Sensibilidade:

– Exterocepção: coxa e sola do pé ()

0 – anestesia 1 – hipoestesia/ disestesia 2 – normal

– Propriocepção: quadril, joelho, tornozelo e hálux ()

0 – nenhuma resposta correta (ausência de sensação)

1 – ¾ das respostas é correta, mas há diferença entre o lado não afetado

2 – todas as respostas são corretas

Função motora membro inferior:

Motricidade Reflexa

A) Aquiles () B) Patelar ()

0 – sem atividade reflexa

2 – atividade reflexa pode ser avaliada

Motricidade reflexa:

Patelar e aquileu / adutor ()

0 – 2 ou 3 reflexos estão marcadamente hiperativos

1 – 1 reflexo esta hiperativo ou 2 estão vivos

2 – não mais que 1 reflexo esta vivo

2 – Sinergia flexora:

flexão quadril, joelho e dorsiflexão (decúbito dorsal) ()

0 – tarefa não pode ser realizada completamente

1 – tarefa pode ser realizada parcialmente

2 – tarefa é realizada perfeitamente

3 – Sinergia extensora: extensão de quadril, adução de quadril, extensão de joelho, flexão plantar ()

4 – Movimento com e sem sinergias:

a) a partir de leve extensão de joelho, realizar uma flexão de joelho além de 90° (sentado) ()

b) Dorsiflexão de tornozelo (sentado)()

c) Quadril a 0°, realizar a flexão de joelho maior que 90° (em pé) ()

d) Dorsiflexão do tornozelo (em pé) ()

a) 0 – sem movimento ativo

1 – o joelho pode ativamente ser fletido até 90°

2 – o joelho pode ser fletido além de 90°

b) 0 – tarefa não pode ser realizada completamente

1 – tarefa pode ser realizada parcialmente

2 – tarefa é realizada perfeitamente

c) 0 – o joelho não pode ser fletido se o quadril não é fletido simultaneamente

1 – inicia flexão de joelho sem flexão do quadril, porém não atinge os 90° de flexão de joelho ou ocorre flexão do quadril durante o término do movimento.

2 – a tarefa é realizada completamente

d) 0 – tarefa não pode ser realizada completamente

1 – tarefa pode ser realizada parcialmente

2 – tarefa é realizada perfeitamente

Coordenação./ Velocidade MI:

a) Tremor () b) Dismetria () c) Velocidade: calcanhar-joelho 5 vez ()

Pontuação

a) 0 – tremor marcante/ 1 – tremor leve/ 2 – sem tremor

b) 0 – dismetria marcante/ 1 – dismetria leve/ 2 – sem dismetria

c) 0 – 6 seg. mais lento que o lado não afetado/ 1 – 2 a 5 seg. mais lento que o lado afetado/ 2 – menos de 2 segundos de diferença

Sub-escala de equilíbrio do teste de Fugl-Meyer

- a) Sentado sem apoio e com os pés suspensos ()
- b) Reação de pára-quedas no lado não afetado ()
- c) Reação de pára-quedas no lado afetado ()
- d) Manter-se em pé com apoio ()
- e) Manter-se em pé sem apoio ()
- f) Apoio único sobre o lado não afetado ()
- g) Apoio único sobre o lado afetado ()

Pontuação

- a) 0 – não consegue se manter sentado sem apoio/ 1 – permanece sentado sem apoio por pouco tempo/ 2 – permanece sentado sem apoio por pelo menos 5 minutos e regula a postura do corpo em relação à gravidade
- b) 0 – não ocorre abdução de ombro, extensão de cotovelo para evitar a queda/ 1 – reação de pára-quedas parcial/ 2 – reação de pára-quedas normal
- c) idem ao b)
- d) 0 – não consegue ficar de pé/ 1 – de pé com apoio máximo de outros/ 2 – de pé com apoio mínimo por 1 min
- e) 0 – não consegue ficar de pé sem apoio/ 1 – pode permanecer em pé por 1 min e sem oscilação, ou por mais tempo, porém com alguma oscilação/ 2 – bom equilíbrio, pode manter o equilíbrio por mais que 1 minuto com segurança
- f) 0 – a posição não pode ser mantida por mais que 1 ou 2 segundos (oscilação)/ 1 – consegue permanecer em pé, com equilíbrio, por 4 a 9 segundos/ 2 – pode manter o equilíbrio nesta posição por mais que 10 segundos
- g) 0 – a posição não pode ser mantida por mais que 1-2 segundos (oscilação)
 1 – consegue permanecer em pé, com equilíbrio, por 4 a 9 segundos
 2 – pode manter o equilíbrio nesta posição por mais que 10 segundos

ANEXO 2 – Escala de Equilíbrio de Berg (EEB)

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. Um banquinho ou uma escada (com degraus de altura padrão) 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 número 3. Continue com o item número 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 estendidos 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
- () Escore total (Máximo = 56)

ANEXO 3 – Sequência de exercícios de equilíbrio realizados nos grupos restrição e integral

Sequência 1

Em dupla alcançar a mão de sua dupla à frente, apenas com flexão de tronco.

Em dupla alcançar a mão de sua dupla lateralmente, apenas com flexão de tronco.

Em grupo os participantes foram instruídos a realizar uma fila, o participante da frente teve que passar a bola para o participante de trás, apenas com rotação do tronco, estando sua base fixa ao solo, sem rotação de quadril. Ao chegar ao último participante a bola teve que voltar até o primeiro participante, passando por cima da cabeça. Um novo ciclo foi realizado ao chegar ao primeiro participante novamente. Este teve que passar a bola para o participante de trás entre as pernas, realizando flexão de tronco.

Os participantes foram orientados a segurar um bastão a sua frente e realizaram movimentos de flexão e extensão de quadril e movimentos de flexão plantar e dorsiflexão.

Os participantes chutaram a bola um para o outro a sua frente em distâncias variadas, realizando flexão de quadril e joelho.

Sequência 2

Em dupla foi realizado transferência de cargas nos planos sagital e frontal do corpo, sendo que um dos participantes estava sentado e o outro em pé, estando o participante sentado à frente e lateralmente ao outro participante. Os mesmos tiveram que passar bolas com pesos graduados um para o outro. Posteriormente a posição dos participantes foi invertida.

Os participantes foram instruídos a andar com um pé na frente do outro sobre uma corda colocada em linha reta no chão.

Foram realizadas tarefas de mudança da base de suporte com comando verbal dado pelo experimentador, fazendo os mesmos realizarem abertura e fechamento das pernas, com redução da base de suporte.

Os participantes foram instruídos a segurar um bastão à sua frente e então realizaram apoio unipodal com ambas as pernas.

Os participantes tiveram que ultrapassar obstáculos à sua frente, em um circuito feito com bambolês, bastões, steps de diferentes alturas.

Os participantes realizaram atividades com diversos ritmos, usando músicas.

ANEXO 4 – Valores da análise estatística (ANOVAS) do Experimento 1

A) Variáveis relativas à postura quieta.

	Desl.		Desl.		Vel.		Vel.		Vel.		Vel.	
	CP		CM		CP _{ap}		CP _{ml}		CM _{ap}		CM _{ml}	
	F(1,19)	p	F(1,19)	p	F(1,19)	p	F(1,18)	p	F(1,19)	p	F(1,19)	p
G	0,02	0,89	1,45	0,24	0,69	0,42	1,21	0,29	0,13	0,72	0,001	0,96
T	61,54	0,001	48,02	0,001	58,38	0,001	32,37	0,001	23,20	0,001	73,20	0,001
T*G	2,54	0,13	1,79	0,20	0,06	0,81	0,06	0,80	0,29	0,59	0,12	0,73
V	43,79	0,001	50,82	0,001	46,25	0,001	20,90	0,001	21,54	0,001	57,95	0,001
V*G	4,31	0,05	5,32	0,03	3,85	0,07	0,19	0,67	0,50	0,49	12,45	0,001
T*V	5,91	0,03	6,28	0,02	9,40	0,01	0,001	0,98	0,45	0,51	6,00	0,02
T*V*G	0,001	0,99	0,49	0,49	0,51	0,48	0,18	0,68	2,67	0,12	0,09	0,77

G, grupo; T, toque; V, visão

B) Variáveis relativas à postura quieta.

	RMS CP _{ap}		RMS CP _{ml}		RMS CM _{ap}		RMS CM _{ml}	
	F(1,19)	p	F(1,19)	p	F(1,19)	p	F(1,19)	p
G	0,31	0,58	7,77	0,01	0,07	0,79	2,09	0,16
T	118,20	0,001	35,43	0,001	48,28	0,001	22,59	0,001
T*G	0,18	0,68	2,22	0,15	0,001	0,96	0,40	0,54
V	9,92	0,01	0,16	0,70	1,37	0,26	0,50	0,49
V*G	0,23	0,64	0,60	0,45	0,07	0,80	0,40	0,54
T*V	2,24	0,15	0,43	0,52	0,33	0,57	1,17	0,29
T*V*G	2,59	0,12	0,20	0,66	2,53	0,13	0,28	0,60

G, grupo; T, toque; V, visão

C) Variáveis relativas à postura perturbada.

	Amp. CP _{ap}		Vel. CP _{ap}		Amp. CM _{ap}		Vel. CM _{ap}	
	F(1,18)	p	F(1,18)	P	F(1,16)	p	F(1,15)	p
G	6,50	0,02	14,30	0,001	3,20	0,09	8,52	0,01
T	4,18	0,05	29,34	0,001	5,17	0,04	2,69	0,12
T*G	0,45	0,51	0,01	0,94	4,08	0,06	3,36	0,09
V	1,27	0,28	4,77	0,04	0,26	0,62	3,26	0,09
V*G	4,59	0,05	6,01	0,02	1,86	0,19	0,10	0,76
T*V	1,34	0,26	0,01	0,92	0,43	0,52	8,33	0,01
T*V*G	2,35	0,14	0,39	0,54	1,60	0,22	0,001	0,97

G, grupo; T, toque; V, visão

D) Variáveis relativas à postura perturbada.

	Lat. CP		Rev. CP		Lat. CM		Rev. CM	
	F(1,18)	p	F(1,18)	P	F(1,15)	p	F(1,15)	p
G	3,93	0,06	2,11	0,16	4,66	0,05	0,12	0,73
T	0,23	0,64	3,54	0,08	1,98	0,18	2,37	0,14
T*G	0,23	0,64	1,13	0,3	0,04	0,84	0,22	0,64
V	0,001	0,98	6,14	0,02	2,40	0,14	0,001	0,97
V*G	0,04	0,85	0,31	0,59	0,71	0,41	0,27	0,61
T*V	0,30	0,59	0,11	0,74	0,19	0,67	0,20	0,66
T*V*G	0,79	0,39	0,02	0,88	1,18	0,29	0,01	0,94

G, grupo; T, toque; V, visão

E) Variáveis relativas à postura perturbada.

	Lat.GM		Mag.GM		Lat.BF		Mag.BF	
	F(1,15)	p	F(1,15)	P	F(1,12)	p	F(1,12)	p
G	1,10	0,31	0,24	0,63	0,22	0,65	0,001	0,99
T	0,82	0,38	4,75	0,04	2,47	0,14	1,73	0,21
T*G	0,78	0,39	0,34	0,57	0,75	0,40	0,24	0,63
V	0,93	0,35	1,16	0,30	1,17	0,30	0,46	0,51
V*G	0,19	0,67	4,36	0,05	0,14	0,71	1,51	0,24
T*V	1,29	0,28	0,05	0,82	2,61	0,13	0,96	0,35
T*V*G	0,23	0,64	1,53	0,23	0,01	0,92	0,36	0,56

G, grupo; T, toque; V, visão

F) Variáveis relativas à postura perturbada.

	Tornozelo		Quadril		Des. tronco		Vel. tronco	
	F(1,12)	p	F(1,10)	P	F(1,18)	p	F(1,18)	p
G	6,29	0,03	0,12	0,74	0,17	0,68	1,13	0,30
T	2,04	0,18	0,81	0,39	2,55	0,13	0,001	0,97
T*G	5,63	0,04	0,02	0,91	3,89	0,06	3,41	0,08
V	0,001	0,97	0,27	0,61	8,13	0,01	0,23	0,64
V*G	0,87	0,37	1,35	0,27	0,05	0,82	0,42	0,53
T*V	2,24	0,16	0,001	0,97	1,44	0,25	0,95	0,34
T*V*G	1,90	0,19	1,20	0,30	0,14	0,71	4,25	0,05

G, grupo; T, toque; V, visão

ANEXO 5 – Valores da análise estatística (ANOVAS) do Experimento 2

A) Variáveis relativas à postura quieta em superfície rígida.

	Desl. CP		Desl. CM		Vel. CP _{ap}		Vel. CP _{ml}		Vel. CM _{ap}		Vel. CM _{ml}	
	F(1,16)	p	F(1,16)	p	F(1,15)	p	F(1,15)	p	F(1,16)	p	F(1,16)	p
G	1,82	0,20	4,01	0,06	3,16	0,10	0,21	0,65	4,85	0,04	4,48	0,05
T	0,54	0,59	0,13	0,88	0,60	0,56	0,49	0,62	0,38	0,68	0,32	0,73
T*G	2,41	0,11	2,31	0,12	2,24	0,12	0,61	0,55	1,44	0,25	4,05	0,03
V	34,80	0,001	44,45	0,001	28,10	0,001	18,14	0,001	69,63	0,001	44,36	0,001
V*G	2,71	0,12	2,67	0,12	2,63	0,13	2,30	0,15	5,37	0,03	4,71	0,05
T*V	0,11	0,90	0,18	0,83	0,06	0,94	0,08	0,92	0,36	0,70	0,06	0,94
T*V*G	1,02	0,37	1,24	0,30	1,16	0,33	0,20	0,82	0,50	0,61	3,33	0,05

G, grupo; T, teste; V, visão

B) Variáveis relativas à postura quieta em superfície rígida.

	RMS CP _{ap}		RMS CP _{ml}		RMS CM _{ap}		RMS CM _{ml}	
	F(1,15)	p	F(1,15)	p	F(1,16)	p	F(1,16)	p
G	3,79	0,07	1,34	0,26	2,23	0,15	3,09	0,10
T	1,00	0,38	0,94	0,40	2,84	0,07	1,44	0,25
T*G	1,25	0,30	0,14	0,87	1,03	0,37	1,73	0,19
V	20,85	0,001	1,75	0,21	7,14	0,02	16,82	0,001
V*G	2,29	0,15	0,09	0,77	0,11	0,74	1,06	0,32
T*V	0,31	0,73	0,90	0,42	0,17	0,85	0,14	0,87
T*V*G	0,61	0,55	0,10	0,86	1,85	0,17	0,90	0,42

G, grupo; T, teste; V, visão

C) Variáveis relativas à postura quieta em superfície maleável.

	Desl.		Desl.		Vel.		Vel.		Vel.		Vel.	
	CP		CM		CP _{ap}		CP _{ml}		CM _{ap}		CM _{ml}	
	F(1,15)	p	F(1,15)	P	F(1,14)	p	F(1,14)	p	F(1,15)	p	F(1,15)	p
G	4,42	0,05	4,18	0,06	7,12	0,02	2,45	0,14	1,60	0,23	5,45	0,03
T	2,10	0,14	1,34	0,28	1,43	0,26	1,80	0,18	0,26	0,77	1,95	0,16
T*G	6,48	0,001	3,21	0,05	3,52	0,04	4,26	0,02	3,35	0,05	2,31	0,12
V	67,38	0,001	74,11	0,001	52,92	0,001	27,97	0,001	68,01	0,001	67,91	0,001
V*G	2,19	0,16	2,55	0,13	2,58	0,13	1,81	0,20	1,78	0,20	2,48	0,14
T*V	0,11	0,89	0,39	0,68	0,41	0,67	0,26	0,77	0,47	0,63	0,43	0,66
T*V*G	2,93	0,07	1,60	0,22	1,70	0,20	0,70	0,50	2,13	0,14	1,17	0,32

G, grupo; T, teste; V, visão

D) Variáveis relativas à postura quieta em superfície maleável.

	RMS CP _{ap}		RMS CP _{ml}		RMS CM _{ap}		RMS CM _{ml}	
	F(1,15)	p	F(1,15)	p	F(1,15)	p	F(1,15)	p
G	1,26	0,28	1,92	0,19	0,15	0,71	0,61	0,45
T	0,12	0,89	0,02	0,98	0,67	0,52	0,26	0,77
T*G	2,21	0,13	4,40	0,02	1,70	0,20	1,82	0,18
V	44,74	0,001	8,91	0,01	28,98	0,001	45,66	0,001
V*G	1,92	0,19	0,14	0,71	0,83	0,38	1,97	0,18
T*V	0,56	0,58	0,19	0,83	0,42	0,66	1,23	0,31
T*V*G	0,53	0,59	1,70	0,20	1,35	0,28	1,34	0,28

G, grupo; T, teste; V, visão

E) Variáveis relativas à postura perturbada.

	Amp. CP _{ap}		Vel. CP _{ap}		Amp. CM _{ap}		Vel. CM _{ap}	
	F(1,16)	p	F(1,16)	P	F(1,16)	p	F(1,16)	p
G	4,15	0,06	0,43	0,52	1,83	0,19	0,46	0,51
T	3,83	0,03	4,00	0,03	2,64	0,09	0,78	0,47
T*G	1,13	0,34	0,11	0,90	0,09	0,91	0,76	0,47
V	3,70	0,07	3,18	0,09	0,90	0,36	2,24	0,15
V*G	1,15	0,30	0,06	0,81	0,08	0,78	3,11	0,10
T*V	1,14	0,33	0,45	0,64	0,48	0,62	1,94	0,16
T*V*G	2,17	0,13	1,30	0,29	0,02	0,98	2,78	0,08

G, grupo; T, teste; V, visão

F) Variáveis relativas à postura perturbada.

	Lat. CP		Rev. CP		Lat. CM		Rev. CM	
	F(1,15)	p	F(1,16)	P	F(1,16)	p	F(1,16)	p
G	0,15	0,70	0,42	0,53	1,77	0,20	1,16	0,30
T	0,70	0,50	1,34	0,28	0,20	0,82	1,67	0,20
T*G	0,30	0,74	0,24	0,79	1,11	0,34	1,08	0,35
V	7,44	0,01	3,64	0,07	1,42	0,25	0,20	0,66
V*G	6,09	0,03	0,06	0,80	0,001	0,99	3,94	0,07
T*V	0,22	0,80	0,87	0,43	0,85	0,44	2,31	0,12
T*V*G	0,78	0,47	0,96	0,39	0,68	0,51	0,14	0,87

G, grupo; T, teste; V, visão

G) Variáveis relativas à postura perturbada.

	Lat.GM		Mag.GM		Lat.BF		Mag.BF	
	F(1,8)	p	F(1,7)	P	F(1,5)	p	F(1,4)	p
G	4,93	0,06	3,45	0,11	0,45	0,53	1,22	0,33
T	1,69	0,22	2,84	0,10	1,50	0,27	0,27	0,77
T*G	1,82	0,19	0,51	0,61	2,41	0,14	0,20	0,82
P	5,00	0,05	10,55	0,01	6,23	0,05	2,57	0,18
P*G	0,15	0,71	3,11	0,12	0,06	0,82	1,35	0,31
V	0,05	0,82	1,19	0,31	1,87	0,23	0,01	0,95
V*G	0,69	0,43	1,07	0,34	1,79	0,24	0,11	0,76
T*P	0,74	0,49	0,48	0,63	1,97	0,19	0,35	0,72
T*P*G	0,43	0,66	3,41	0,06	3,14	0,09	0,56	0,59
T*V	0,11	0,89	1,36	0,29	1,00	0,40	0,38	0,70
T*V*G	0,37	0,69	0,69	0,52	3,57	0,07	0,20	0,82
P*V	0,01	0,91	0,22	0,65	0,10	0,76	0,35	0,59
P*V*G	2,63	0,14	0,36	0,57	4,45	0,09	0,57	0,49
T*P*V	0,60	0,56	3,70	0,05	1,48	0,27	1,32	0,32
T*P*V*G	0,97	0,40	1,20	0,33	0,18	0,84	1,76	0,23

G, grupo; T, teste; P, perna; V, visão

H) Variáveis relativas à postura perturbada.

	Tornozelo		Quadril		Desl. tronco		Vel. tronco	
	F(1,10)	p	F(1,16)	P	F(1,16)	p	F(1,16)	p
G	0,94	0,35	4,14	0,06	0,08	0,79	6,61	0,02
T	0,07	0,93	2,47	0,10	0,71	0,50	0,49	0,62
T*G	0,24	0,79	3,80	0,03	0,20	0,82	0,37	0,70
V	0,09	0,77	0,79	0,39	0,18	0,68	0,51	0,49
V*G	0,001	0,96	1,02	0,33	2,95	0,11	0,01	0,92
T*V	2,40	0,11	0,82	0,45	0,40	0,67	0,62	0,54
T*V*G	1,70	0,20	2,18	0,13	0,20	0,82	1,96	0,16

G, grupo; T, teste; V, visão