

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

SIMONE MASSANEIRO SILVA

**ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL DE INDIVÍDUOS PÓS-ACIDENTE
VASCULAR ENCEFÁLICO FRENTE A PERTURBAÇÕES DOS SISTEMAS VISUAL E
SOMATOSSENSORIAL**

CURITIBA

2012

SIMONE MASSANEIRO SILVA

**ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL DE INDIVÍDUOS PÓS-ACIDENTE
VASCULAR ENCEFÁLICO FRENTE A PERTURBAÇÕES DOS SISTEMAS VISUAL E
SOMATOSSENSORIAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Elisangela Ferretti Manfra

CURITIBA

2012



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

ATA DA SESSÃO PÚBLICA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE
DA PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 149

Aos 24 dias do fevereiro de 2012 realizou-se a sessão pública de defesa da dissertação: "Análise do Controle Postural de Indivíduos Pós-Acidente Vascular Encefálico Frente a Perturbações dos Sistemas Visual e Somatossensorial", apresentada por *Simone Massaneiro Silva*, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde – Área de Concentração – Bioengenharia perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Dr. Elisângela Ferretti Manfra,
PUCPR (Orientador e presidente)


assinatura

APROVADO
parecer (aprov/ reprov.)

Prof. Dr. Agnelo Denis Vieira,
PUCPR (Examinador)



Aprovado

Prof. Dr. André Luiz Félix Rodackl,
UFPR (Examinador)



APROVADO

Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado APROVADO (aprovado/reprovado), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora. Este resultado está condicionado ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora registradas no Livro de Defesas do Programa.


Prof. Dr. Marcia Regina Cubas,
Coordenadora do PPGTS PUCPR



Dedico esta pesquisa aos meus pais e marido.

A todos que contribuíram para o estudo.

Aos colegas e amigos.

AGRADECIMENTOS

Ao terminar esta pesquisa tenho a certeza de que muitas foram as pessoas que me ajudaram e apoiaram neste projeto. Então agradeço e dedico este trabalho...

Primeiramente a Deus, por ter construído este caminho que foi trilhado, me dando a oportunidade de completar mais esta etapa em minha vida.

A minha Orientadora Prof^a. Dr^a. Elisangela Ferretti Manffra, pela oportunidade concedida, pelos anos de dedicação, pela ajuda, paciência, respeito, por seus ensinamentos, e por tudo mais.

Ao meu marido Diogenes Galdino Morais Silva, por seu amor, amizade, carinho, incentivo, apoio incondicional, e principalmente por sua paciência e por entender meus momentos de ausência.

Aos meus pais, Rosi Lechakoski Massaneiro e João Francisco Massaneiro, e avó, Rita Miccos, pela formação sólida, e pelo incentivo e apoio que me deram em toda a minha vida.

A minha irmã Josiane Massaneiro, sempre parceira, e ao meu irmão Jonas Massaneiro, pela torcida positiva e orações.

A toda equipe do Laboratório de Reabilitação da PUCPR, pela ajuda.

Aos colegas e amigos do mestrado, em especial a Denise Cristina Silva Catai, por estar sempre ao meu lado nos momentos mais difíceis, a Viviane Magas e Daniela Itakura, por todos os momentos que pudemos compartilhar juntas.

Ao Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier, por ceder suas instalações para a coleta de dados.

A toda equipe do CHR, em especial ao Dr. Luiz Antônio Munhoz da Cunha e a Dra. Luciane Cristine Oliveira Valdez, pois foi somente com seu apoio que a realização desta pesquisa se tornou possível. Aos Fisioterapeutas do CHR, que contribuíram imensamente para tudo isso acontecer. E aos membros do Laboratório de Marcha, Dra. Ana Carolina, Dr. Alessandro, Engenheiro Rodrigo, e aos Fisioterapeutas Rauce, Dielise e Alana, por abrirem as portas do laboratório e abraçarem essa pesquisa, tornando sonho em realidade.

Às Fisioterapeutas Ana Paula Massuda, por sua ajuda no recrutamento dos voluntários, e Larissa Rebola Volpi da Silva, por todas as dicas.

Às professoras, Dr^a. Vera Lúcia Israel e Dr^a. Auristela Moser, por suas contribuições na construção deste trabalho.

À PUCPR, pelo apoio financeiro que recebi durante o meu mestrado.

Aos voluntários da pesquisa e acompanhantes. Quero agradecer com muito carinho ao seu desprendimento e a sua paciência em participar desse estudo.

E aos professores que compuseram a banca examinadora da defesa, por suas importantes contribuições!

RESUMO

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) representa um conjunto de alterações neurológicas, secundárias à lesão encefálica. O déficit de equilíbrio é uma das manifestações clínicas que pode ocorrer após a lesão. A principal causa dessa condição é a inadequada interação entre os três sistemas sensoriais: visual, vestibular e somatossensorial, envolvidos no controle postural. O objetivo desse estudo foi analisar os efeitos da exposição a perturbações sensoriais (visual e somatossensorial), sobre o controle postural de indivíduos pós-AVE, na postura ereta quieta. Participaram deste estudo 19 indivíduos com AVE, de ambos os sexos, com idade média de $55,1 \pm 6,7$ anos, estatura média $1,65 \pm 0,09$ cm, e massa corporal média $72,9 \pm 12,3$ kg, que formaram o grupo de indivíduos com AVE (GAVE), e 18 indivíduos hígidos, de ambos os sexos, com idade média de $53,6 \pm 5,9$ anos, estatura média $1,62 \pm 0,07$ cm, e massa corporal média $66,1 \pm 10,2$ kg, que formaram o grupo de indivíduos hígidos (GH). A coleta de dados foi realizada sobre uma plataforma de força, em três condições experimentais: olhos abertos (OA), olhos fechados (OF) e olhos abertos sobre a espuma (E) AIREX® Balance Pad. Cada condição teve duração de 60 segundos. As variáveis posturográficas analisadas em cada condição foram: amplitude de deslocamento RMS do centro de pressão (CP) nas direções médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP), velocidade RMS do CP nas direções ML e AP, trajetória total do CP, Área do CP, e frequência média de oscilação do CP nas direções ML e AP. Os resultados demonstraram que o GAVE apresentou valores significativamente maiores do que o GH, em diversas variáveis posturográficas, nas três condições experimentais avaliadas. Além disso, ambos os grupos apresentaram aumento significativo em diversas variáveis posturográficas, na condição OF em comparação com a condição OA, e na condição E em comparação com as condições OA e OF. Esses resultados sugerem que o GAVE tem maior sensibilidade às perturbações dos sistemas: visual e somatossensorial, do que o GH. No entanto, não foi possível afirmar que o GAVE tem maior dificuldade do que o GH de integrar as informações visuais e somatossensoriais.

Palavras-Chave: Acidente Vascular Encefálico. Controle Postural. Perturbações Sensoriais. Posturografia.

ABSTRACT

The stroke represents a set of neurological changes secondary to brain injury. The balance deficit is one of the clinical manifestations that can occur after injury. The main cause of this condition is the inadequate interaction between the three sensory systems: visual, vestibular and somatosensory systems, involved in postural control. The aim of this study was to analyze the effects of the exposure to sensory perturbations (visual and somatosensory) on postural control, in individuals with stroke, in quiet stance. Participated of the study 19 individuals with stroke, of both sexes, mean age 55.1 ± 6.7 years, mean height 1.65 ± 0.09 cm, and mean weight 72.9 ± 12.3 kg, who formed the group of AVE subjects (GAVE) and 18 healthy individuals of both sexes, mean age 53.6 ± 5.9 years, mean height 1.62 ± 0.07 cm, and mean weight 66.1 ± 10.2 kg, who formed the group of healthy subjects (GH). Data collection was performed on a force platform in three experimental conditions: eyes open (OA), eyes closed (OF) and eyes open on foam (E) AIREX® Balance Pad. Each condition was performed during 60 seconds. The posturographic variables analysed in each condition were: root mean square (RMS) value of amplitude of the displacement of the center of pressure (COP) in mediolateral (ML) and anteroposterior (AP) direction, RMS value of velocity component in the ML and AP direction, the total path, the COP area and average frequency of oscillation of the COP in ML and AP direction. The results demonstrated that the GAVE had significantly higher values than GH in many posturographic variables in the three experimental conditions. Furthermore, both groups increased significantly in many posturographic variables, e.g. in OF condition compared with OA condition, and in E condition compared with OA and OF conditions. These results suggest that GAVE has a higher sensitivity to the perturbations of the visual and somatosensory systems than GH. However, it was not possible to say that GAVE has more difficulties than GH to integrate visual and somatosensory information.

Keywords: Stroke. Postural Control. Sensory Perturbations. Posturography.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Representação da base de suporte e dos limites de estabilidade	16
FIGURA 2 – Diagrama conceitual do sistema de controle postural	18
FIGURA 3 – Canais semicirulares, sáculo e utrículo.....	22
FIGURA 4 – Receptores cutâneos.....	23
FIGURA 5 – Estratégias posturais	26
FIGURA 6 – Etapas da pesquisa	38
FIGURA 7 – Etapas da avaliação posturográfica	41
FIGURA 8 – Marcação da base de suporte.....	41
FIGURA 9 – Padronização do posicionamento dos pés do voluntário.....	42
FIGURA 10 – Realização do FRT sobre a plataforma de força	43
FIGURA 11 – Condições experimentais sobre a plataforma de força.....	44
FIGURA 12 – Espuma visco-elástica.....	45
FIGURA 13 – Tatames em volta da plataforma de força.....	46
FIGURA 14 – Plataforma de força	46
FIGURA 15 – Estabilograma representando a Amplitude de Deslocamento RMS do CP	48
FIGURA 16 – Estabilograma representando a Velocidade de Deslocamento RMS do CP.....	48
FIGURA 17 – Estatocinesigrama representando o Trajetória Total do CP	48
FIGURA 18 – Estatocinesigrama representando Área do CP	49
FIGURA 19 – Espectro representando o Frequência Média da potência do espectro	49
FIGURA 20 – Comparação da Amplitude de Deslocamento RMS do CP, nas direções ML (A) e AP (B), entre as condições experimentais, para o GAVE e GH.....	56
FIGURA 21 – Comparação da Velocidade RMS do CP, nas direções ML (A) e AP (B), entre as condições experimentais, para o GAVE e GH.....	58
FIGURA 22 – Comparação da Trajetória Total do CP, entre as condições experimentais, para o GAVE e GH.....	59

FIGURA 23 – Comparação Área do CP, entre as condições experimentais, para o GAVE e GH..... 60

FIGURA 24 – Comparação da Frequência Média do CP, nas direções ML (A) e AP (B), entre as condições experimentais, para o GAVE e GH..... 61

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Características da amostra	52
TABELA 2 – Características da avaliação clínica da amostra.....	53
TABELA 3 – Características do grupo de indivíduos com AVE	54
TABELA 4 – Correlação: variáveis posturográficas x sensibilidade plantar do GH	63

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP	Ântero-Posterior.
AVE	Acidente Vascular Encefálico.
BS	Base de Suporte.
CE	Condição Experimental.
CG	Centro de Gravidade.
CP	Centro de Pressão.
E	Olhos Abertos Sobre a Espuma.
E.V.A.	Etil Vinil Acetato.
FFT	<i>Fast Fourier Transform.</i>
GAVE	Grupo de Indivíduos com AVE.
GH	Grupo de Indivíduos Hígidos.
CHR	Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier.
IMC	Índice de Massa Corporal.
ML	Médio-Lateral.
OA	Olhos Abertos Sobre a Plataforma de Força.
OF	Olhos Fechados Sobre a Plataforma de Força.
RMS	<i>Root mean Square.</i>
SNC	Sistema Nervoso Central.
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	12
1.1	OBJETIVOS.....	15
1.1.1	Objetivo geral.....	15
1.1.2	Objetivos específicos.....	15
1.2	HIPÓTESES.....	15
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	16
2.1	CONTROLE POSTURAL.....	16
2.1.1	Sistemas sensoriais.....	20
2.1.2	Sistema motor.....	24
2.2	CONTROLE POSTURAL NO AVE.....	27
2.3	INTEGRAÇÃO SENSORIAL NAS PERTURBAÇÕES SENSORIAIS.....	31
2.4	POSTUROGRAFIA.....	33
3	METODOLOGIA.....	35
3.1	PARTICIPANTES.....	35
3.1.1	Crterios de inclusao.....	36
3.1.2	Crterios de exclusao.....	36
3.2	PROCEDIMENTOS.....	37
3.3	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	50
4	RESULTADOS.....	52
4.1	CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA.....	52
4.2	VARIÁVEIS POSTUROGRÁFICAS.....	55
4.3	CORRELAÇÃO VARIÁVEIS DO CP X SENSIBILIDADE PLANTAR.....	62
5	DISCUSSÃO.....	64
6	CONCLUSÃO.....	74
	REFERÊNCIAS.....	75
	APÊNDICES.....	88
	ANEXOS.....	106

1 INTRODUÇÃO

Em cada postura adotada ou movimento realizado, o sistema de controle postural trabalha para manter o corpo humano em equilíbrio (BLASZCZYK; BACIK; JURAS, 2003; FREITAS; DUARTE, 2006). Na postura ereta quieta, o corpo realiza oscilações posturais espontâneas, isso ocorre porque ele busca constantemente o equilíbrio, perdido por causa das perturbações externas e internas que agem sobre ele (FREITAS; DUARTE, 2006). Por isso, a postura ereta quieta é chamada de postura ereta semi-estática.

O sistema de controle postural é composto pelo sistema nervoso central e seus componentes sensoriais e motores. O sistema sensorial capta informações externas, que depois de processadas e integradas no sistema nervoso central, vão, por meio do sistema motor, gerar respostas neuromusculares para a realização do movimento e manutenção da postura (DUARTE; ZATSIORSKY, 2002).

Fazem parte do sistema sensorial as informações visuais, vestibulares e somatossensoriais (PETERKA, 2002). Os sistemas vestibular e visual detectam o movimento da cabeça e do olhar, enquanto o sistema somatossensorial detecta o movimento das articulações, o estado muscular e o contato do pé com o solo (DAY; COLE, 2002). As informações sensoriais derivam de diversas fontes e causam redundância sensorial. Essa redundância permite a verificação das entradas sensoriais, que podem ou não estar em conflito ou com déficit, para quem deste modo, o sistema escolha a informação sensorial mais aceitável e responda aos desequilíbrios sofridos pelo corpo (WINTER; PATLA; FRANK, 1990; FUJISAWA *et al.*, 2005).

A habilidade de mudar a dependência de uma entrada sensorial é importante para manutenção da estabilidade postural, tanto em indivíduos hágedos, como em indivíduos com lesão neurológica, principalmente quando o contexto sensorial é alterado (SHUMWAY-COOK; HORAK, 1986; HORAK, 2006), ou seja, quando ele passa de uma ambiente claro para um ambiente escuro, ou de uma superfície estável para uma superfície instável.

Os indivíduos com sequelas de acidente vascular encefálico (AVE) têm dificuldade de mudar essa dependência sensorial em diferentes contextos ambientais. Por isso, os distúrbios de equilíbrio têm alta incidência nesta população (TYSON *et al.*, 2006).

O AVE é causado pela falha no suprimento sanguíneo do encéfalo, que leva a alterações neurológicas, secundárias a lesão encefálica (WOLFE, 2000). Algumas das principais sequelas encontradas nesses indivíduos, que interferem no controle postural, são: os distúrbios nos mecanismos de reflexo postural normal; a espasticidade; a fraqueza muscular; a assimetria corporal; e a falta de sequência na ativação muscular (WOLFE, 2000; CHEN *et al.*, 2005; SULLIVAN *et al.*, 2007; SIBLEY *et al.*, 2009). Entretanto, a falta de interação sensorial entre os três canais sensoriais, é o principal responsável pelo déficit no equilíbrio postural desses indivíduos (BONAN *et al.*, 2004; SMANIA *et al.*, 2008).

A capacidade de manter o equilíbrio postural é fundamental para o paciente com sequelas de AVE, pois o déficit de equilíbrio está diretamente relacionado à baixa funcionalidade (TYSON *et al.*, 2006), que juntamente com o medo de cair, leva-o a uma restrição das atividades de vida diária (COSTA; BEZERRA; OLIVEIRA, 2006; YELNIK *et al.*, 2008), limitando sua autonomia e repercutindo diretamente na sua qualidade de vida (TYSON *et al.*, 2006).

O déficit no equilíbrio postural aumenta o risco de quedas, que são frequentes em indivíduos hemiparéticos (OLIVEIRA *et al.*, 2008; WEERDESTeyN *et al.*, 2008). Isso acontece porque a capacidade de escolher as informações sensoriais mais adequadas para cada contexto ambiental está prejudicada (BONAN *et al.*, 2004). Por isso, o reconhecimento e o tratamento do déficit de equilíbrio é um aspecto importante na reabilitação desses pacientes.

Em situações de conflito sensorial, ou seja, vivência de perturbações sensoriais, quando a integração sensorial está prejudicada, o paciente com AVE pode depender, de forma inadequada, mais de um sistema sensorial, do que de outro (GEURTS *et al.*, 2005). Porém, basear-se em um único sistema sensorial, pode levar à adoção de estratégias inadequadas frente aos desequilíbrios posturais (OLIVEIRA *et al.*, 2008).

Esses indivíduos estão sujeitos a conflitos sensoriais, causados por perturbações no seu dia-a-dia (OLIVEIRA *et al.*, 2008; SMANIA *et al.*, 2008). A habilidade de manter a posição ereta, resistindo a essas perturbações, é essencial para manter a segurança na realização das atividades cotidianas (GEURTS *et al.*, 2005; OLIVEIRA *et al.*, 2008).

A manipulação das informações provenientes dos sistemas visual, vestibular e somatossensitivo – com o objetivo de avaliar a capacidade dos indivíduos de utilizar as informações sensoriais úteis e disponíveis, suprimindo aquelas informações sensoriais imprecisas – é realizada com o intuito de compreender melhor como ocorre a integração dessas informações sensoriais no processo do controle postural (SMANIA *et al.*, 2008; WANG; LIN, 2008).

Com a finalidade de investigar os efeitos da informação sensorial imprecisa, pesquisadores produziram diferentes níveis de privação somatossensorial, visual e vestibular, em indivíduos com sequelas de AVE, e observaram que essas condições de imprecisão sensorial levam a alterações significativas da oscilação postural espontânea (DAULT *et al.*, 2003; BONAN *et al.*, 2004; LAUFER *et al.*, 2005; GEURTS *et al.*, 2005; FREITAS; BARELA, 2006; WANG; LIN, 2008).

No entanto, apesar dos estudos citados, faltam na literatura investigações a respeito da integração sensorial de indivíduos com seqüela crônica de AVE, utilizando como meio de avaliação diversas condições experimentais, nas quais seja possível manipular os sistemas sensoriais. Tal manipulação possibilita a investigação dos efeitos da imprecisão de cada sistema sensorial sobre o controle postural, juntamente com a análise de dados posturográficos. Assim é possível compreender a contribuição de cada sistema sensorial para o controle postural, que é importante para o desenvolvimento de programas de reabilitação adequados para os pacientes após o AVE.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo geral

Este estudo tem como objetivo geral analisar os efeitos de perturbações dos sistemas sensoriais, visual e somatossensorial, sobre o controle postural de indivíduos pós-acidente vascular encefálico, durante a manutenção da postura ereta semi-estática.

1.1.2 Objetivos específicos

- Determinar o impacto da privação momentânea da informação visual, sobre o movimento do centro de pressão, em indivíduos com AVE e indivíduos hígidos.
- Determinar o impacto da imprecisão da informação somatossensorial, sobre o movimento do centro de pressão, em indivíduos com AVE e indivíduos hígidos.

1.2 HIPÓTESES

H₁: Os indivíduos pós-AVE apresentarão pior desempenho frente à privação da informação visual, do que os indivíduos hígidos.

H₂: Os indivíduos pós-AVE apresentarão pior desempenho frente à imprecisão da informação somatossensorial, do que os indivíduos hígidos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 CONTROLE POSTURAL

O sistema de controle postural é responsável por manter o corpo humano em equilíbrio em cada uma das posturas adotadas no dia-a-dia (HORAK, 2006).

A manutenção da postura ereta quieta é uma das tarefas que mais exigem do sistema de controle postural, e se caracteriza pela habilidade de manter o centro de gravidade corporal dentro da base de suporte (VETTE *et al.*, 2010; FREITAS; DUARTE, 2006). O centro de gravidade (CG) é definido como o ponto de aplicação da força de gravidade sobre o corpo (WINTER; PATLA; FRANK, 1990). E a base de suporte (BS) é o espaço que está compreendido abaixo e entre os pés (POPOVIC *et al.*, 2000).

A linha de gravidade, projeção vertical do CG (FREITAS; DUARTE, 2006), deve cair dentro dos limites de estabilidade da BS (HORAK, 1987), que é representado pela quantidade de espaço da BS que o indivíduo utiliza para se manter em equilíbrio (FREITAS; DUARTE, 2006); o que atende desta forma, a condição de estabilidade postural. A Figura 1 ilustra o conceito da BS e dos limites de estabilidade.

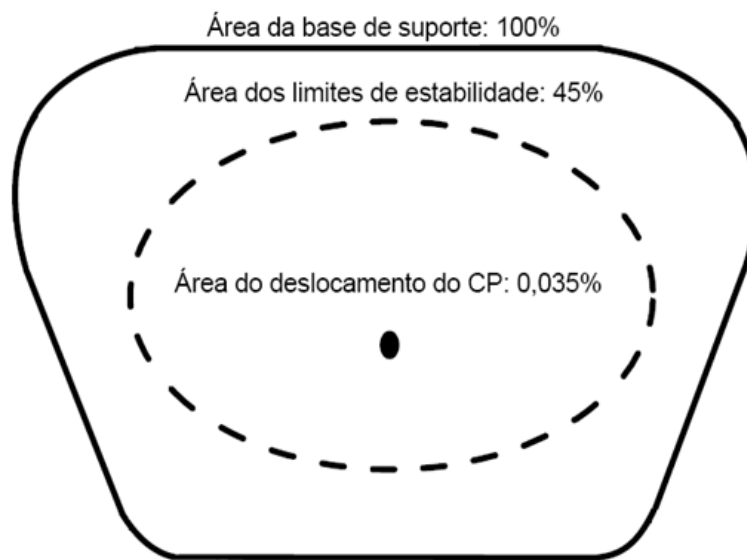


Figura 1 - Representação da base de suporte e dos limites de estabilidade; CP: centro de pressão
Fonte: Adaptado de Freitas e Duarte (2006).

Também é possível visualizar na Figura 1, a área de deslocamento do centro de pressão (CP). O CP corresponde ao ponto de aplicação da força de reação do solo, ele é uma resposta aos movimentos do CG (FREITAS, 2005).

O sistema de controle postural compreende o sistema nervoso central (SNC), com suas divisões: sistema sensorial e sistema motor. O objetivo principal do SNC é a manutenção da postura ereta quieta, o mais estável possível (ROGIND *et al.*, 2003; HORAK, 2006), ou seja, é a conservação do CG em um único ponto no espaço. Mas, em razão das perturbações que agem sobre o corpo, o CG oscila ao redor deste ponto. Esse movimento oscilatório é chamado de oscilação postural espontânea (BLASZCZYK; BACIK; JURAS, 2003). A oscilação postural espontânea é controlada constantemente pelo sistema de controle postural (ROERDINK *et al.*, 2005).

Essas perturbações posturais podem ser geradas por forças internas ou externas. As perturbações internas decorrem do movimento involuntário dos órgãos, bem como de movimentos voluntários, como a contração muscular. Já as perturbações externas provêm da força da gravidade (FREITAS; DUARTE, 2006).

O sistema de controle postural coordena os segmentos corporais, baseado nas informações derivadas do sistema sensorial (BARELA, 2000). O sistema sensorial é responsável por informar as posições relativas de todos os segmentos do corpo, como também a magnitude das forças que agem sobre o corpo (DUARTE, 2000).

As informações provenientes dos receptores sensoriais são processadas e depois integradas no SNC. Baseado nelas, o SNC vai gerar respostas motoras aos estímulos externos, por meio do sistema motor. Essas respostas possibilitam a manutenção do equilíbrio postural em todas as posturas adotadas e movimentos realizados (DUARTE; ZATSIORSKY, 2002). A interação entre o sistema sensorial e o sistema motor ocorre constantemente (HORAK, 2006), até mesmo em movimentos simples e automáticos.

Para Barela (2000), a informação sensorial e a ação motora formam um ciclo de percepção-ação, mantendo um relacionamento estável entre o observador e o meio ambiente ao seu redor, ou seja, há uma dependência mútua entre percepção do ambiente e a ação do indivíduo. De acordo com a teoria ecológica do controle motor,

esse sistema não reage somente ao ambiente, mas é capaz de explorá-lo ativamente (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

Na Figura 2 é possível ver como o sistema de controle postural integra as informações sensoriais, provenientes dos receptores sensitivos, e como essas informações são usadas para gerar uma resposta motora, responsável por manter a postura do corpo e realizar o movimento. A ação do sistema motor será descrita com maiores detalhes á frente no texto.

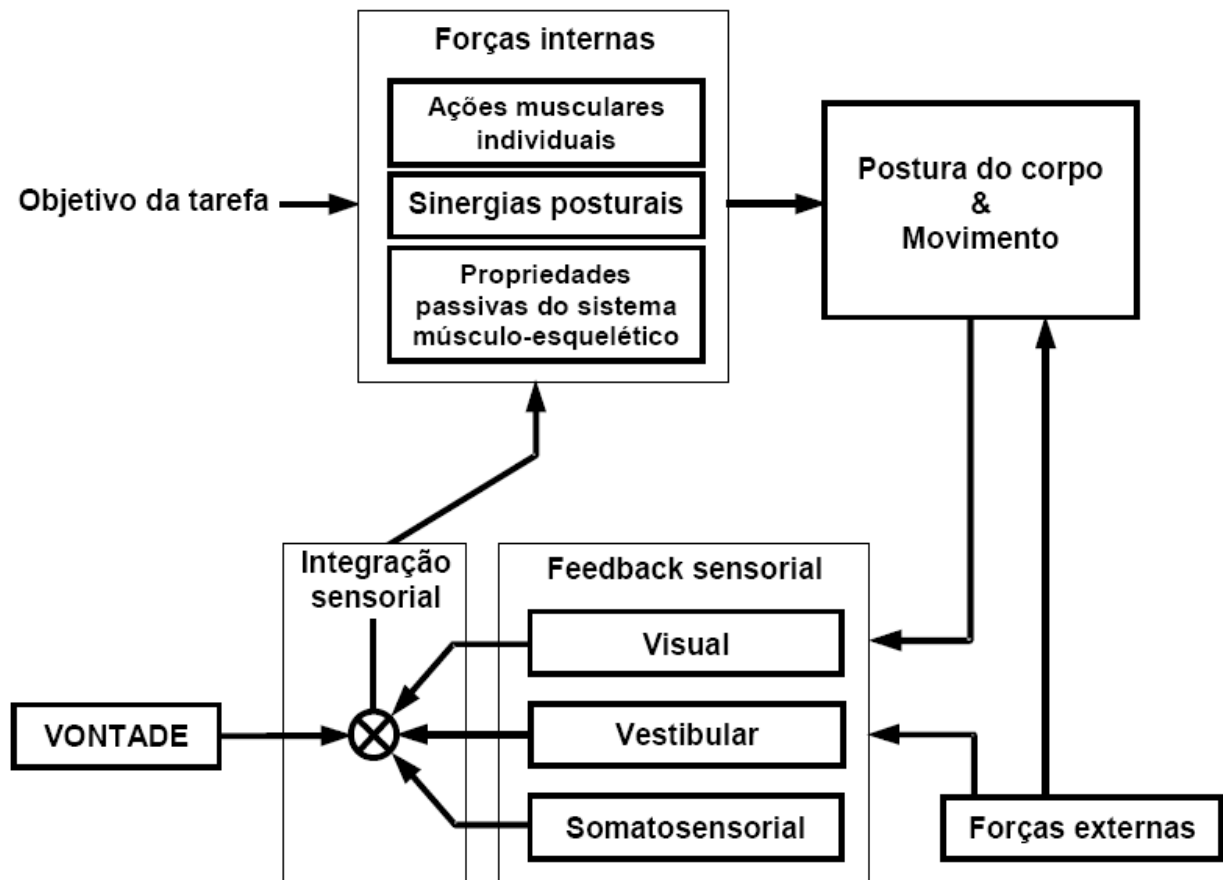


Figura 2 – Diagrama conceitual do sistema de controle postural
Fonte: Duarte (2000).

O sistema sensorial envolve basicamente três canais sensoriais distintos, a saber: visual, vestibular e somatossensorial (BLUMLE *et al.*, 2006; BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006), que são integrados no SNC, e combinados com o objetivo de encontrar a melhor representação sensorial do ambiente em que o indivíduo está (MERGNER, 2010).

O sistema visual capta informações sobre o meio ambiente e sobre o posicionamento dos segmentos corporais. O sistema vestibular fornece informações sobre a orientação do corpo no espaço, servindo como referência para o controle vertical do tronco. O sistema somatossensorial informa ao sistema de controle postural por meio dos receptores musculares, articulares e cutâneos, respectivamente, o estado do sistema muscular, a orientação dos segmentos no espaço, e as condições ambientais (WINTER; PATLA; FRANK, 1990; HORAK, 2009).

Não há hierarquia definida entre as informações sensoriais para a manutenção postural. Sendo assim, a seleção da informação mais relevante em cada momento é realizada de acordo com a experiência de cada sujeito e modificada de acordo com as alterações nas condições ambientais (PETERKA, 2002; ASSAIANTE *et al.*, 2010).

Peterka (2002) afirma ainda, que pessoas saudáveis, estando em um ambiente bem iluminado e com uma sólida base de apoio, têm uma dependência de 70% da informação somatossensorial, 20% da informação vestibular e apenas 10% da informação visual. No entanto, isso pode mudar em diferentes contextos ambientais.

O equilíbrio postural é necessário para a realização de todas as atividades de vida diária, por isso, a redundância das informações sensoriais é essencial para garantir que o corpo se mantenha em equilíbrio, mesmo na ausência ou imprecisão de alguma entrada sensorial (HORAK *et al.*, 1997; BARATTO; MORASSO; SPADA, 2002).

As respostas do sistema de controle postural de cada indivíduo dependem de sua vivência, pois cada um possui um conjunto único de restrições e recursos disponíveis para manter o equilíbrio postural (HORAK, 2006). Como nem sempre todas as informações sensoriais estão presentes e em sintonia, o sistema de controle postural deve se ajustar para manter a postura ereta em uma ampla variedade de condições ambientais (PETERKA, 2002).

A perda ou o distúrbio de alguma entrada sensorial compromete severamente o equilíbrio (MERGNER, 2010), uma vez que, pode resultar em diferentes tipos de instabilidades de contextos específicos (HORAK, 2006). Deste modo, indivíduos com perda vestibular ou visual, ou ainda, diminuição da informação somatossensorial, correm um risco maior de cair em determinados ambientes, do que indivíduos com o sistema sensorial íntegro (HORAK, 2006).

2.1.1 Sistemas sensoriais

Os sistemas sensoriais são fundamentais para a manutenção do equilíbrio postural. É por meio das informações provenientes dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial que o SNC tem conhecimento da localização das diferentes partes do corpo no espaço (HORAK, 2009). Cada sistema será discutido individualmente no texto que se segue.

O sistema visual informa ao SNC sobre as condições do ambiente e sobre a posição dos segmentos corporais, bem como uma estimativa da velocidade e direção dos movimentos desses segmentos, assim como, é responsável por detectar os movimentos da cabeça (PAULUS *et al.*, 1989). Os olhos são os receptores desse sistema, e é por meio deles que o sistema visual oferece uma referência da verticalidade do corpo para o SNC (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

Segundo Barela (2000), na posição ereta semi-estática, com os olhos abertos, a imagem do ambiente está continuamente sendo projetada na retina do indivíduo. Se o sujeito desloca seu corpo para frente, com os pés imóveis, a projeção do ambiente em sua retina aumenta, e o indivíduo entende que esse aumento é devido a sua oscilação anterior. Essa informação visual deflagra uma resposta motora na tentativa de corrigir essa oscilação.

Por isso, o sistema de controle postural busca manter a imagem projetada na retina o mais estável possível, mas se essa fonte de informação for suprimida, outras informações sensoriais podem ser utilizadas para tentar compensar essa perda (BARELA, 2000).

Algumas situações experimentais estão sendo estudadas recentemente, como o paradigma da sala móvel, que tem por objetivo estudar o acoplamento entre o sistema visual e o controle postural (BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006). Neste experimento são utilizadas paredes e teto que se movimentam, independentemente do piso, criando a ilusão de movimento. Quando a sala se desloca em direção ao voluntário, a imagem da sala projetada na sua retina aumenta, e ele tem a impressão de que está se movimentando para frente, então ele gera torque corretivo para deslocar seu corpo para

trás, ou seja, o movimento da sala influencia o sistema de controle postural (BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006).

Quando a cena visual está estacionária, o sistema visual predomina, mas quando a cena visual está em movimento, o sistema vestibular é que prevalece (BLUMLE *et al.*, 2006). Além disso, quando a informação somatossensorial está presente e é precisa, a influência da manipulação do canal visual é menor. Isso ocorre, porque a informação somatossensorial supre essa imprecisão visual (BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006).

A habilidade de mudar a atenção da entrada visual para outra entrada sensorial é crítica, principalmente nos momentos de mudança na iluminação do ambiente (SOZZI *et al.*, 2010).

Deste modo, a utilização da informação visual pelo sistema de controle postural, vai depender, não só do contexto ambiental, mas também da confiabilidade das informações sensoriais disponíveis no momento.

Outro sistema sensorial, de igual importância para o sistema de controle postural é o sistema vestibular. Ele fornece informações essenciais para a manutenção da postura e direcionamento do olhar (LAURENS; DROULEZ, 2007), sendo, o controle vertical do tronco, uma das tarefas primordiais desse sistema (HORAK, 2009).

O sistema vestibular fornece ao SNC informações sobre a posição e movimentação da cabeça com relação às forças da gravidade (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

Na ausência de pistas visuais, o cérebro usa as informações provindas do sistema vestibular para se orientar, ou seja, as informações de aceleração angular e linear (LAURENS; DROULEZ, 2007).

Fazem parte do sistema vestibular os canais semicirculares, que detectam os movimentos de rotação da cabeça, ou seja, a aceleração angular; e os otólitos, composto pelo sáculo e o utrículo, que detectam a inclinação e os movimentos lineares da cabeça, ou seja, a aceleração linear (STURNIEKS; GEORGE; LORD, 2008). As estruturas anatômicas acima citadas estão representadas na Figura 3.

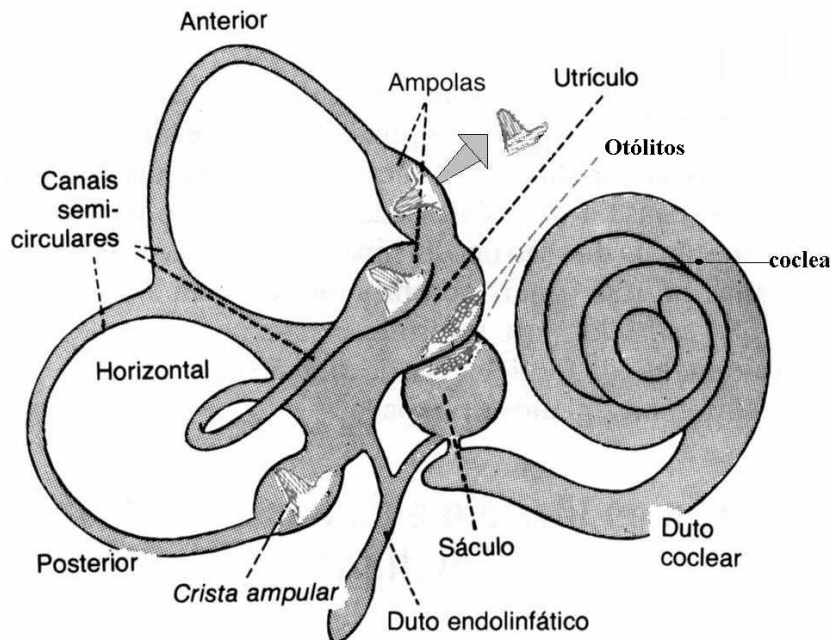


Figura 3 – Canais semicirculares, sáculo e utrículo.
Fonte: Guyton e Hall (1998).

A informação vestibular é necessária para a resolução de conflitos entre o sistema visual e somatossensorial (BLACK, 2001), e o déficit vestibular pode levar a incapacidade do indivíduo de realizar tarefas do cotidiano, como dirigir um carro ou subir escadas (LAURENS; DROULEZ, 2007).

No período inicial, após a perda da função vestibular, os indivíduos apresentam ataxia e grave instabilidade postural. Mas após alguns meses essa instabilidade melhora e ocorre uma compensação vestibular mais efetiva, com maior confiança nos sistemas visual e somatossensorial, apesar da instabilidade residual (HORAK, 2009).

Deste modo, um indivíduo com distúrbio vestibular, terá uma probabilidade maior de cair em um ambiente escuro e com superfície instável, porque neste momento ele depende mais do sistema vestibular que está em déficit (HORAK, 2006).

Além das informações provenientes dos sistemas visual e vestibular, o sistema de controle postural também se utiliza das informações somatossensoriais para a manutenção do equilíbrio postural.

Para o controle da postura ereta semi-estática ou durante a locomoção, são necessárias informações sobre as forças externas e sobre a superfície de suporte, obtidas por meio do sistema somatossensorial (JEKA *et al.*, 1997).

O sistema somatossensorial informa ao SNC, por meio dos receptores somatossensitivos a orientação dos segmentos corporais no espaço, o estado do sistema musculoesquelético, e as condições do ambiente em torno do indivíduo, como a temperatura, condições da superfície de contato e distribuição de pressão plantar (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003; HORAK, 2009).

Fazem parte dos receptores somatossensitivos os receptores musculares, articulares e cutâneos. Os receptores musculares são os fusos musculares e os órgãos tendinosos de Golgi, responsáveis, respectivamente, por informar o comprimento e tensão dos músculos. Os receptores articulares são responsáveis por informar a movimentação e tensão das articulações. E por fim, os receptores cutâneos, chamados de mecanorreceptores, como os corpúsculos de Pacini, que captam a vibração, os corpúsculos de Meissner, que captam o toque e vibração leve, os discos de Merkel, sensíveis a pressão, e as terminações de Ruffini, sensíveis a distensão da pele (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003; STURNIEKS; GEORGE; LORD, 2008). Alguns dos receptores, acima citados, estão representados na Figura 4.

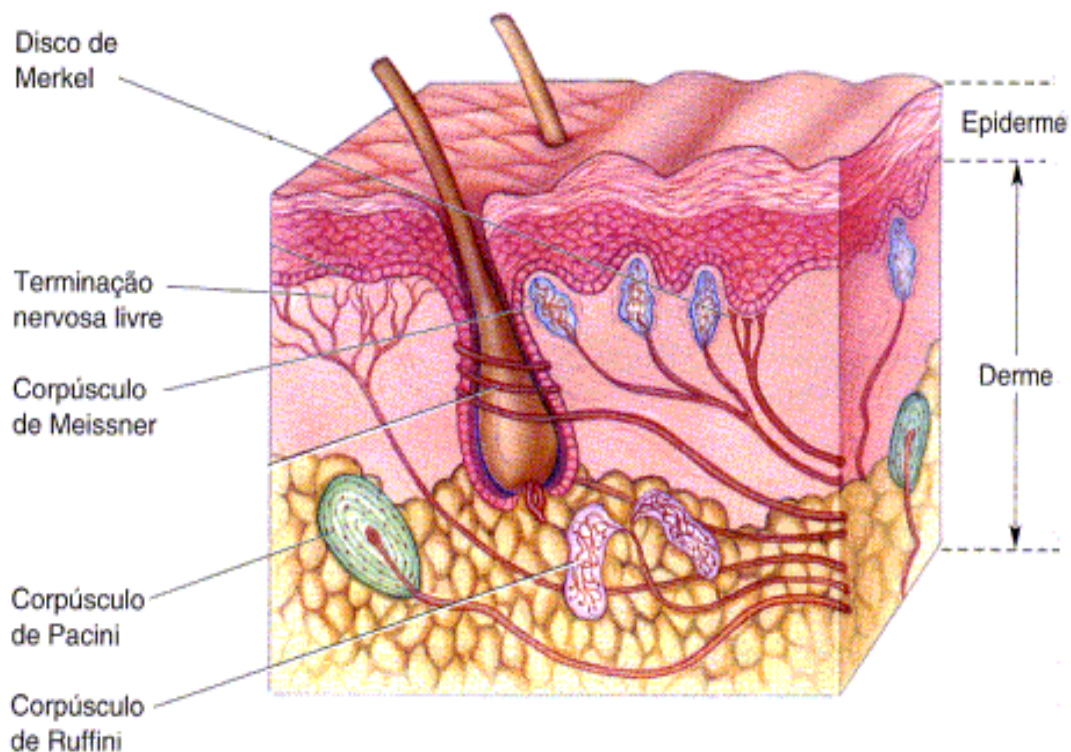


Figura 4 – Receptores cutâneos
Fonte: Adaptado de Bear, Connors e Paradiso (2002).

Na postura ereta o peso do corpo se distribui sobre a planta dos pés, e essa pressão plantar ativa os mecanorreceptores locais, que indicam ao SNC como está a orientação vertical do corpo (MEYER; ODDSSON; DE LUCA, 2004).

A perda de sensibilidade plantar pode levar a alterações significativas na oscilação postural. Wang e Lin (2008) produziram diferentes níveis de perda somatossensorial em indivíduos hígidos, por meio da isquemia local nos pés dos voluntários, e da alteração da base de suporte (BS), com o intuito de investigar seus efeitos sobre o controle postural. Segundo os autores, a trajetória e a velocidade de deslocamento do centro de pressão aumentaram proporcionalmente aos diferentes níveis de perda somatossensorial.

A função do sistema somatossensorial fica evidente quando se anda em uma superfície instável, o que leva a adoção de uma postura mais rígida, como forma de compensar a imprecisão da informação somatossensorial (JEKA *et al.*, 1997). Nesta situação, o sistema de controle postural pode confiar mais nas informações visuais e vestibulares para manter o equilíbrio (PETERKA, 2002).

Após descrever cada um dos sistemas sensoriais, pode-se concluir que qualquer alteração patológica nestes sistemas pode afetar o funcionamento normal do sistema de controle postural. Assim sendo, o déficit sensorial pode levar a um consequente déficit no equilíbrio postural (MERGNER, 2010).

2.1.2 Sistema motor

O sistema motor é responsável pela ativação apropriada dos músculos para realização dos movimentos e manutenção postural. O SNC integra informações oriundas do sistema sensorial, para gerar respostas neuromusculares adequadas à manutenção da postura ereta (DUARTE; ZATSIORSKY, 2002). A estabilização da posição do centro de gravidade (CG) em um único ponto no espaço é o objetivo final das respostas neuromusculares na postura ereta semi-estática (PETERKA, 2002).

Para manter a postura ereta ou mesmo gerar movimento, o sistema motor pode lançar mão de ações musculares individuais e sinergias posturais, e contar com as propriedades passivas do sistema músculo-esquelético (DUARTE, 2000), como representado na Figura 2.

As sinergias posturais consistem em uma combinação de movimentos, com padrão definido, que tem por objetivo manter o equilíbrio postural, reduzindo a amplitude de movimento das articulações, facilitando assim o controle do equilíbrio postural pelo SNC (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003).

Segundo Duarte (2000), as sinergias posturais possíveis são as estratégias de controle postural, que podem ser afetadas pelos circuitos de *feedback*. Também são sinergias posturais os ajustes posturais antecipatórios, controlados pelos circuitos de *feedforward* (DUARTE, 2000).

Os ajustes posturais se comportam como um *feedback*, em resposta a perturbações inesperadas, e como um *feedforward*, em antecipação às perturbações esperadas (HORAK, 1987).

Os mecanismos de *feedback* geram torque corretivo, a partir das informações provenientes dos sistemas sensoriais, com o objetivo de manter a estabilidade postural (PETERKA, 2002); e os mecanismos de *feedforward*, envolvem o desencadeamento de respostas pré-programadas para estabilização do CG corporal (BLASZCZYK; BACIK; JURAS, 2003).

De acordo com Barela (2000), a informação sensorial pode ser utilizada para estimar a oscilação corporal, e, deste modo, produzir uma resposta motora antecipada ao estímulo dado, ou seja, ativar o circuito de *feedforward*, a fim de reduzir a amplitude de oscilação postural, e manter o equilíbrio postural.

Segundo Freitas e Duarte (2006), as estruturas músculo-tendíneas do corpo humano tem uma rigidez passiva essencial na manutenção da postura ereta semi-estática. Estima-se que metade do momento de força responsável pela manutenção da postura ereta provenha deste componente passivo, sem a participação do SNC (FREITAS; DUARTE, 2006).

As estratégias posturais são utilizadas em resposta às perturbações do equilíbrio corporal para o controle da estabilidade postural. Três estratégias são utilizadas

normalmente pelo indivíduo para o controle da postura ereta: a estratégia do tornozelo, do quadril e do passo (DUARTE, 2000). Na Figura 5 é possível visualizar essas estratégias posturais.

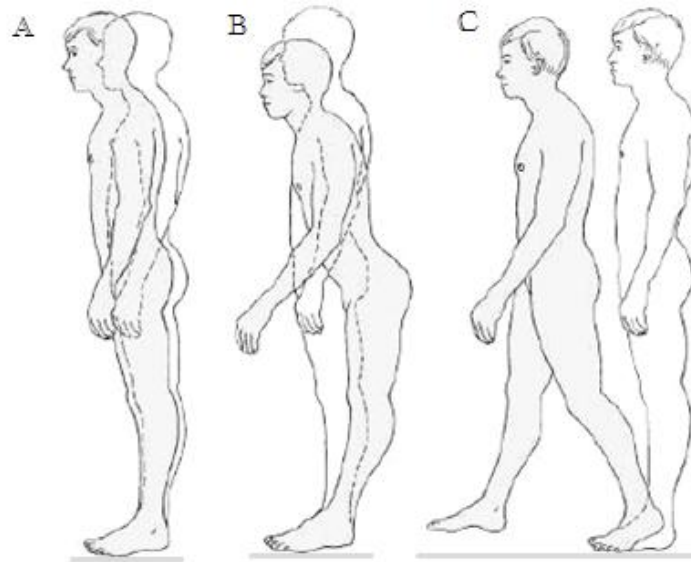


Figura 5 - Estratégias posturais. A - estratégia do tornozelo, B – estratégia do quadril, C - estratégia do passo
Fonte: Shumway-Cook; Woollacott (2003).

Na manutenção da postura ereta semi-estática, o controle do equilíbrio é mais simples e a oscilação postural é menor em relação à postura ereta em movimento. A cabeça, o tronco e os membros se comportam como um único segmento rígido, que tende a oscilar em torno do eixo da articulação do tornozelo. Assim, o corpo pode ser considerado como um pêndulo invertido (BLASZCZYK; BACIK; JURAS, 2003; GAGE; FRANK; ADKIN, 2004; MERGNER, 2010).

A estratégia do tornozelo envolve os deslocamentos do CG do corpo na direção ântero-posterior, ao redor do eixo da articulação do tornozelo, com movimentos mínimos na articulação do joelho e quadril. Esta estratégia é utilizada frente a perturbações pequenas, geralmente em superfícies rígidas que suportam bem essa rotação do tornozelo (HORAK, 1987; MERGNER, 2010).

A estratégia do quadril envolve o deslocamento do CG na direção ântero-posterior, ao redor do eixo do quadril, com a flexão ou extensão desta articulação (HORAK, 1987).

A escolha da estratégia de quadril, ao invés da estratégia de tornozelo, envolve vários fatores, como a magnitude das perturbações sofridas pelo corpo, as restrições da BS, e as condições sensoriais e motoras (FUJISAWA *et al.*, 2005). Ela é usada em resposta a perturbações maiores, e em superfícies instáveis, onde a estratégia do tornozelo não é suficiente para manter o equilíbrio postural (HORAK, 1987). Em ambas as estratégias não há mudança da base de apoio.

A estratégia do passo é usada quando o corpo sofre perturbações grandes e rápidas, em que as outras estratégias não são capazes de manter o CG dentro dos limites de estabilidade da BS (HORAK, 1987). O corpo já não é considerado como um pêndulo invertido, pois há movimentação de um membro inferior em relação ao outro.

Assim sendo, a escolha da estratégia postural mais adequada, que o indivíduo irá utilizar em determinado ambiente, vai depender da magnitude da perturbação sofrida, das restrições impostas a ele, do tamanho da BS no momento da perturbação, e também, das condições motoras e sensoriais desse indivíduo (HORAK, 1987; FUJISAWA *et al.*, 2005; MERGNER, 2010).

2.2 CONTROLE POSTURAL NO AVE

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é um conjunto de alterações neurológicas, causadas por uma falha no suprimento sanguíneo do encéfalo (WOLFE, 2000). No AVE há um rápido desenvolvimento dos sinais clínicos, com duração maior que vinte quatro horas (GOMES, 1992).

O AVE é considerado uma das principais doenças crônicas incapacitantes, que requer alta taxa de recursos para a reabilitação dos pacientes acometidos (DOBKIN, 1995). Essa doença representa um grande ônus em termos socioeconômicos, pela alta prevalência de sequelas permanentes (GOMES, 1992). No Brasil, ela é responsável por altas taxas de mortalidade e invalidez (LESSA, 1999).

As manifestações clínicas secundárias a esta condição incluem a dificuldade de controlar o início do movimento (FELLOWS, KAUS, THILMANN, 1994), alterações do

equilíbrio postural (TYSO *et al.*, 2006; MELZER, BENJUJA, KAPLANSKI, 2004), e do controle motor voluntário (FELLOWS, KAUS, THILMANN, 1994), perda da habilidade de caminhar (ALONSO *et al.*, 2002), como também, alterações visuais, sensitivas, mentais, perceptivas e da linguagem.

A hemiplegia e/ou hemiparesia é o sinal clínico mais comum após o AVE, e consiste, respectivamente, na perda total ou parcial dos movimentos de membros superiores e inferiores do hemicorpo contralateral ao hemisfério cerebral acometido (SULLIVAN *et al.*, 2007).

Dentre as alterações típicas, desta alteração neurológica, a presença de espasticidade, perda de força muscular, falta de sequência na ativação muscular, e as alterações no mecanismo de reflexo postural, são as que mais interferem no controle motor e no equilíbrio postural normal (WOLFE, 2000; CHEN *et al.*, 2005; SULLIVAN *et al.*, 2007; SIBLEY *et al.*, 2009).

A disfunção sensorial, ou seja, a inadequada interação sensorial entre os três canais sensoriais: visual, vestibular e somatossensorial, envolvidos no controle postural, é a principal causa do distúrbio de equilíbrio no paciente com déficit neurológico decorrente do AVE (BONAN *et al.*, 2004; SMANIA *et al.*, 2008). Essa integração é importante principalmente quando o indivíduo sofre perturbações, como durante o caminhar (SMANIA *et al.*, 2008).

Para realizar as atividades de vida diária com segurança, o indivíduo com AVE deve ser capaz de manter a postura ereta, o mais estável possível, apesar do conflito sensorial a que ele está exposto (GEURTS *et al.*, 2005). Esse conflito é gerado por perturbações, internas e externas, que agem sobre ele (SMANIA *et al.*, 2008).

O distúrbio de equilíbrio aumenta significativamente o risco de quedas no paciente com AVE (OLIVEIRA *et al.*, 2008; WEERDESTYEN *et al.*, 2008). A incidência de quedas, apontada em alguns estudos, foi de até 73% em pacientes com comprometimento leve a moderado, e com mais de seis meses de lesão (FORSTER; YOUNG, 1995).

Atrasos nas respostas posturais podem ser causados pelo aumento na atividade muscular, ou por alterações na coordenação espaço-temporal das sinergias motoras (HORAK; HENRY; SHUMWAY-COOK, 1997). Além disso, o déficit no sistema sensorial

pode exigir mais tempo para processar e integrar as informações sensoriais (MARIGOLD *et al.*, 2004), atrasando, deste modo, as respostas motoras.

Os indivíduos com sequelas de AVE fazem uso de estratégias motoras compensatórias, buscando compensar o déficit de equilíbrio postural. Mas muitas vezes, essas estratégias não são suficientes para manter o equilíbrio (PYÖRIÄ; ERA; TALVITIE, 2004).

Esses indivíduos utilizam mais a estratégia do passo (MAKI; MCILROY, 1997), e a estratégia do quadril, do que a estratégia do tornozelo, para manter a posição ereta (CHEN *et al.*, 2000). Eles também fazem uso maior de compensações, como se apoiar em paredes e móveis para manter o equilíbrio (MAKI; MCILROY, 1997).

Segundo Tyso *et al.* (2006), os voluntários com AVE apresentam maior instabilidade postural do que voluntários hígidos pareados. Além disso, eles têm a tendência de manter-se em uma posição assimétrica, com transferência de peso maior para o hemídio sadio (BONAN *et al.*, 2007). A fraqueza muscular e o tônus muscular anormal levam a padrões de alinhamento atípico do tronco, cintura escapular e pélvica, criando uma posição inicial anormal para o movimento, com uma redução acentuada da amplitude de movimento das articulações (COSTA; BEZERRA; OLIVEIRA, 2006). Esse conjunto de alterações gera uma influencia negativa sobre o controle postural (OLIVEIRA *et al.*, 2008).

A dificuldade em transferir o peso do corpo para o hemídio comprometido, e de avançar o membro inferior parético durante a marcha, interferem no controle postural durante o caminhar, levando a instabilidade e maior risco de quedas em direção ao hemídio hemiparético (FORSTER; YOUNG, 1995; CHAGAS; TAVARES, 2001).

Uma das restrições biomecânicas que pode interferir no controle do equilíbrio é o tamanho ou a qualidade da BS (HORAK, 2006). De Haart *et al.* (2004) apontam que em hemiparéticos a combinação de fraqueza muscular, diminuição da amplitude de movimento, controle motor deficiente e dor no membro inferior acometido podem levar a mudanças na configuração da BS, e como consequência, essa restrição biomecânica vai interferir negativamente no controle postural.

Outra condição, que envolve os membros inferiores, e tem uma forte correlação com o déficit de equilíbrio, é a diminuição da sensibilidade somatossensorial no pé e tornozelo do membro inferior parético (TYSON *et al.*, 2006).

Além disso, as representações neurais dos limites de estabilidade podem estar distorcidas em pessoas com sequelas de AVE, e isso afeta a seleção de estratégias posturais para manutenção do equilíbrio postural (HORAK, 2006).

A percepção da verticalidade tem muitas representações neurais. Ela pode ser dada pelo sistema visual, quando o sujeito se encontra com os olhos abertos, ou pela propriocepção do tornozelo e sensibilidade plantar, quando a informação visual é imprecisa, ou ainda, pelo sistema vestibular, quando ambas, informação visual e somatossensorial estão imprecisas (HORAK, 2006; BONAN *et al.*, 2006).

Porém, quando a representação interna da verticalidade na posição ereta está imprecisa, como no caso do indivíduo com AVE, pode haver uma percepção alterada do alinhamento postural em relação à força da gravidade, tornando o indivíduo mais instável (HORAK, 2006; BONAN *et al.*, 2006). Isso ocorre porque os sistemas sensoriais, responsáveis pela representação da verticalidade, estão deficitários.

Quando há um conflito sensorial, o indivíduo hemiparético confia mais no sistema visual do que nos outros sistemas sensoriais, induzindo o sistema motor a escolher estratégias motoras inadequadas para manter o equilíbrio postural (BONAN *et al.*, 2004).

A seletividade de atenção, ou seja, a habilidade de prestar atenção nas informações mais relevantes deve ser mantida, principalmente durante a realização das atividades que exigem mais do equilíbrio postural, pois, a falta de atenção leva a um maior risco de quedas (DE HAART *et al.*, 2004).

Fica evidente, com todo o contexto apresentado, que o indivíduo com AVE tem inúmeras sequelas decorrentes da lesão, que em conjunto podem prejudicar a integração sensorial, levando a alterações no controle postural. As sequelas que surgem após o AVE, representam um grande obstáculo para a reinserção social desses indivíduos (BURGESS; WEIBEL; BROWN, 2010).

A integração sensorial é essencial para manutenção do equilíbrio frente ao conflito sensorial, vivenciado continuamente no nosso dia-a-dia. Por isso, a partir deste

ponto, será feita uma revisão da literatura a respeito das perturbações sensoriais e do seu uso na avaliação da integração sensorial.

2.3 INTEGRAÇÃO SENSORIAL NAS PERTURBAÇÕES SENSORIAIS

É de interesse compreender como o sistema de controle postural, que recebe inúmeros estímulos sensoriais, consegue integrá-los e utilizá-los para coordenar diversos graus de liberdade de movimento dos segmentos corporais (JEKA; LACKNER, 1995), principalmente frente às perturbações do equilíbrio postural.

Todo estímulo que possa vir a desestabilizar um indivíduo pode ser considerado como uma perturbação do equilíbrio postural. Como já foi exposto no texto, essa perturbação pode ser proveniente do próprio corpo, como as contrações cardíacas, a respiração, o estímulo de tosse e espirro, e outros, ou ela pode vir de fontes externas, como a ação da gravidade, obstáculos no caminho, forças externas às quais o corpo está submetido, entre outras (FREITAS; DUARTE, 2006). Deste modo, o SNC deve mobilizar-se para minimizar essas perturbações, mantendo o corpo em equilíbrio.

Para avaliar o sistema de controle postural é necessário observar as oscilações corporais espontâneas, durante a realização de atividades ou na postura ereta semi-estática (FREITAS; DUARTE, 2006), já que a incapacidade em controlar essa oscilação é a principal causa de instabilidade postural (BLASZCZYK; BACIK; JURAS, 2003).

Uma estratégia empregada para examinar como o sistema de controle postural integra e utiliza as informações sensoriais, é a de manipular os estímulos provenientes de cada canal sensorial e verificar as consequências motoras decorrentes desta manipulação (BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006), ou seja, causar uma perturbação sensorial ao indivíduo, e avaliar como o SNC reage a essa perturbação.

Assim sendo, a manipulação das informações sensoriais pode ser usada para investigar a integração sensorial, bem como o peso dado a cada informação sensorial em determinados contextos ambientais (BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006).

Entender o funcionamento dos diversos sistemas sensoriais, que fazem parte do sistema de controle postural, é essencial para compreender como um indivíduo interage com o meio ambiente de forma segura e eficiente (HORAK, 2006).

Um dos objetivos principais na análise do equilíbrio postural é a detecção de doenças ou distúrbios que aumentam o risco de quedas (BLASZCZYK; BACIK; JURAS 2003; VISSER *et al.*, 2008). Assim, pode-se prever em que contexto ambiental o indivíduo pode vir a sofrer uma queda (HORAK, 2006).

As perturbações impostas ao sistema sensorial são comuns no dia-a-dia. Caminhar em um terreno desnivelado, entrar em uma sala mal iluminada e andar de carro ou ônibus são algumas situações que podem levar a imprecisão de uma determinada entrada sensorial. Então, é necessário que, na presença de conflito sensorial, o sistema de controle postural possa ser capaz de selecionar as informações sensoriais que melhor representam a realidade do ambiente (PETERKA, 2002; BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006).

Estudos que analisam as respostas às perturbações sensoriais, permitem responder como a estabilidade postural é controlada pelo SNC (HORAK *et al.*, 1997), principalmente em pacientes neurológicos, que possuem dificuldade no processo de integração sensorial.

Adicionalmente, a vivência de conflitos sensoriais também tem sido utilizada como meio de tratamento para o déficit de equilíbrio em hemiparéticos, e os resultados são significativos no controle postural destes indivíduos (SMANIA *et al.*, 2008; BADKE *et al.*, 2004; YELNIK *et al.*, 2008).

Na literatura estão descritos diversos estudos que analisam como o sistema de controle postural reage ao conflito sensorial, ou seja, como ele reage às perturbações do equilíbrio postural a que ele está exposto continuamente, entre eles, o estudo da postura auto-perturbada (PERRY; SANTOS; PATLA, 2001; COSTA; GOROSO; LOPES, 2008), com privação momentânea de visão, por meio de uma venda para olhos (BONAN *et al.*, 2004), ou conflito visual, por meio do paradigma da sala móvel (BONFIM; POLASTRI; BARELA, 2006), e em diferentes tipos de superfícies de apoio (PATEL *et al.*, 2011), como na plataforma móvel (SHUPERT; HORAK; 1999), ou sobre uma espuma (CARNEIRO *et al.*, 2010).

Portanto, para avaliar como o sistema de controle postural responde as perturbações externas, pode-se expor o indivíduo a ambientes ou tarefas onde se possam manipular as informações sensoriais (FREITAS, DUARTE, 2006). Assim é possível determinar o impacto das informações sensoriais imprecisas sobre o controle postural e investigar o processo de integração sensorial no controle postural.

2.4 POSTUROGRAFIA

O controle postural é complexo e difícil de ser avaliado somente com um teste global de equilíbrio, principalmente na hora de prever o ambiente ou situação em que o sistema de equilíbrio de um indivíduo irá falhar (HORAK, 2006).

A oscilação postural espontânea pode ser estudada por meio da posturografia, que é um meio de medida e análise da estabilidade postural geralmente usada na avaliação da postura ereta semi-estática (CORAZZA; ANDRIACCHI; 2009; MERGNER, 2010; VETTE *et al.*, 2010).

A plataforma de força é um instrumento que permite obter a posição do ponto de aplicação da força de reação do solo, ou seja, do centro de pressão, que é a medida posturográfica mais utilizada para avaliar o controle postural (FREITAS; DUARTE, 2006). Ela pode ser usada para obtenção de dados quantitativos sobre o equilíbrio postural (FREITAS; DUARTE, 2006).

O centro de pressão (CP) é resultado das respostas neuromusculares à oscilação do CG. Sua medida permite obter informações sobre as oscilações posturais, e também sobre as estratégias utilizadas para manter o controle postural (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003; ROERDINK *et al.*, 2005; VETTE *et al.*, 2010). O movimento do centro de pressão tem sido aceito como um parâmetro sensível para caracterizar o controle postural de indivíduos na postura ereta quieta (CHERN *et al.*, 2010).

Para Freitas e Duarte (2006), a posturografia pode ser dividida em posturografia estática ou posturografia dinâmica. Na posturografia estática o sujeito deve manter a posição ereta semi-estática, e a avaliação se baseia na oscilação postural espontânea

(ZOK; MAZZÀ; CAPPOZZO, 2008). Já na posturografia dinâmica, uma perturbação é aplicada ao sujeito, e a resposta a ela é avaliada (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003).

De acordo com Zok, Mazzà e Cappozzo (2008), a posturografia é sensível a vários fatores, que podem ser divididos em três grupos: parâmetros experimentais, características individuais e protocolo adotado. O *setup* experimental se refere às configurações como: a taxa de amostragem, frequência de aquisição, duração da aquisição, entre outros. As características individuais representam os dados antropométricos do sujeito, como peso e altura. Já o protocolo adotado deve considerar o posicionamento do sujeito e as instruções dadas pelo operador.

A avaliação do controle postural, por meio da posturografia, tem muitas aplicações, principalmente no diagnóstico e acompanhamento de pacientes com déficit de equilíbrio (MERGNER *et al.*, 2009; CORAZZA; ANDRIACCHI, 2009).

Em seu estudo, Visser *et al.* (2008) apontam que a posturografia pode ser usada no diagnóstico de pacientes com distúrbio do equilíbrio e com risco de quedas; pode servir para fins terapêuticos, desenvolvendo assim estratégias de tratamento toleradas pelo paciente ou documentando a eficácia da terapia; ou ainda, pode ser usada para fins de pesquisa, compreendendo melhor a fisiopatologia subjacente ao distúrbio.

A posturografia tem sido utilizada para analisar o controle postural em diversas populações, tanto em adultos saudáveis (FUJISAWA *et al.*, 2005; COSTA; GOROSO; LOPES, 2008), com o objetivo de caracterizar o equilíbrio postural e determinar as estratégias posturais usadas, como também, em indivíduos com distúrbios vestibulares (DOZZA; CHIARI; HORAK, 2005), doença de Parkinson (ROCCHI; CHIARI; HORAK, 2002), traumatismo cranioencefálico (ZHAVORONKOVA *et al.*, 2003), pacientes com sequelas de AVE (ROGIND *et al.*, 2005), e a fim de prever o risco de quedas em diferentes populações (VISSER *et al.*, 2008).

Portanto, a partir do que foi exposto na revisão de literatura, pode-se concluir que o controle postural depende do adequado funcionamento dos sistemas sensorial e motor, bem como da adequada interação entre eles; que o uso de perturbações sensoriais permite a investigação do impacto da imprecisão das informações sensoriais sobre o controle postural; e que, a posturografia é um instrumento útil para avaliar os efeitos das perturbações sobre equilíbrio postural.

3 METODOLOGIA

Antes de iniciar a coleta de dados, o projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Secretaria de Saúde do Estado do Paraná/Hospital do Trabalhador, e aprovado sob o n. 319/2011 (ANEXO A).

Este estudo respeitou a Resolução 196/96 do Conselho Nacional da Saúde. Por isso todos os indivíduos foram informados sobre as etapas e procedimentos a serem realizados durante a pesquisa. Depois de concordarem em participar do estudo, todos os voluntários foram convidados a ler e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) para o grupo de indivíduos com AVE (APÊNDICE A), e para o grupo de indivíduos hígidos (APÊNDICE B).

A coleta de dados foi realizada no Setor de Fisioterapia e no Laboratório de Marcha do Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier (CHR), situado na cidade de Curitiba – PR, entre Julho e Setembro de 2011. O CHR foi escolhido por se tratar de um centro de referência em reabilitação neurológica de pacientes com AVE, e pelo fácil acesso desses indivíduos a Instituição.

3.1 PARTICIPANTES

Participaram do estudo 40 indivíduos separados em dois grupos: um grupo de 20 sujeitos com AVE, denominado grupos com AVE (GAVE), e um grupo de 20 sujeitos saudáveis, denominado grupo de indivíduos hígidos (GH). Contudo, uma voluntária do GH foi excluída da amostra, pois seus dados posturográficos estavam desviando a amostra. Houve também perda amostral de dois voluntários, um de cada grupo, em razão do extravio dos dados posturográficos. Deste modo, o GAVE contou com 19 indivíduos, e o GH com 18 indivíduos.

Para permitir a comparação entre os grupos, os indivíduos do GH foram escolhidos de tal forma a terem idade, estatura, massa corpórea e Índice de Massa Corporal (IMC) similar ao GAVE.

Os participantes do GAVE foram selecionados dentro da população de pacientes com diagnóstico de AVE, que estavam em atendimento no CHR na data de realização da coleta de dados, ou que passaram em atendimento no CHR. Os participantes do GH foram selecionados entre a população de acompanhantes dos pacientes que estavam em tratamento no mesmo Hospital.

A amostra do estudo foi intencional, pois os participantes foram escolhidos de acordo com os critérios de inclusão e exclusão.

3.1.1 Critérios de inclusão

Os Indivíduos do GAVE foram selecionados de acordo com os seguintes critérios de inclusão:

- Indivíduos de ambos os sexos, com idades entre 45 e 65 anos;
- Possuir diagnóstico clínico de acidente vascular encefálico, isquêmico ou hemorrágico, e quadro clínico de hemiparesia unilateral;
- Ter tido somente um episódio de AVE;
- Estar em fase crônica, com no mínimo seis meses (ALON, RING, 2003; BALASUBRAMANIAN *et al.*, 2007) e no máximo dois anos pós-lesão.

Os Indivíduos do GH foram selecionados de acordo com os seguintes critérios de inclusão:

- Indivíduos hígidos que vivam com independência na comunidade, pareados ao GAVE.

3.1.2 Critérios de exclusão

Os Indivíduos do GAVE foram excluídos da amostra, de acordo com os seguintes critérios de exclusão:

- Dificuldade de entender e seguir as instruções dadas durante as avaliações;

- Presença de hemianopsia (perda parcial/completa de uma das metades do campo visual esquerdo/direito), ou de movimentos involuntários;
- Diagnóstico de neuropatia diabética;
- Presença de outros distúrbios neurológicos além do episódio de AVE (doença de Alzheimer/Parkinson, demência, disfunção cerebelar ou doença vestibular);
- Severa desordem musculoesquelética em membros inferiores que possa interferir no controle do equilíbrio postural;
- Ter feito qualquer cirurgia ou aplicação de botox nos membros superiores ou inferiores últimos seis meses;
- Obesidade, com IMC acima de 30 kg/m^2 (DAMASCENO *et al.*, 2003). Tendo em vista que a obesidade altera significativamente o controle postural (CORBEIL *et al.*, 2001).

Os Indivíduos do GH foram excluídos da amostra, de acordo com os seguintes critérios de exclusão:

- Dificuldade de entender e seguir as instruções dadas durante as avaliações;
- Presença de doenças diagnosticadas que possam interferir significativamente no controle do equilíbrio postural (Alzheimer, Parkinson, disfunção cerebelar ou vestibular, severa desordem musculoesquelética em membros inferiores, neuropatia diabética);
- Ter feito qualquer cirurgia nos últimos seis meses;
- Obesidade, com IMC acima de 30 kg/m^2 (DAMASCENO *et al.*, 2003). Tendo em vista que a obesidade altera significativamente o controle postural (CORBEIL *et al.*, 2001).

3.2 PROCEDIMENTOS

Inicialmente, foi realizada uma visita no CHR, para levantamento e seleção dos pacientes com AVE em atendimento no hospital e dos pacientes que passaram em

atendimento no hospital nos últimos dois anos. Os indivíduos selecionados foram convidados a participar da pesquisa, e, depois de serem esclarecidos sobre as etapas do estudo, assinaram o TCLE. Todos os participantes do GAVE foram avaliados antes da realização das terapias previstas para o dia no Hospital.

Os participantes do GH foram convidados a participar da pesquisa a medida que os indivíduos do GAVE estavam sendo avaliados, permitindo assim o pareamento dos grupos de acordo com a idade, estatura, massa e IMC.

Os voluntários participaram das etapas de pesquisa, na ordem em que estão apresentadas na Figura 6:

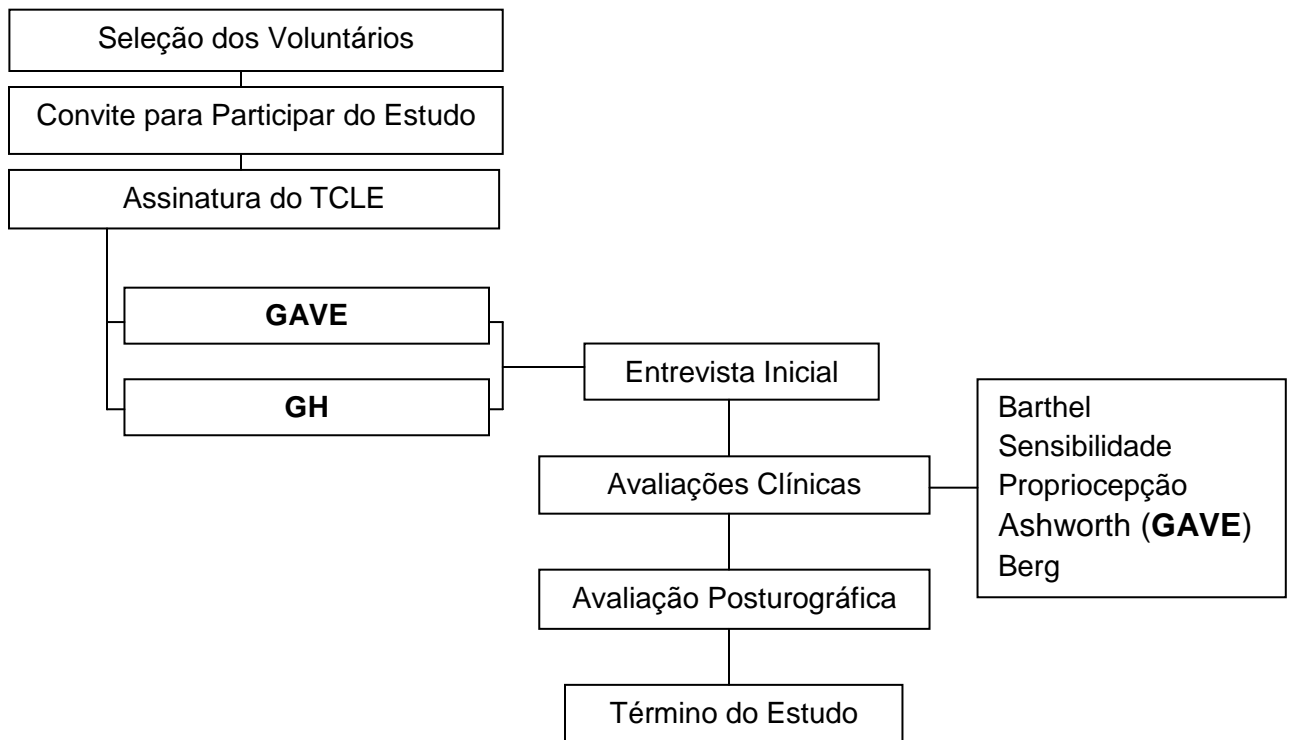


Figura 6 – Etapas da pesquisa
Fonte: A autora.

Após a assinatura do TCLE, os participantes foram submetidos a uma Entrevista Inicial, onde foi realizada a coleta dos dados pessoais, o levantamento do histórico de lesão (somente no GAVE), do histórico clínico e do histórico de quedas, a fim de caracterizar a amostra (Entrevista Inicial no APÊNDICE C). Além disso, foi realizado o

exame físico, com a aferição da pressão arterial sistêmica, mensuração da estatura e do peso dos voluntários.

Em seguida, os voluntários realizaram as Avaliações Clínicas, na ordem descrita na Figura 7. Primeiramente foi aplicado o Índice de Barthel (ANEXO B), para avaliar a independência funcional dos participantes. O questionário contém perguntas sobre dez atividades básicas de vida diária, como: alimentação, banho, cuidado pessoal, vestir-se, ritmo intestinal e urinário, uso do banheiro, transferências, mobilidade e subir escadas (GUIMARÃES, 2004). Sua validação foi feita por Guimarães (2004), sendo apontada pelo autor como uma das avaliações mais utilizadas para analisar a capacidade funcional de indivíduos com sequelas de AVE. A avaliação do grau de independência funcional torna-se necessária, visto que, está diretamente ligado ao nível de instabilidade postural no paciente hemiparético (TYSON *et al.*, 2006).

Após a avaliação da independência funcional, foi aplicado o teste de sensibilidade com os Monofilamentos Semmes-Weinstein (ANEXO C). O teste avalia a sensibilidade cutânea, por meio da pressão de seis filamentos de nylon de diferentes diâmetros sobre a pele (FERREIRA *et al.*, 2008). Cada diâmetro é representado por uma cor (ANEXO C), e quanto maior o diâmetro, maior é a gramatura do monofilamento. Durante o teste, o indivíduo permanece deitado sobre a maca, com os olhos vendados, enquanto o avaliador aplica cada monofilamento aleatoriamente em dez pontos diferentes do pé. A pressão aplicada deve ser suficiente para curvar o monofilamento, e quanto maior é a sua gramatura, mais pressão é necessária para curvá-lo. O voluntário deveria informar toda vez que sentisse a pressão no pé.

Neste estudo foram utilizados somente os filamentos da cor azul, violeta, laranja e rosa. Essa escolha foi feita para simplificar os resultados, conforme Souza (1997). O filamento azul foi aplicado três vezes em cada ponto, e os outros filamentos somente uma vez. A pontuação, para cada ponto do pé, foi dada de acordo com o valor da gramatura de cada filamento, especificada pelo fabricante (ANEXO C). Assim, quanto maior for a pontuação dada, menor será a sensibilidade plantar do indivíduo.

O teste de sensibilidade tem sido utilizado para avaliar o comprometimento sensorial de pacientes com AVE (WEN *et al.*, 2002; MARIGOLD *et al.*, 2004; TORRIANI

et al., 2005). A avaliação da sensibilidade é relevante, pois as alterações sensoriais podem influenciar o controle postural dos indivíduos com AVE (OLIVEIRA *et al.*, 2008).

Com o objetivo de avaliar a propriocepção nos membros inferiores dos voluntários, foi realizado o teste de propriocepção (MAGEE, 2005). Para realização do mesmo, o indivíduo teve que permanecer sentado, enquanto o pesquisador demonstrava na prática, ou seja, movimentava passivamente seu tornozelo em flexão e extensão. Com os olhos vendados, o participante deveria dizer se o tornozelo estava sendo movimentado em flexão ou extensão, apontando respectivamente para cima ou para baixo (MAGEE, 2005). Cada posição foi repetida três vezes aleatoriamente. Se o voluntário soubesse dizer a posição do tornozelo nas três tentativas, sem visualizá-lo, sua propriocepção seria considerada normal, caso contrário sua propriocepção seria considerada alterada. Essa avaliação é importante porque a diminuição da propriocepção do tornozelo, em indivíduos com AVE, tem forte correlação com o déficit de equilíbrio nesta população (TYSON *et al.*, 2006).

Para o GAVE, além das avaliações clínicas comuns aos dois grupos, foi realizada a avaliação do tônus muscular por meio da Escala Modificada de Ashworth (ANEXO D). O pesquisador mobilizou passivamente as articulações dos membros inferiores e superiores do indivíduo, pontuando cada movimento de acordo com a resistência involuntária oferecida pelo mesmo (BLACKBURN; VAN VLIET; MOCKETT, 2002). Como o equilíbrio postural está ligado ao grau de espasticidade muscular nos indivíduos com AVE, sua avaliação se torna importante (USTINOVA; IOFFE; CHERNIKOVA, 2003).

Para avaliar o equilíbrio postural global dos participantes, foi utilizada a Escala de Equilíbrio de Berg (ANEXO E). Ela é composta por tarefas de equilíbrio dinâmico e semi-estático, com pontuação para cada item executado. Esta é uma das escalas mais utilizadas para avaliar o equilíbrio postural de pacientes com AVE (KORNER-BITENSKY; BLUM, 2008). Os resultados obtidos com essa avaliação serviram para caracterizar a amostra.

Após as Avaliações Clínicas, os participantes realizaram o Teste do Alcance Funcional (FRT) e três condições experimentais (CEs), sobre a plataforma de força, na posição ereta semi-estática. As condições experimentais foram: OA – Olhos abertos;

OF – olhos fechados; e E – olhos abertos sobre a espuma. Essa etapa foi chamada de Avaliação Posturográfica (Figura 7), e foi realizada na seguinte ordem:

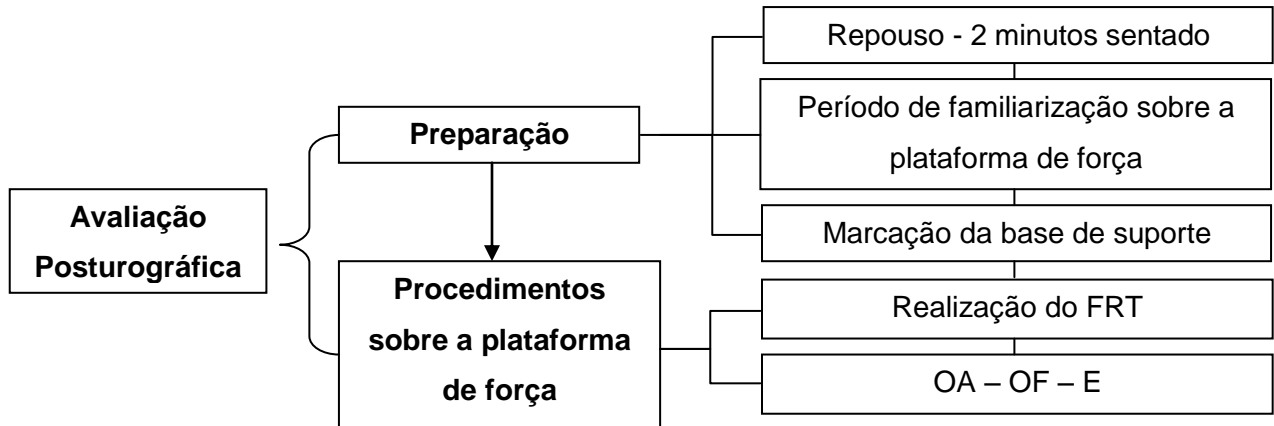


Figura 7 – Etapas da Avaliação Posturográfica
Fonte: A autora.

Primeiramente, antes de realizar as CEs sobre a plataforma de força, o participante permaneceu em repouso, sentado por dois minutos em uma cadeira posicionada próxima a plataforma de força, para que os efeitos das avaliações anteriores não interferissem nos resultados posturográficos.

O voluntário foi instruído a subir na plataforma, que estava recoberta por um papel filme, para se familiarizar com ela. Neste momento, o pesquisador desenhou o contorno dos pés do voluntário. A marcação, do posicionamento dos pés do voluntário, está ilustrada na Figura 8. Após a marcação o participante voltou à posição sentada.



Figura 8 – Marcação da base de suporte
Fonte: A autora.

Esta marcação inicial foi utilizada em todas as CEs em que o participante permaneceu em pé sobre a superfície rígida da plataforma de força. O papel filme foi trocado para cada participante.

O pesquisador, antes do início da coleta de dados, tirou o molde da BS de cada participante. Primeiramente, foi desenhado o contorno os pés do voluntário sobre o papel filme, e depois, o molde da BS foi tirado do papel filme usando uma folha de papel manteiga. O papel manteiga foi recortado e o molde utilizado para desenhar o formato da BS sobre a espuma, com o uso de um giz branco, garantindo assim, que ao final da coleta o desenho fosse apagado da espuma. Isso permitiu que, durante as outras condições experimentais sobre a espuma, o voluntário não modificasse sua base de apoio.

O procedimento acima descrito, ou seja, as etapas para a padronização do posicionamento dos pés do voluntário estão ilustradas na Figura 9. Esse cuidado foi tomado porque a padronização do posicionamento dos pés é muito importante na investigação do controle postural (CHIARI; ROCCHI; CAPPELLO, 2002).

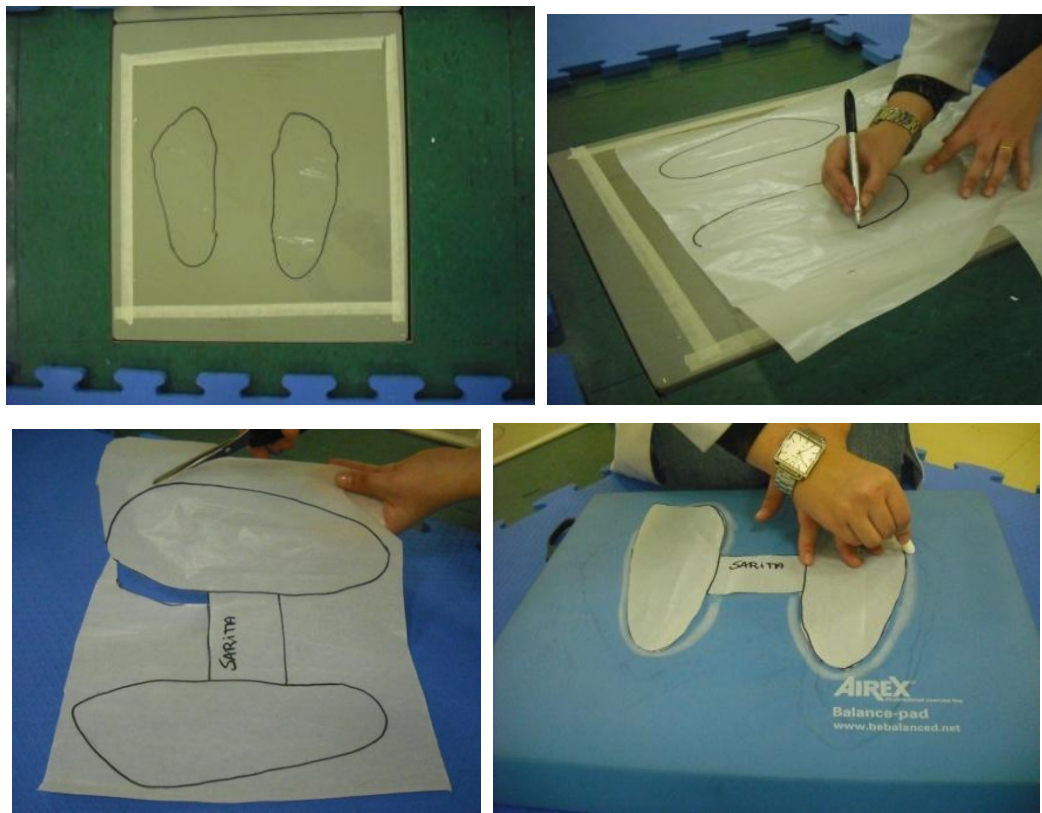


Figura 9 – Padronização do posicionamento dos pés do voluntário
Fonte: A autora.

Após a demarcação da BS do voluntário, sobre o papel filme que recobria a plataforma de força, e sobre a espuma, o participante realizou O FRT sobre a plataforma de força, ilustrado na Figura 10. O FRT foi elaborado por Duncan *et al.*, (1990), com o objetivo de avaliar o equilíbrio dinâmico. O indivíduo permanece na posição ortostática, e deve elevar os braços estendido à 90°, e alcançar a frente, o mais longe possível, sem dar passos ou usar de estratégias compensatórias. Após alcançar a maior distância possível, o voluntário retorna à posição inicial. Quando possível, ele deve usar ambos os braços para evitar rotação do tronco. O FRT foi realizado com o objetivo de avaliar o equilíbrio dinâmico dos voluntários. Acredita-se que esta medida possa representar melhor os limites de estabilidade de ambos os grupos.

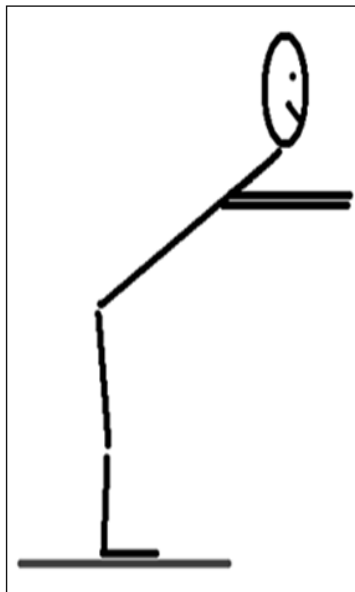


Figura 10 – Realização do FRT sobre a plataforma de força;
FRT: Teste do Alcance Funcional
Fonte: A autora.

Depois de realizar o FRT o voluntário permaneceu sentado por dois minutos ao lado da plataforma de força. Minimizando assim, os efeitos de aprendizagem da tarefa e fadiga.

Logo após, foram realizadas três CEs sobre a plataforma de força (Figura 11), com o objetivo de avaliar o impacto da privação da visão e da imprecisão somatossensorial sobre o controle postural. São elas:

- OA Presença da visão, e base de apoio rígida;
- OF Privação visual com a venda de olhos, e base de apoio rígida;
- E Presença da visão, e base de apoio imprecisa sobre a espuma.

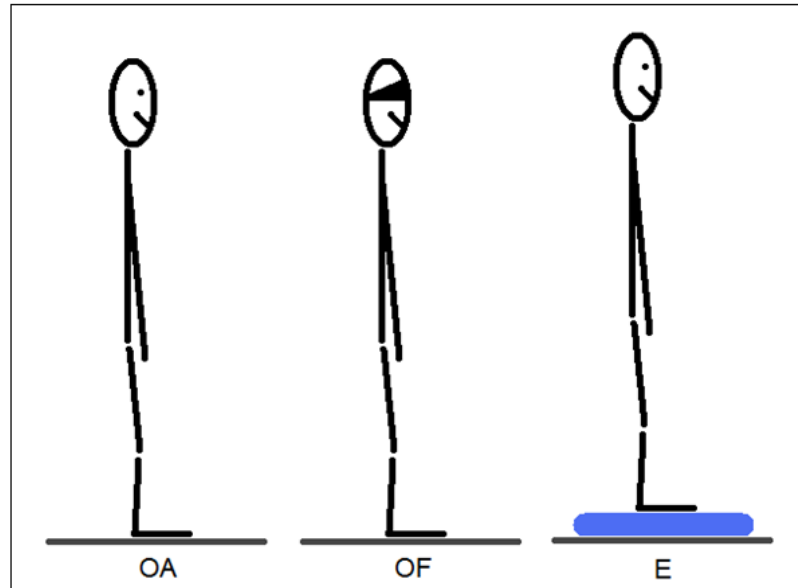


Figura 11 – Condições experimentais sobre a plataforma de força;
Fonte: A autora.

Todos os voluntários realizaram uma única vez cada condição experimental (CE), mantendo esta posição por um minuto, com um intervalo de dois minutos entre as condições (FREITAS; DUARTE, 2006). Neste intervalo, o participante permaneceu sentado em uma cadeira próximo à plataforma de força. Como indica a literatura, o tempo mínimo para coleta de dados deve ser de 60 segundos, para garantir assim a confiabilidade dos dados coletados (FREITAS; DUARTE, 2006). A realização das CEs seguiu a ordem apresentada na Figura 11.

A postura ereta semi-estática refere-se à posição confortável em pé, com os pés descalços e sem meias, membros superiores soltos ao longo do corpo, mas, sem ultrapassar a largura do quadril.

Nas condições experimentais com base rígida o indivíduo permaneceu em cima da plataforma de força, que tem uma superfície de metal rígida. A condição experimental com BS imprecisa incluiu o uso de uma espuma visco-elástica AIREX® Balance Pad (Figura 12), com 41cm x 49cm de largura e 6cm de altura, de densidade

média, que foi colocada em cima da plataforma de força. A mesma espuma foi utilizada durante a coleta de dados. Esse artifício foi utilizado com a finalidade de diminuir a confiabilidade da informação somatossensorial, pois, altera o torque do tornozelo e a entrada dos receptores cutâneos plantares, causando imprecisão somatossensorial (FUJIMOTO *et al.*, 2009; PATEL *et al.*, 2011).



Figura 12 – Espuma Visco-elástica
Fonte: www.bebalanced.net/airex.

Nas condições experimentais com a presença da visão, os indivíduos foram instruídos a olhar fixamente em um alvo visual fixo na parede à sua frente, que estava na altura dos olhos a um metro de distância da plataforma de força (FREITAS; DUARTE, 2006). A condição de privação da visão incluía o uso de uma venda, que eliminava a visão (SHUMWAY-COOK; HORAK, 1986; FERRAZ; BARELA; PELLEGRINI, 2001), deste modo, foi eliminada uma das principais entradas sensoriais utilizadas para manter a estabilidade postural (BLASZCZYK; BACIK; JURAS, 2003).

Antes de realizar cada CE, o pesquisador explicou o posicionamento que deveria ser adotado pelo participante e os comandos que seriam dados. Ao comando do pesquisador: “subir na plataforma”, o participante subia na plataforma de força e se posicionava, e ao comando “iniciar” o pesquisador informava ao participante que a coleta havia começado e que ele deveria permanecer em silêncio.

Para manter a segurança dos participantes, a pesquisadora ficou posicionada um passo atrás do voluntário, para ajudar em qualquer desequilíbrio, mas sem tocá-lo. Também com esse objetivo, foram posicionados em volta da plataforma de força quatro

tatames de Etil Vinil Acetato (E.V.A.) com encaixe; cada tatame possui 1m x 1m de largura, e com 1 cm de espessura (Figura 13).



Figura 13 – Tatames em volta da plataforma de força
Fonte: A autora.

Para realizar a Avaliação Posturográfica foi utilizada uma plataforma de força (AMTI, OR6-7), com 10 cm de altura (Figura 14). A plataforma estava alocada no Laboratório de Marcha, onde foram realizadas todas as avaliações posturográficas. O ambiente era isolado, e com uma superfície plana. A plataforma estava nivelada, e os ruídos sonoros e visuais minimizados.



Figura 14 – Plataforma de Força
Fonte: Manual da Plataforma de Força AMTI, OR6-7.

Para aquisição do sinal do CP foi utilizada uma frequência de amostragem de 100Hz (SCHMID *et al.*, 2002). Os dados da plataforma de força foram filtrados por um filtro passa baixa Butterwoth 2ª ordem, com frequência de corte de 10 Hz, e depois foram processados em ambiente de programação MatLab 7.0 (Mathworks).

Os componentes de forças e momentos, fornecidos pela plataforma de força, foram usados para calcular as coordenadas do CP na direção médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP):

$$CPa-p = (-h \cdot F_x - M_y) / F_z$$

$$CPm-l = (-h \cdot F_y + M_x) / F_z$$

h - altura da base de apoio acima da plataforma de força.

F_x - Componente de Força na Direção Ântero-Posterior.

F_y - Componente de Força na Direção Médio-Lateral.

F_z - Componente de Força na Direção Vertical.

M_x - Componente de Momento de Força no Eixo X.

M_y - Componente de Momento de Força no Eixo Y.

O desempenho dos voluntários em cada CE foi mensurado por meio do estudo do movimento do centro de pressão, que foi parametrizado pelas seguintes variáveis posturográficas globais (FREITAS; DUARTE, 2006):

- Amplitude de Deslocamento RMS do CP (Figura 15): representa a dispersão do deslocamento do CP da posição média durante um intervalo de tempo, nas direções médio-lateral (Desloc_RMS ML) e ântero-posterior (Desloc_RMS AP).

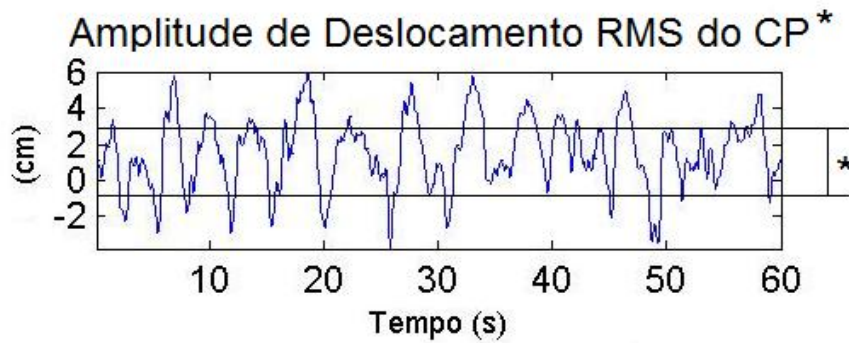


Figura 15 – Estabilograma representando a Amplitude de Deslocamento RMS do CP
Fonte: A autora.

- Velocidade de Deslocamento RMS do CP (Figura 16): os valores médios quadráticos da velocidade de deslocamento do CP foram calculados nas direções médio-lateral (Veloc_RMS ML) e ântero-posterior (Veloc_RMS AP).

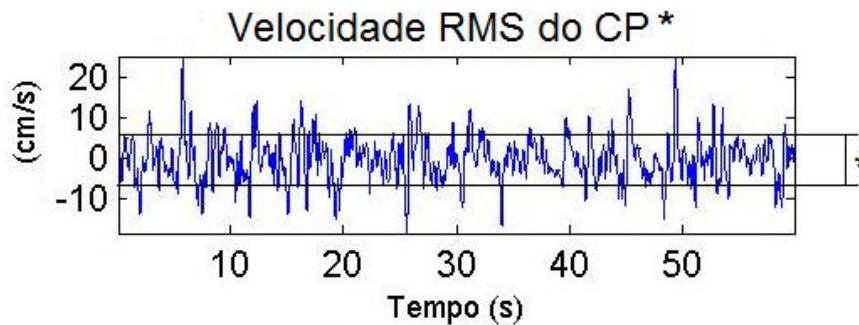


Figura 16 – Estabilograma representando a Velocidade de Deslocamento RMS do CP
Fonte: A autora.

- Trajetória Total do CP (Figura 17): representa o comprimento da trajetória do CP sobre a BS. É calculada considerando o deslocamento do CP, nas direções médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP).

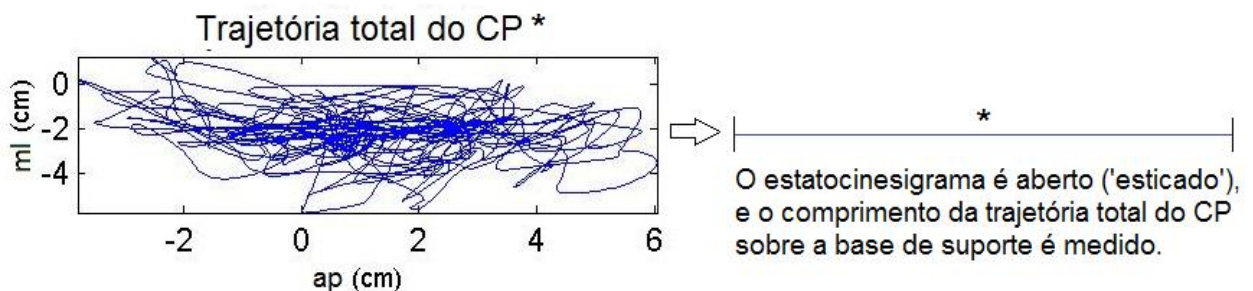


Figura 17 – Estatocinesigrama representando a Trajetória Total do CP
Fonte: A autora.

- Área do CP (Figura 18): estima a dispersão dos dados do CP pelo cálculo da área do estatocinesigrama. Calculada por meio da determinação de uma elipse, que engloba 95% dos dados do CP, sendo que os dois eixos desta elipse são calculados a partir das medidas de dispersão dos sinais do CP.

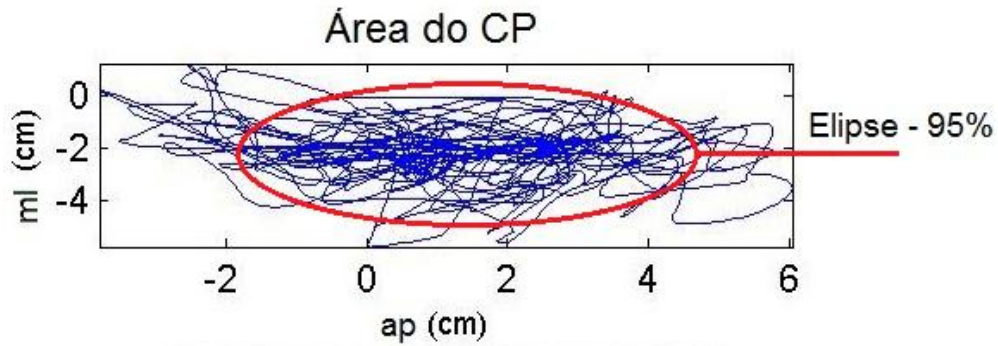


Figura 18 – Estatocinesigrama representando a Área do CP
Fonte: A autora.

- Frequência Média (Figura 19): análise espectral da trajetória do CP, nas direções médio-lateral ($F_{m\u00e9dia}$ ML) e ântero-posterior ($F_{m\u00e9dia}$ AP). É calculada a partir do espectro de potência do sinal estabilométrico, por meio da *Fast Fourier Transform* (FFT).

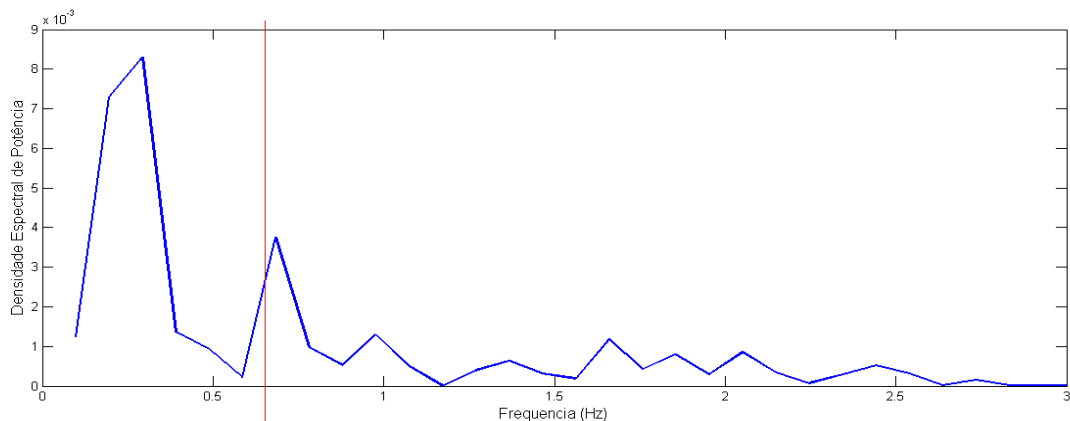


Figura 19 – Espectro representando a Frequência Média (linha vertical vermelha) da potência do espectro
Fonte: A autora.

3.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para realizar a análise estatística foi utilizado o *software* Statistica 10 (Statsoft, USA), sempre adotando o nível de significância de $p < 0,05$.

Inicialmente, foi verificada a condição de normalidade das variáveis, usando o teste de Shapiro-Wilks.

Para as variáveis comuns de caracterização de amostra, que seguiam uma distribuição normal: idade e estatura, foi utilizado o teste paramétrico t student; e para as variáveis que não seguiam uma distribuição normal: massa corporal, IMC e pressão arterial, foi utilizado o teste não paramétrico de Mann-Whitney. As outras variáveis não paramétricas de caracterização de amostra foram descritas por meio de porcentagem, mediana, mínimo e máximo.

A variável Amplitude de Deslocamento do CP, nas direções ML e AP, foram comparadas entre o GAVE e o GH na condição do Teste do Alcance Funcional, utilizando o teste paramétrico t student.

O teste de correlação de Pearson foi utilizado para verificar a correlação entre a sensibilidade plantar e as variáveis posturográficas, quando as variáveis eram normais. E o teste de correlação de Spearman foi utilizado para verificar a correlação entre a sensibilidade plantar e as variáveis posturográficas, e a sensibilidade plantar e a Escala de Equilíbrio de Berg, quando as variáveis seguiam uma distribuição não normal.

As variáveis: Desloc_RMS ML e AP, Veloc_RMS ML e AP, Trajetória Total do CP, Área do CP e Fmédia ML e AP, foram comparadas em cada uma das três condições experimentais, entre grupos, utilizando o teste paramétrico t student ou o teste não-paramétrico de Mann-Whitney se, respectivamente, os dados apresentassem distribuição normal ou não normal.

Para realizar comparações múltiplas em cada variável posturográfica, entre as três condições experimentais, dentro de cada grupo, foi utilizado o teste não-paramétrico ANOVA de Friedman. Ele foi escolhido porque a maioria dos dados não apresentou distribuição normal.

Quando o teste ANOVA de Friedman apontava diferença significativa entre as condições experimentais, era realizada a análise dessas condições duas a duas, utilizando o teste não-paramétrico de Wilcoxon.

A fim de verificar a existência de relação entre sensibilidade plantar e variáveis posturográficas e melhor discutir os resultados, foram calculados os coeficientes de correlação de Pearson ou de Spearman entre os dados do teste de sensibilidade plantar e variáveis do CP (Desloc_RMS ML e AP, Área e Veloc_RMS ML e AP, nas três condições experimentais), dependendo da normalidade dos dados.

4 RESULTADOS

4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Os voluntários do grupo de indivíduos com AVE e do grupo controle apresentaram idade, massa, estatura, IMC, pressão arterial sistólica e diastólica similares. O GAVE apresentou número maior de indivíduos do sexo masculino, do que o GH. As características da amostra estão descritas na Tabela 1.

Tabela 1 – Características da amostra.

	GAVE	GH	p valor
Sexo	M (11) F (8)	M (7) F (11)	
Idade (anos)	55,1 ± 6,7	53,6 ± 5,9	0,46*
Massa Corporal (kg)	72,9 ± 12,3	66,1 ± 10,2	0,06**
Estatura (cm)	1,65 ± 0,09	1,62 ± 0,07	0,25*
IMC (kg/m ²)	26,5 ± 2,9	25,0 ± 2,8	0,10**
PA Sistólica (mmHg)	125,3 ± 12,6	123,3 ± 13,7	0,74**
PA Diastólica (mmHg)	82,1 ± 10,8	84,4 ± 9,83	0,59**

Nota: GAVE: Grupo de Indivíduos com AVE; GH: Grupo de Indivíduos Hígidos; M: Masculino; F: Feminino; IMC: Índice de Massa Corporal; PA: Pressão arterial. * t student ** Mann-Whitney. São apresentados os valores da média e do desvio padrão.

Fonte: A autora

No GAVE, dois indivíduos apresentaram outras doenças associadas, são elas: depressão e aumento da próstata. No GH foram encontrados três casos, entre eles: hipotireoidismo, tendinite de punho e fibromialgia. Ao todo, 10 voluntários apresentaram algum tipo de dor, tanto no GAVE, como no GH. A dor em todos os indivíduos do GAVE estava localizada no hemídio comprometido.

Na Tabela 2 é possível visualizar as características referentes à avaliação clínica da amostra. O número de voluntários com diabetes é similar entre os grupos, porém, em todas as outras variáveis estudadas, foram encontradas diferenças, principalmente com relação à sensibilidade plantar, que está mais comprometida no GAVE.

Tabela 2 – Características da avaliação clínica da amostra.

	Grupo de Indivíduos com AVE			Grupo de Indivíduos Hígidos		
HAS	74% (14*)			33% (6)		
Diabetes	16% (3)			10% (2)		
Vertigem/tontura	31% (6)			0% (0)		
	Mediana	Mínimo	Máximo	Mediana	Mínimo	Máximo
Medicamentos	3	0	10	1	0	5
Nº de quedas	1	0	4	0	0	1
Índice de Barthel	85	65	100	100	95	100
BERG	45	34	54	55	54	56
Sensibilidade pé D (g)	3,06	0,38	271	1,90	0,38	31,62
Sensibilidade pé E (g)	3,24	0,20	242	1,81	0,56	3,42

Nota: HAS: Hipertensão Arterial Sistêmica; BERG: Escala de Equilíbrio de Berg; D: Direito; E: Esquerdo.
*número absoluto.

Fonte: A autora

O número de medicamentos ingeridos diariamente foi contabilizado de acordo com a classe de cada medicamento, e não em relação à dose diária. As classes de medicamentos que apareceram com maior frequência foram os anti-hipertensivos e diuréticos.

Em relação ao número de quedas sofridas pelos voluntários no último ano, somente um voluntário do GH sofreu uma queda. Dos indivíduos do GAVE que sofreram quedas, três foram hospitalizados em razão do incidente. Os locais mais comuns foram: o quarto, o banheiro, a sala, nas escadas, na rua, saindo do carro e na cozinha. E os motivos mais comuns foram: perturbações externas, sensação de vertigem/tontura e desmaio.

No GAVE, foram registrados três pontos onde a resposta a sensibilidade plantar foi a ausência de percepção ao monofilamento de 300g, representado pela cor preta. Como essa resposta não é expressa em gramas, como nas outras cores, ao ser feito o cálculo da mediana, mínimo e máximo, para a sensibilidade plantar, foram excluídos do cálculo esses três pontos; o que não trouxe prejuízo a amostra.

O GH não apresentou alterações na propriocepção plantar. No GAVE, cinco indivíduos apresentaram propriocepção alterada no membro inferior direito. Em todos os casos, a propriocepção estava alterada somente no lado hemiparético.

Todos os participantes do GAVE tiveram somente um episódio de AVE. Foram selecionados somente indivíduos na fase crônica de lesão. Quanto à topografia da lesão, 15 tiveram lesão cerebral à esquerda e quatro à direita. Dos voluntários com lesão cerebral à esquerda, quatro tinham o diagnóstico de afasia e três de disartria. As características do GAVE estão descritas na Tabela 3.

Tabela 3 – Características do grupo de indivíduos com AVE.

Grupo de Indivíduos com AVE			
Tipo de AVE	Isquêmico (16*)		Hemorrágico (2*)
Hemiparesia	Direita (15*)		Esquerda (4*)
	Mediana	Mínimo	Máximo
Tempo de lesão (meses)	13	6	24
Ashworth MI parético	0	0	4
Ashworth MS parético	1	0	4
Sensibilidade pé parético	4,40	0,92	271
Sensibilidade pé não parético	2,62	0,20	66,2

Nota: MI: Membro Inferior; MS: Membro Superior; * número absoluto.

Fonte: A autora

Além das características acima citadas, todos os participantes deambulavam, dos quais, oito deles necessitavam de algum tipo de auxílio para a marcha: sete faziam uso de bengala de quatro pontas, e um fazia uso de bengala simples.

4.2 VARIÁVEIS POSTUROGRÁFICAS

Nas condições experimentais: olhos abertos, olhos fechados, e olhos abertos sobre a espuma, o teste ANOVA de Friedman apontou diferenças significativas ($p < 0,001$) entre as três condições experimentais, para ambos os grupos, GAVE e GH, nas variáveis posturográficas: Desloc_RMS ML e AP, Trajetória Total do CP, Área, Veloc_RMS ML e AP, e Fmédia AP. Para a Fmédia ML, a diferença entre as três condições experimentais só foi significativa para o GH ($p < 0,001$). O teste não indicou diferenças para o GAVE ($p > 0,05$). Para maiores detalhes sobre os valores, consultar o APÊNDICE E.

Nas Figuras a seguir (20 à 24) são apresentados os gráficos Boxplot com as variáveis posturográficas, padronizados no programa *Statistica*.

Na Figura 20 são apresentados os resultados da comparação do Desloc_RMS ML (A) e Desloc_RMS AP (B), entre as três condições experimentais, dentro de cada grupo. Houve diferença somente entre as condições experimentais OA e E, e OF e E, para ambos os grupos, em ambas as variáveis posturográficas analisadas.

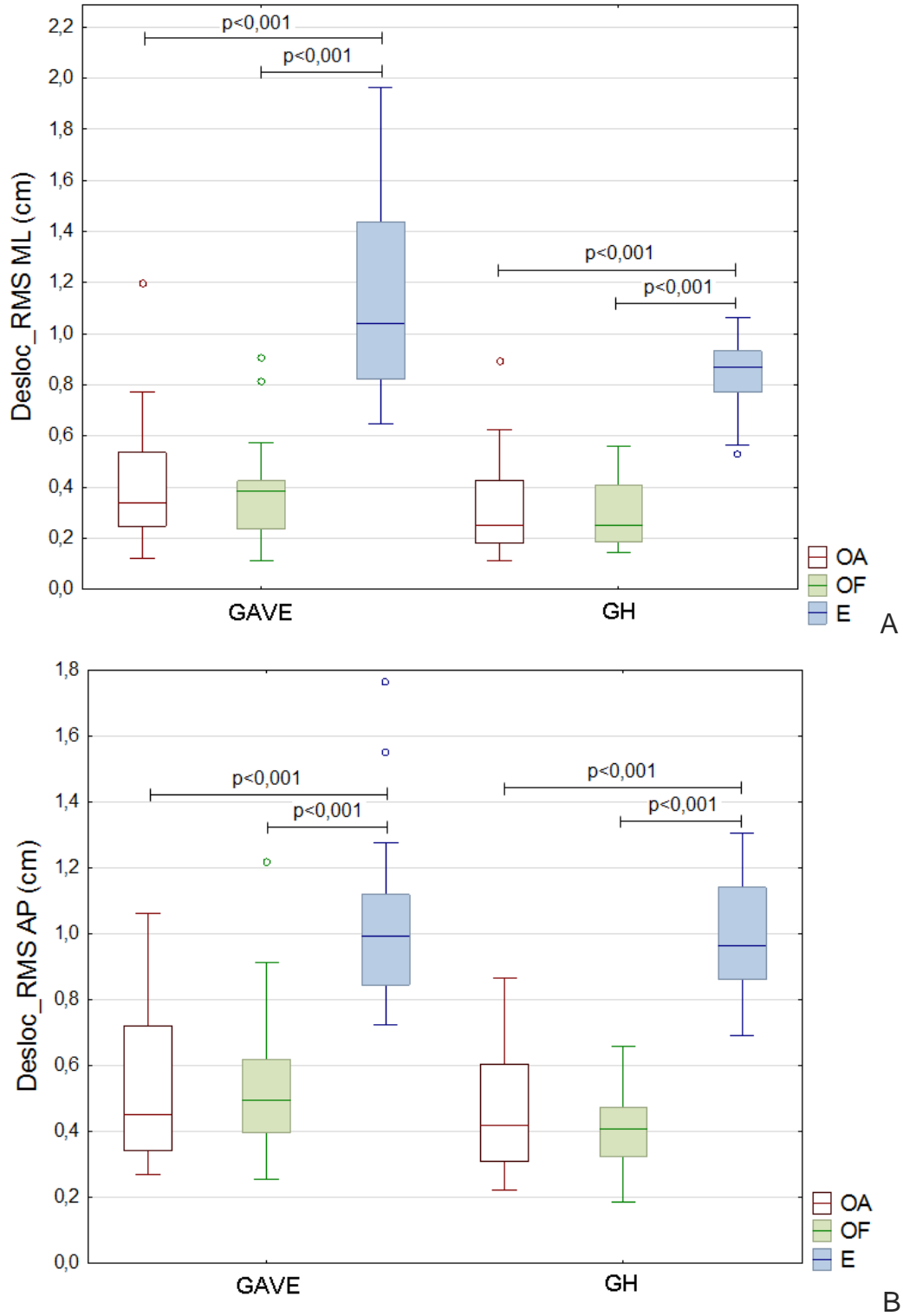


Figura 20 – Comparação da Amplitude de Deslocamento RMS do CP, nas direções ML (A) e AP (B), entre as condições experimentais, para o GAVE e GH. Gráfico Box representa 25% - 75% dos valores, a linha horizontal representa a mediana, as barras verticais representam os valores mínimos e máximos, e o símbolo ° representa os outliers, p valor (Wilcoxon).
 Fonte: A autora.

A única diferença encontrada, na comparação entre grupos, para o Desloc_RMS ML, foi na condição experimental E ($p < 0,01$). A mesma comparação entre grupos, para o Desloc_RMS AP, indicou diferença somente na condição experimental OF ($p < 0,02$).

Na Figura 21 estão ilustrados os resultados da comparação das Veloc_RMS ML (A) e Veloc_RMS AP (B), entre as três condições experimentais, dentro de cada grupo. O Houve diferença para a Veloc_RMS ML (A), entre as condições experimentais OA e E, e OF e E, em ambos os grupos. Para a Veloc_RMS AP (B), foram encontradas diferenças entre todas as condições experimentais analisadas, para ambos os grupos, GAVE e GH.

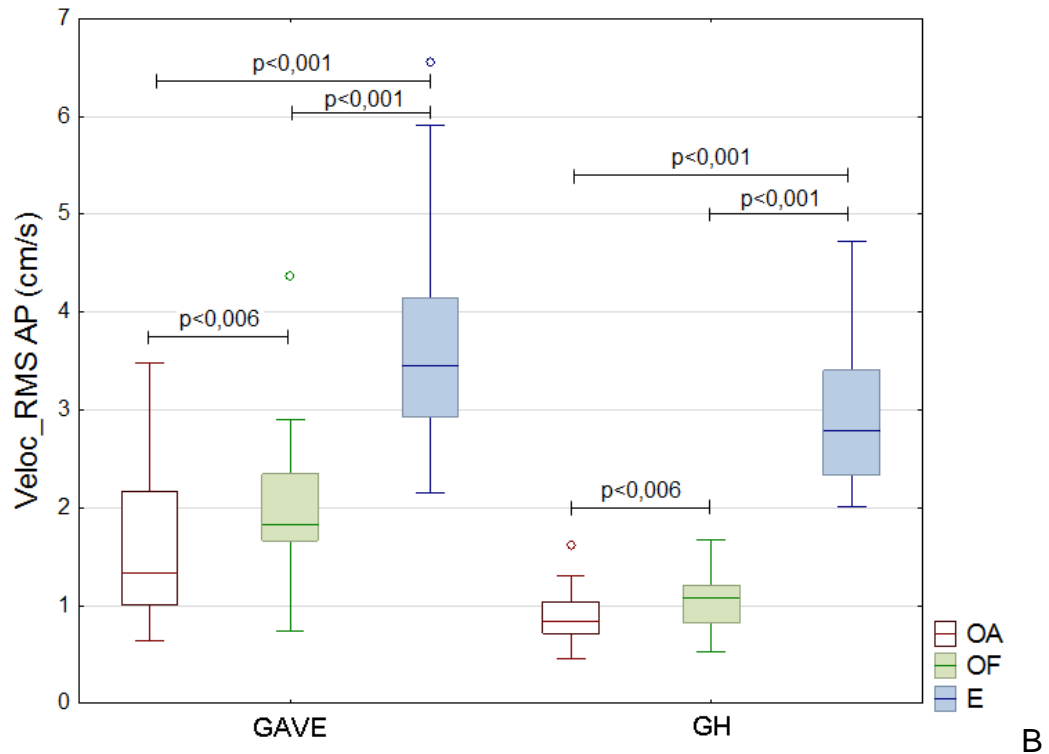
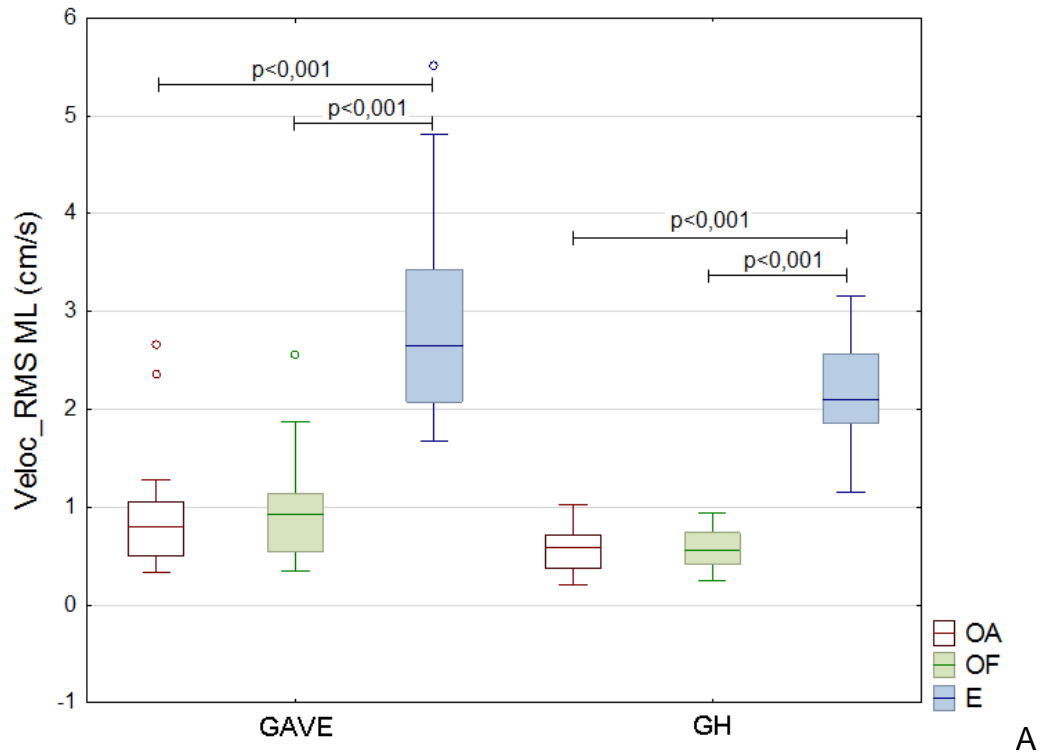


Figura 21 – Comparação da Velocidade RMS do CP, nas direções ML (A) e AP (B), entre as condições experimentais, para o GAVE e GH. Gráfico Box representa 25% - 75% dos valores, a linha horizontal representa a mediana, as barras verticais representam os valores mínimos e máximos, e o símbolo ° representa os *outliers*, p valor (Wilcoxon).

Fonte: A autora.

Ao comparar a Veloc_RMS ML, entre o GAVE e o GH, foram encontradas diferenças em todas as condições experimentais analisadas, ou seja, OA ($p < 0,03$), OF ($p < 0,007$) e E ($p < 0,01$). Resultado similar ao encontrado na comparação da Veloc_RMS AP, nas condições: OA ($p < 0,001$), OF ($p < 0,001$), e E ($p < 0,01$), que são diferentes entre os grupos.

Na Figura 22 estão representados os resultados da comparação da Trajetória Total do CP, entre as três condições experimentais, dentro de cada grupo. Houve diferença entre todas as condições experimentais analisadas: OA e OF, OA e E, e OF e E, para ambos os grupos investigados.

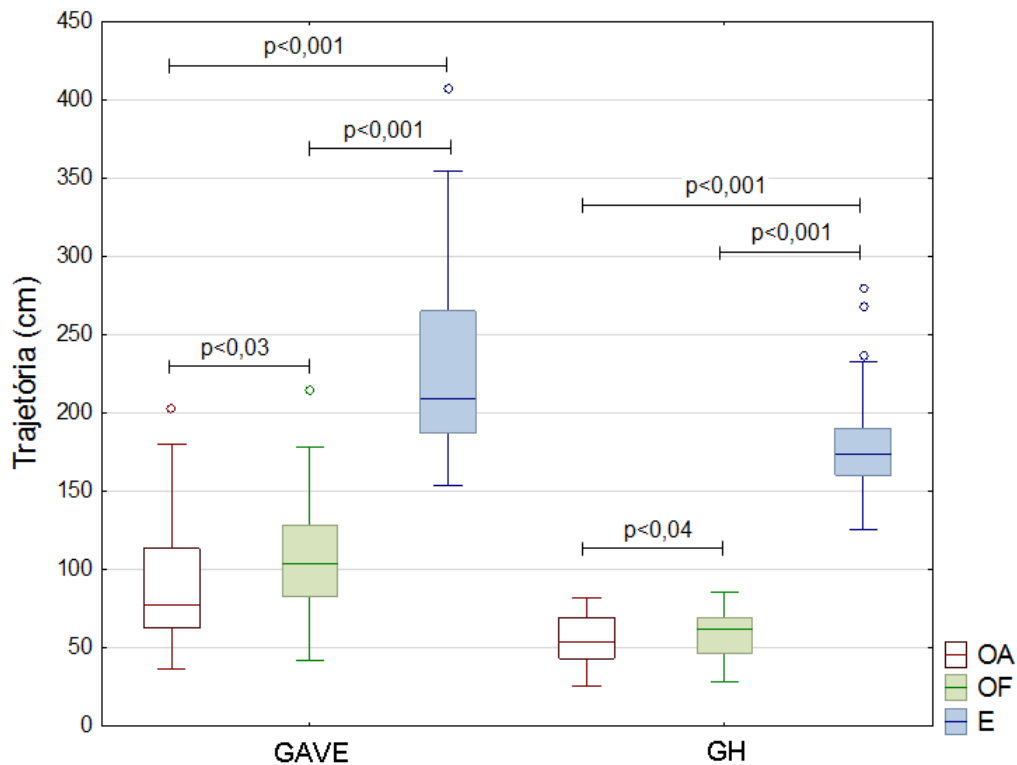


Figura 22 – Comparação da Trajetória Total do CP, entre as condições experimentais, para o GAVE e GH. Gráfico Box representa 25% - 75% dos valores, a linha horizontal representa a mediana, as barras verticais representam os valores mínimos e máximos, e o símbolo ° representa os *outliers*, p valor (Wilcoxon).

Fonte: A autora.

Ao ser comparada a Trajetória Total do CP, entre grupos, foram encontradas diferenças em todas as condições experimentais analisadas: OA ($p < 0,001$), OF ($p < 0,001$), e E ($p < 0,004$).

Na Figura 23 encontram-se os resultados da comparação da Área do CP, entre as três condições experimentais, dentro de cada grupo. Houve diferença somente entre as condições experimentais OA e E, e OF e E, para ambos os grupos.

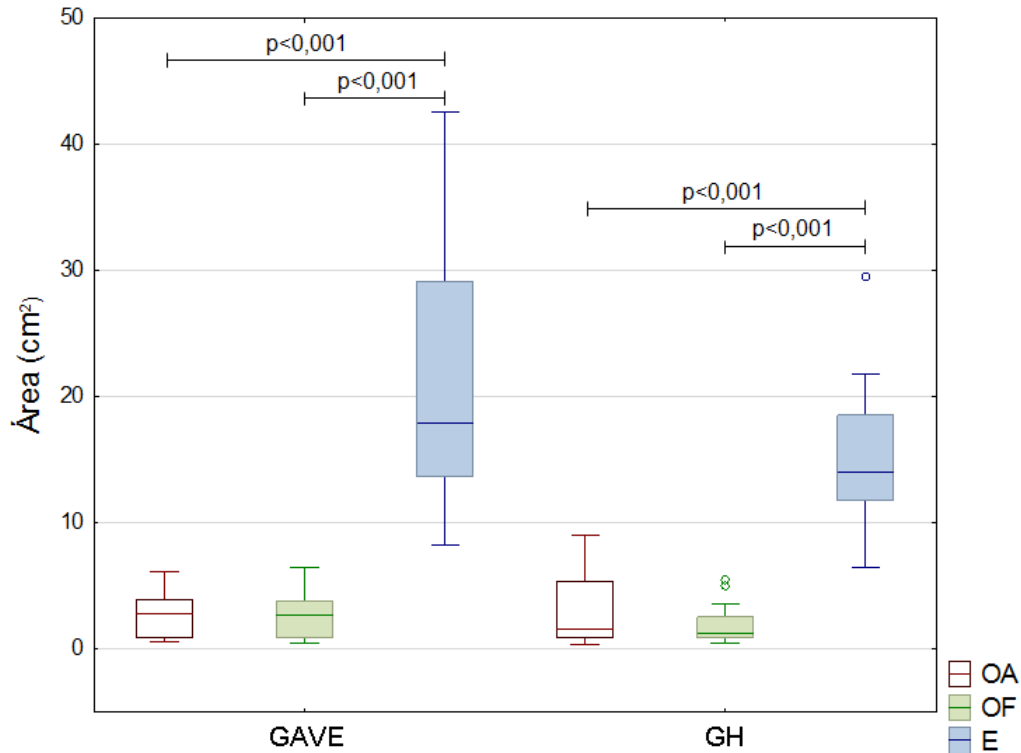


Figura 23 – Comparação da Área do CP, entre as condições experimentais, para o GAVE e GH. Gráfico Box representa 25% - 75% dos valores, a linha horizontal representa a mediana, as barras verticais representam os valores mínimos e máximos, e o símbolo ° representa os *outliers*, p valor (Wilcoxon).
Fonte: A autora.

A única diferença encontrada, na comparação da Área do CP, entre grupos, foi na condição experimental E ($p < 0,03$).

Na Figura 24 estão ilustrados os resultados da comparação das Fmédias ML (A) e Fmédias AP (B), entre as três condições experimentais, dentro de cada grupo. Houve diferença somente no GH, para a Fmédias ML (A), entre as condições experimentais OA e E, e OF e E. Não houve diferença entre as condições para o GAVE. Para a Fmédias AP (B), foi encontrada diferença entre as condições experimentais OA e OF, e OA e E, em ambos os grupos.

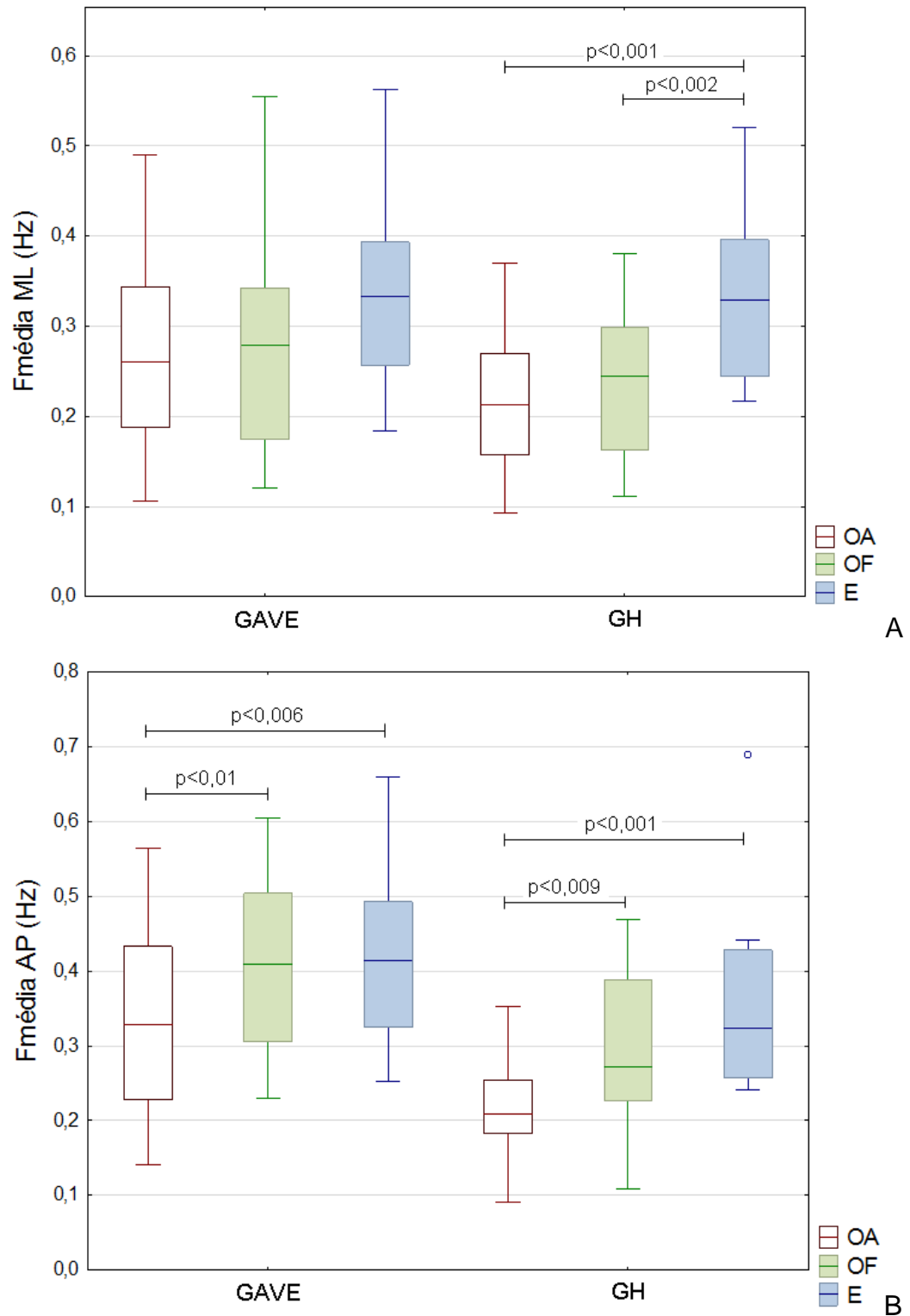


Figura 24 – Comparação da Frequência Média do CP, nas direções ML (A) e AP (B), entre as condições experimentais, para o GAVE e GH. Gráfico Box representa 25% - 75% dos valores, a linha horizontal representa a mediana, as barras verticais representam os valores mínimos e máximos, e o símbolo ° representa os *outliers*, p valor (Wilcoxon).

Fonte: A autora.

Com relação á Fmédia ML, não houve diferença quando realizadas as comparações entre os grupos para as condições experimentais OA, OF e E. Contudo, para a Fmédia AP, a comparação entre grupos indicou diferença entre todas as condições experimentais analisadas: OA ($p < 0,001$), OF ($p < 0,004$), e E ($p < 0,04$).

Todos os valores calculados nos testes estatísticos, aplicados às variáveis posturográficas, encontram-se descritos detalhadamente no APÊNDICE E.

4.3 CORRELAÇÃO VARIÁVEIS DO CP X SENSIBILIDADE PLANTAR

Na tabela 4 é possível visualizar os coeficientes de correlação entre a sensibilidade plantar e as variáveis do CP dos indivíduos do GH. Os valores destacados na cor vermelha correspondem aos coeficientes para os quais a análise apontou significância estatística. Não houve correlação entre a sensibilidade plantar e as variáveis do CP para o GAVE.

Tabela 4 – Correlação: variáveis posturográficas x sensibilidade plantar no GH.

Grupo de Indivíduos Hígidos (GH)		
	Sensibilidade pé D	Sensibilidade pé E
Desloc_RMS ML OA	0,368647*	0,619122*
Desloc_RMS ML OF	0,522336*	0,619122*
Desloc_RMS ML E	0,572181*	0,813209**
Desloc_RMS AP OA	0,717563*	0,545771**
Desloc_RMS AP OF	0,613719*	0,512865**
Desloc_RMS AP E	0,335417*	0,271194**
Área OA	0,507798*	0,678037*
Área OF	0,570105*	0,591215*
Área E	0,420569*	0,617783**
Veloc_RMS ML OA	0,312571*	0,465486**
Veloc_RMS ML OF	0,349955*	0,579724**
Veloc_RMS ML E	0,237803*	0,427086**
Veloc_RMS AP OA	0,420569*	0,444568**
Veloc_RMS AP OF	0,622027*	0,493574**
Veloc_RMS AP E	0,119421*	0,116117**

Nota: *Teste de correlação de Spearman; **Teste de Correlação de Pearson.

Fonte: A autora

No Apêndice D estão representados os gráficos de dispersão, somente das variáveis posturográficas que tiveram uma correlação significativa com a sensibilidade plantar, no GH.

5 DISCUSSÃO

No presente trabalho, foram investigados os efeitos da exposição às perturbações dos sistemas: visual e somatossensorial, sobre o controle postural de indivíduos com hemiplegia crônica, decorrente de acidente vascular encefálico (AVE). O grupo de Indivíduos com AVE (GAVE) foi comparado ao grupo de indivíduos hígidos (GH), durante a manutenção da postura ereta semi-estática, por meio da análise de variáveis posturográficas.

Quando realizadas comparações, entre o GAVE e o GH, na condição experimental olhos abertos, o GAVE apresentou valores maiores do que o GH, para a: trajetória total do CP, velocidade RMS ML e AP, e frequência média AP. Os achados indicam que o GAVE teve um pior desempenho com os olhos abertos em relação ao GH.

A trajetória do CP confirma os achados encontrados no experimento realizado por Chiari *et al.* (2002). Os autores observaram em adultos saudáveis, na manutenção da postura ereta quieta em superfície estável com os olhos abertos, baixas frequências de oscilação do CP, na ordem de menos de 1Hz. No presente estudo, ambos os grupos apresentavam, para a frequência média do CP, nas direções ML e AP, valores menores do que 1Hz em todas as condições experimentais a que foram submetidos.

Em concordância com os achados no presente estudo, Chern *et al.* (2010), encontraram valores maiores para a trajetória e velocidade do CP, em indivíduos hemiparéticos pós-AVE, na postura ereta quieta com o olhos abertos, em comparação com adultos saudáveis. De acordo com os autores, a velocidade mais elevada do CP durante a manutenção da postura ereta quieta pode estar relacionada à maior instabilidade postural.

No entanto, a velocidade do CP pode não representar necessariamente instabilidade postural, ou seja, ela pode, juntamente com a frequência, trajetória, área e amplitude de deslocamento do CP, ser um indicativo de disfunção sensório-motora (Yu *et al.*, 2008). Na mesma linha de pensamento, Maki, Holliday e Fernie (1990), afirmam que indivíduos com valores maiores de velocidade do CP podem possuir um sistema de

controle postural estável, em que o CP faz correções posturais frequentes para estabilizar o centro de massa, mantendo a estabilidade postural, desde que o CP não se aproxime dos limites de estabilidade da base de suporte.

Possíveis significados fisiológicos, em relação às variáveis posturográficas, têm sido indicados na literatura (MAKI; HOLLIDAY; FERNIE, 1990; PRIETO; MYKLEBUST; HOFFMANN, 1996; YU *et al.*, 2008). No entanto, não há um consenso sobre o exato significado de cada variável. Seriam necessários mais estudos que buscassem desvendar a neurofisiologia dessas variáveis, e o que representa o aumento ou diminuição dos seus valores para o controle postural de indivíduos hemiparéticos.

Contudo, pode-se considerar que os valores maiores das variáveis acima citadas, encontrados no GAVE, representam maior quantidade de atividade motora exigida para manter a estabilidade postural nestes indivíduos, em relação aos indivíduos do GH (RIVAL; CEYTE ; OLIVER, 2004).

Quando realizadas comparações entre as condições olhos abertos e olhos fechados no GH, observaram-se valores maiores para a: trajetória total do CP, velocidade RMS AP, e frequência média AP, com olhos fechados em relação aos olhos abertos. A privação da informação visual afetou algumas das variáveis posturográficas no GH.

Os achados sugerem que o GH pode ter maior dependência das informações visuais para manter a postura ereta quieta. Esse fenômeno tem sido descrito em indivíduos hígidos, ou seja, ele não é somente uma resposta patológica a alguma desordem do controle postural, mas também é uma característica fisiológica de muitos sujeitos saudáveis (YELNIK *et al.*, 2008), o que pode explicar os maiores valores encontrados para as variáveis acima descritas quando os indivíduos do GH foram privados da informação visual.

Prieto, Myklebust e Hoffmann (1996) afirmam que a trajetória total do CP registra a eficiência do sistema de controle postural, ou seja, quanto menor for a trajetória do CP mais eficiente será o sistema de controle postural. Deste modo, a maior trajetória do CP no GH, com os olhos fechados, pode indicar menor eficiência do sistema de controle postural em manter o equilíbrio postural frente à privação da visão.

Dault *et al.* (2003), avaliaram 15 jovens saudáveis, e observaram valores maiores para a velocidade total do CP quando os jovens eram privados da informação visual, do que quando era mantida a visão. No presente estudo, somente a velocidade RMS na direção AP apontou diferenças entre as condições olhos fechados e olhos abertos no GH.

Os achados em relação a frequência média do CP corroboram os resultados encontrados no estudo de Sullivan, Rose e Pfefferbaum (2006). Os autores encontraram no grupo de voluntários saudáveis, uma diferença significativa na trajetória do CP, entre olhos abertos e olhos fechados, na postura ereta quieta com os pés separados. Com valores maiores para a condição olhos fechados.

No GAVE foram encontrados maiores trajetória total do CP, velocidade RMS AP, e frequência média AP, com olhos fechados em relação aos olhos abertos. Resultado similar ao encontrado no GH, onde as mesmas variáveis foram afetadas com a privação da informação visual. É possível que essas variáveis tenham sido mais sensíveis para detectar a dificuldade de ambos os grupos, em manter o controle postural frente à privação da informação visual.

Vários autores apontam que os sujeitos com AVE são mais dependentes do sistema visual para manter a postura em pé, ou seja, eles apresentam um acoplamento maior entre informação visual e oscilação corporal (GEURTS *et al.*, 2005; YELNIK *et al.*, 2006; BONAN *et al.*, 2006; BENSOUSSAN *et al.*, 2007; OLIVEIRA *et al.*, 2011).

Compensações ocorrem após o AVE, durante a recuperação do controle postural, incluindo a possibilidade de um controle postural baseado na dependência excessiva da entrada visual (BONAN *et al.* 2004). Esse comportamento é caracterizado por uma confiança exagerada na entrada visual, e pode ser definido como uma estratégia compensatória utilizada por pacientes com AVE para superar o déficit de equilíbrio presente após a lesão (MARIGOLD; ENG, 2006; SMANIA *et al.*, 2008).

Provavelmente, os indivíduos do GAVE apresentavam essa confiança excessiva na entrada visual. E quando privados dessa entrada, eles não conseguiram compensar essa falta de informação com as informações sensoriais disponíveis, o que levou a um aumento significativo de algumas variáveis posturográficas. Bonan *et al.* (2006), acreditam que isso se deva a uma integração sensorial deficiente nestes indivíduos.

O aumento da velocidade RMS de deslocamento do CP, encontrado no presente estudo, pode estar vinculada ao fracasso dos mecanismos sensoriais de controle postural após o AVE, e ao fato de que, esses indivíduos, podem não ter conseguido compensar a informação visual conflitante, devido a presença de possíveis alterações na propriocepção do tornozelo (Ustinova; Ioffe; Chernikova, 2003).

Diversos autores correlacionam o déficit de propriocepção no membro inferior parético de indivíduos com AVE, a um pior controle do equilíbrio (MARIGOLD *et al.*, 2004; TYSON *et al.*, 2006; OLIVEIRA *et al.*, 2011). No presente estudo, cinco voluntários do GAVE apresentavam propriocepção alterada no tornozelo do membro inferior parético. Esses indivíduos podem ter contribuído para os maiores valores encontrados nas variáveis acima citadas, com olhos fechados.

Além disso, a sensação somatossensorial diminuída no GAVE também pode, segundo Priplata *et al.* (2006), ter contribuído para os altos valores encontrados nas variáveis acima descritas, durante a posição ereta quieta com os olhos fechados. Em concordância com suposição levantada, Di Fabio e Badke (1991) sugeriram, em seu estudo, que o desequilíbrio postural em pacientes com AVE pode ser causado pelo déficit de informação somatossensorial a partir da extremidade parética.

As alterações somatossensoriais que ocorrem após o AVE, fazem com que a perna parética tenha uma contribuição significativamente menor para neutralizar as perturbações somatossensoriais do que a perna não parética (ROERDINK *et al.*, 2009). A diminuição na tomada de peso pelo membro inferior parético, pode limitar a capacidade desse membro em fornecer informações somatossensoriais obtidas por meio da via de sensação de pressão plantar (Laufer *et al.*, 2005). Contudo, seriam necessárias maiores investigações a respeito das possíveis contribuições do membro inferior parético para o controle postural de sujeitos com AVE, já que não foram encontradas correlações entre as variáveis do CP e a sensibilidade plantar neste grupo, somente no grupo de sujeitos hígidos.

Ustinova, Ioffe e Chernikova (2003), sugerem que o aumento do tônus muscular restringe a amplitude de deslocamento do CP, por aumentar a rigidez do corpo, e suprimir as reações compensatórias, que garantem a estabilidade dos pacientes com AVE. Ao serem privados da informação visual, os indivíduos do GAVE podem ter

aumentado o tônus muscular, como forma de compensar a falta desta entrada sensorial. Deste modo, a alteração de tônus muscular no hemídio comprometido do GAVE, pode explicar o fato de não se ter encontrado diferenças significativas para a amplitude de deslocamento RMS do CP, nas direções ML e AP, entre olhos abertos e olhos fechados, como era esperado para o GAVE.

Quando realizadas comparações, entre o GAVE e o GH, com olhos fechados, o GAVE obteve valores maiores do que o GH para a: amplitude de deslocamento RMS do CP na direção AP, trajetória total do CP, velocidade RMS ML e AP, e frequência média AP.

Na postura ereta quieta, os indivíduos usam a informação visual, de alvos fixos no ambiente, para reduzir o movimento do centro de gravidade (DAULT *et al*, 2003). Mas, se essa informação for privada, esse movimento pode aumentar (REDFERN *et al.*, 2001). Em ambos os grupos, GAVE e GH, com olhos abertos, os indivíduos mantinham o olhar fixo em um ponto à sua frente. Essa pista visual servia como uma referência; mas, ao serem vendados, essa referência era perdida. Apesar de ambos os grupos apresentarem dependência das pistas visuais para a manutenção da postura ereta, o GAVE parece ter uma dependência excessiva da entrada visual em relação ao GH, uma vez que, o à privação da informação visual apresentou um maior impacto sobre o GAVE que o GH.

Resultados similares foram encontrados por Bensoussan *et al.* (2007), em seu experimento. Os pesquisadores avaliaram sujeitos com AVE e pessoas saudáveis sobre a plataforma de força, e encontraram diferenças entre os grupos para a trajetória total do CP com olhos fechados. Com o aumento do valor dessa variável para o grupo de sujeitos com AVE.

Ustinova, Ioffe, Chernikova (2003), avaliaram 82 pacientes com hemiparesia crônica e 35 voluntários sem lesão neurológica, e encontraram valores significativamente maiores para a velocidade média de deslocamento do CP nos voluntários com AVE, em comparação com os voluntários saudáveis, na condição olhos fechados. No presente estudo, também foram encontrados valores maiores para a velocidade de deslocamento RMS do CP, nas direções ML e AP, para a mesma condição experimental.

Os valores maiores encontrados no GAVE para a velocidade e frequência de oscilação do CP na direção AP, com olhos fechados, estão segundo Prieto, Myklebust e Hoffmann (1996), diretamente relacionadas com o aumento da atividade regulatória do sistema de controle postural usada para manter o equilíbrio estático. Deste modo, é possível deduzir que o sistema de controle postural, nos indivíduos de ambos os grupos, aumentou a atividade regulatória a fim de compensar a falta da entrada visual, realizando mais correções posturais para conseguir desta forma manter a postura ereta, e que esse aumento da atividade regulatória foi maior no GAVE, em relação ao GH.

Deste modo, é possível aceitar a hipótese H_1 , que previa que à privação da informação visual teria maior impacto sobre os indivíduos pós-AVE, do que os indivíduos hígidos.

Quando realizadas comparações entre olhos abertos e sobre a espuma no GH, observaram-se valores maiores para a: amplitude de deslocamento RMS do CP nas direções ML e AP, trajetória total do CP, área do CP, velocidade RMS ML e AP, e frequência média ML e AP, com olhos abertos sobre a espuma em relação aos olhos abertos. Os achados sugerem que o GH não conseguiu compensar a imprecisão somatossensorial causada pela espuma mesmo com a presença da entrada visual.

Adultos saudáveis, na postura ereta quieta, usam preferencialmente as informações provenientes do contato dos pés com o solo, para manter o equilíbrio postural (FITZPATRICK; MCCLOSKEY, 1994; PETERKA, 2002). Sob esta condição, as aferências somatossensoriais respondem por 70% das informações necessárias para o controle postural desses indivíduos (PETERKA, 2002). Portanto, a imprecisão causada pela superfície de espuma afetou significativamente uma das principais entradas sensoriais para o controle postural dos indivíduos do GH, na postura ereta quieta.

Laufer *et al.*, (2005), apresentam resultados diferentes dos encontrados no presente estudo. Os autores chegaram à conclusão que: os indivíduos hígidos são capazes de compensar a redução na entrada somatossensorial com o uso da visão. Eles observaram que não houve diferenças entre olhos abertos e olhos abertos sobre a espuma. Essa discordância de resultados pode ter ocorrido pelo fato que, no presente estudo, foi utilizada uma espuma visco-elástica para causar a imprecisão somatossensorial, e que no estudo acima citado os autores utilizaram uma espuma sem

o componente visco-elástico. A propriedade visco-elástica da espuma, pode ter sido suficiente para alterar alguns dos parâmetros do CP, em relação a espuma utilizada por Laufer *et al.*, (2005).

Em concordância com a suposição acima levantada, Patel, Fransson e Gomez (2008), observaram em seu experimento, que as propriedades da espuma: densidade e módulo de elasticidade podem influenciar significativamente os movimentos de oscilação do corpo. Eles avaliaram, com um plataforma de força, voluntários na posição ereta quieta sobre diferentes tipos de espumas, e concluíram que: quanto maior for a densidade ou o módulo de elasticidade, maiores serão os momentos de força AP e ML nestes indivíduos.

No GAVE, foram encontrados valores maiores para a: amplitude de deslocamento RMS do CP nas direções ML e AP, trajetória total do CP, área do CP, velocidade RMS ML e AP, e frequência média AP, com olhos abertos sobre a espuma em relação aos olhos abertos. O GAVE apresentou resultados similares aos encontrados no GH, pois em ambos os grupos as mesmas variáveis foram afetadas significativamente com a imprecisão somatossensorial, com exceção da frequência média ML que apresentou diferença apenas no GH.

Praticamente todas as variáveis posturográficas avaliadas neste estudo foram sensíveis para detectar a dificuldade de ambos os grupos, em manter o controle postural frente à imprecisão somatossensorial. A perturbação somatossensorial parece ter sido suficientemente desafiadora para ambos os grupos, como indicado pelos efeitos significativos de interação entre condições experimentais nos parâmetros posturográficos.

Somente a perturbação do sistema somatossensorial, com o uso de uma espuma, foi capaz de alterar significativamente os valores da amplitude de deslocamento RMS, nas direções ML e AP, com olhos abertos, em ambos os grupos. O sistema de controle postural conseguiu manter a postura ereta frente à privação visual, sem que o centro de gravidade tivesse que alcançar maiores amplitudes de deslocamentos do CP. Contudo, frente à imprecisão somatossensorial, esse sistema foi obrigado a buscar maiores amplitudes de deslocamento do CP para manter a postura ereta.

Os autores Ustinova, Ioffe, Chernikova (2003), indicam que a amplitude de deslocamento do CP é considerada um índice de estabilidade, assim, quanto maior for a amplitude de deslocamento do CP, mais instável o indivíduo se apresentará. No presente estudo, a amplitude de deslocamento RMS foi utilizada, ela indica os valores de amplitude que o indivíduo obteve na maior parte do tempo, diferentemente da amplitude de deslocamento do CP, que corresponde ao pico máximo e mínimo de amplitude que o indivíduo pode ter atingido somente uma vez. Desta forma, como os valores da amplitude de deslocamento RMS, nas direções ML e AP, foram maiores para os indivíduos do GAVE, sobre a superfície de espuma, em relação à condição olhos abertos, é possível deduzir que esses indivíduos estavam mais instáveis quando expostos à perturbação somatossensorial. Essa conclusão também pode ser sugerida para os indivíduos do GH, já que eles também obtiveram valores maiores de amplitude RMS, ML e AP, sobre a espuma em relação aos olhos abertos.

Oliveira *et al.* (2008) afirmam que, quando o indivíduo está sobre uma espuma, ou seja, quando a entrada somatossensorial está imprecisa, ele deve fazer uma reponderação sensorial, diminuindo a importância dada a esta informação, e confiando mais nas informações visuais e vestibulares. A integração central das informações sensoriais permite superar os potenciais conflitos sensoriais gerados por informações aferentes inadequadas (SMANIA *et al.*, 2008). Em pacientes com AVE, este processo pode estar perturbado; deste modo, eles apresentam dificuldade durante as tarefas que exigem a integração de informação somatossensorial, e, ao contrário dos indivíduos hígidos, eles tendem a colocar desproporcionalmente maior atenção ao sistema visual, a fim de manter o equilíbrio (BONAN; COLE; GUICHARD, 2004). Entretanto, apesar da excessiva dependência visual encontrada no GAVE, essa compensação parece não ter se mostrado suficiente para manter a estabilidade postural nesse grupo, durante a condição olhos abertos sobre a espuma, em relação ao GH.

Quando realizadas comparações, entre o GAVE e o GH, com olhos abertos sobre a espuma, o GAVE apresentou valores maiores do que o GH para a: amplitude de deslocamento RMS do CP na direção ML, trajetória total do CP, área do CP, velocidade RMS ML e AP, e frequência média AP.

Oliveira *et al.* (2011), observaram que os indivíduos com um ano após o AVE tiveram pior desempenho do que os indivíduos adultos saudáveis, quando a entrada somatossensorial era mais crítica para orientar ajustes posturais, ou seja, quando estes indivíduos permanecem sobre a espuma. Do mesmo modo, no presente estudo, observou-se que a espuma parece ter oferecido mais desafios aos indivíduos do GAVE, do que a manutenção da postura ereta sobre a superfície rígida da plataforma de força.

O GAVE apresentou, para a amplitude de deslocamento RMS do CP, diferenças apenas na direção ML, ou seja, na direção ML. Essas diferenças já eram esperadas, e estão relacionadas, segundo Marigold e Eng (2006), com a assimetria postural decorrente da hemiparesia unilateral encontrada em indivíduos após o AVE.

Marigold e Eng (2006), descobriram que as pessoas com AVE tinham maior deslocamento do CP na direção ML, do que idosos saudáveis. Em concordância Dault *et al.* (2003), observaram no seu estudo que os desequilíbrios na direção AP de idosos e de indivíduos com AVE foi similar, causado possivelmente pelo processo natural de envelhecimento. No entanto, os desequilíbrios na direção ML foram maiores nos pacientes com AVE, devido provavelmente as alterações posturais causadas pela lesão encefálica.

Os achados em relação a trajetória do CP corroboram os resultados encontrados no estudo de Houdijk *et al.* (2010). Os pesquisadores avaliaram 10 pacientes com AVE e 12 indivíduos hígidos, em 4 posições diferentes, e observaram que, sobre a superfície de espuma, o grupo de indivíduos com AVE apresentou maior trajetória total do CP, quando comparado ao grupo de indivíduos hígidos.

Assim sendo, é possível aceitar a hipótese H₂, que previa que a imprecisão da informação somatossensorial teve maior impacto sobre os indivíduos com AVE, do que os indivíduos hígidos.

Quando realizadas comparações entre olhos fechados e olhos abertos sobre a espuma tanto no GH como no GAVE, observaram-se valores maiores para a: amplitude de deslocamento RMS do CP nas direções ML e AP, trajetória total do CP, área do CP e velocidade RMS ML e AP, com olhos abertos sobre a espuma em relação aos olhos fechados. Além disso, também foram encontrados no GH valores maiores para a frequência média ML na condição experimental sobre a espuma. As variáveis acima

citadas mostram a existência de maior perturbação frente a imprecisão da informação somatossensorial do que frente à privação da entrada visual, para ambos os grupos.

A integração sensorial é uma das principais habilidades no controle postural, e é responsável por selecionar as informações sensoriais mais adequadas para alcançar a estabilidade postural (OLIVEIRA *et al.*, 2011). Marigold *et al.* (2004) afirmam que, quando a integração multissensorial está intacta, o peso de uma entrada sensorial é reforçada para compensar a diminuição ou ausência das outras entradas sensoriais.

Essa habilidade deveria ser utilizada em ambas as condições experimentais propostas nesse estudo. Assim, com olhos abertos sobre a espuma, o SNC deveria confiar mais nas informações visuais e vestibulares para a orientação postural. Já com olhos fechados, o SNC deveria confiar mais nas informações somatossensoriais e vestibulares, inibindo assim, as entradas sensoriais enganosas, enquanto que, informações sensoriais precisas seriam selecionadas.

Contudo, ambos os grupos apresentaram dificuldade crescente em manter a estabilidade postural nas condições com: privação da visão e imprecisão somatossensorial. Deste modo, não é possível afirmar que o GAVE apresentou pior desempenho na integração das informações sensoriais, em relação ao GH.

Em resumo, a habilidade de integração sensorial pode estar prejudicada de forma mais acentuada nos indivíduos do GAVE (BONAN *et al.*, 2004; MARIGOLD *et al.*, 2004; OLIVEIRA *et al.*, 2008; SMANIA *et al.*, 2008), enfatizando deste modo, a entrada visual, mesmo quando ele fornece informações imprecisas (LAUFER *et al.*, 2003; BONAN *et al.*, 2004). Entretanto, são necessários mais estudos a respeito da integração sensorial nos indivíduos com hemiparesia crônica, a fim de determinar o quanto a habilidade de integração sensorial está alterada nesses indivíduos, em relação aos indivíduos saudáveis.

6 CONCLUSÃO

As variáveis posturográficas analisadas indicaram um pior desempenho do grupo de indivíduos com AVE em comparação ao grupo de indivíduos hígidos, nas três condições experimentais avaliadas. Em outras palavras, as perturbações dos sistemas visual e somatossensorial apresentam um maior impacto sobre os indivíduos com hemiparesia crônica em relação aos indivíduos hígidos, o que permite aceitar, respectivamente, as hipóteses H_1 e H_2 .

Com base nos resultados apresentados, conclui-se que ambas as perturbações, visual e somatossensorial, a que os participantes foram expostos, afetaram mais significativamente a estabilidade postural dos indivíduos pós-AVE.

REFERÊNCIAS

ALON, G.; RING, H. Gait and hand function enhancement following training with multi-segment hybrid-orthosis stimulation system in stroke patients. **Journal of Stroke & Cerebrovascular Diseases**. v.12, n.5, p. 209-216, 2003.

ALONSO VK, OKAJI SS, PINHEIRO MT, RIBEIRO CM, SOUZA AVHP, TANAKA MJSS, *et al.* Análise cinemática da marcha em pacientes hemiparéticos. **FisioBrasil**. v.55, n.1, p. 16-21, 2002.

ASSAIANTE, C.; CHABEAUTI, P.; SVEISTRUP, H.; VAUGOYEAU, M. Updating process of internal model of action as assessed from motor and postural strategies in young adults. **Human Movement Science**. 2010.

BADKE, M.B.; SHEA, T.A.; MIEDANER, J.A.; GROVE, C.R. Outcomes after rehabilitation for adults with balance dysfunction. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.85, n.2, p.227-233, 2004.

BALASUBRAMANIAN, C.K.; BOWDEN, M.G.; NEPTUNE, R.R.; KAUTZ, S.A. Relationship between step length asymmetry and walking performance subjects with chronic hemiparesis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.88, n.1, p.43-49, 2007.

BARATTO, L.; MORASSO, P.G.; SPADA, G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density vs. other parameterization techniques. **Motor Control**. v.6, n. 3, p. 246-270, 2002. Disponível em: <<http://www.neurolab.laboratorium.dist.unige.it/Neurolab/Papers/MotorControl2002>>. Acesso em: 01 mar. 2011.

BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. **Revista Paulista de Educação Física**. São Paulo, supl. 3, p. 79-88, 2000.

BEAR, M.F.; CONNORS, B.W.; PARADISO, M.A. **Neurociências: desvendando o sistema nervoso**. 2ª ed. Porto Alegre: Artmed. 2002.

BENSOUSSAN, L.; VITON J.M.; SCHIEPPATI, M.; COLLADO, H.; DEBOVIS, V.M.; MESURE, S.; DELARQUE, A. Changes in postural control in hemiparetic patients after

stroke performing a dual task. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.88, n.8, p.1009-1015, 2007.

BLACK, F. O. What Can Posturography Tell Us About Vestibular Function? **Annals of the New York**, 2001. Disponível em: <<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1749-6632.2001.tb03765.x/full>>. Acesso em: 24 jan. 2011.

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

BLASZCZYK, J.W.; BACIK, B.; JURAS, G. Clinical assessment of postural stability. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**. v.3, n.2, p.135-144, 2003.

BLUMLE, A.; MAURER, C.; SCHWEIGART, G.; MERGNER, T. A cognitive intersensory interaction mechanism in human postural control. **Experimental Brain Research**. v.173, n.3, p. 357-363, 2006.

BOHANNON, R.W.; SMITH, M.B. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. **Physical Therapy**. v.67, n.2, p.206-207, 1987.

BONAN, I.V.; COLLE, F.M.; GUICHARD, J.P.; VICAUT, E.; EISENFISZ, M.; HUY, T.B.; YELNIK, A.P. Reliance on visual information after stroke. Part I: balance on dynamic posturography. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.85, n.2, P.268-273, 2004.

BONAN, I.V.; GUETTARD, E.; LEMAN, M.C.; COLLE, F.M.; YELNIK, A.P. Subjective visual vertical perception relates to balance in acute stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.87, n.5, p. 642-646, 2006.

BONAN, I.V.; HUBEAUX, K.; GELLEZ-LEMAN, M.C.; GUICHARD, J.P.; VICAUT, E.; YELNIK, A.P. Influence of subjective visual vertical misperception on balance recovery after stroke. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**. v. 78, n.1, p. 49-55, 2007.

BONFIM, T. A.; POLASTRI, P. F.; BARELA, J. A. Efeito do toque suave e da informação visual no controle da posição em pé de adultos. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**. São Paulo, v.20, n.1, p.15-25, 2006.

BURGESS, J.K.; WEIBEL, G.C.; BROWN, D.A. Overground walking speed changes when subjected to body weight support conditions for nonimpaired and post stroke individuals. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**. v.7, n.1, 2010.

CARNEIRO, J.A.O.; SANTOS-PONTELLI, T.E.G.; COLAFÊMINA, J.F.; CARNEIRO, A.A.O.; FERRIOLLI, E. Análise do equilíbrio postural estático utilizando um sistema eletromagnético tridimensional. **Brazilian Journal of Otorhinolaryngology**. v.76, n.6, p.783-788, 2010.

CHAGAS, E.F.; TAVARES, M.C.G.C.F. Simetria e transferência de peso do hemiplégico: relação dessa condição com o desempenho de suas atividades funcionais. **Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo**. v.8, p.40-50, 2001.

CHEN, I.C.; CHENG, P.T.; HU, A.L.; LIAW, M.Y.; CHEN, L.R.; HONG, W.H.; WONG, M.K. Balance evaluation in hemiplegic stroke patients. **Chan Gung Medical Journal**. v.23, n.6, p.339–347, 2000.

CHEN, G., PATTEN, C.; KATHRI, D.H.; ZAJAC, F.E. Gait deviations associated with post-stroke hemiparesis: improvement during treadmill walking using weight support, speed, support stiffness, and handrail hold. **Gait & Posture**. v. 22, n.1, p.57–62, 2005.

CHERN, JS; LO, CY; WU, CY; CHEN, CL; YANG, S; TANG, FD. Dynamic postural control during trunk bending and reaching in healthy adults and stroke patients. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**. v.89, n.3, p.186–197, 2010.

CHIARI, L.; ROCCHI, L.; CAPPELLO, A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. **Clinical Biomechanics**. v.17, n.9, p.666–677, 2002.

CORAZZA, S., ANDRIACCHI, T.P. Posturographic analysis through markerless motion capture without ground reaction forces measurement. **Journal of Biomechanics**. v.42, n.3, p.370–374, 2009.

CORBEIL, P.; SIMONEAU, M.; RANCOURT, D.; TREMBLAY, A.; TEASDALE, N. Increased risk for falling associated with obesity: mathematical modeling of postural control. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**. v.9, n.2, p.126-136, 2001.

COSTA, M.C.F.C.; BEZERRA, P.P.; OLIVEIRA, A.P.R. Impacto da hemiparesia na simetria e na transferência de peso: repercussões no desempenho funcional. **Revista Neurociências**. v.14, n.2, p.10-13, 2006.

COSTA, R.M.C.L.; GOROSO, D.G.; LOPES, J.A.F. Análise de variáveis estabilográficas globais na extensão de tronco para a postura ereta. In: 21º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB), Salvador – Bahia. **Anais**. Rio de Janeiro: Sociedade Brasileira de Engenharia Biomédica. p.1607-1610, 2008.

DAMASCENO, V.O.; DUTRA, L.N.; RIBEIRO, L.G.; VIANNA, V.R.A.; VIANNA J.M.; NOVAES, J.S.; LIMA, J.R.P. Índice de massa corporal e recíproco do índice ponderal na identificação de sobrepeso e obesidade. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**. v.5, n.2, p.44-53, 2003.

DAULT, M.C.; DE HAART, M.; GEURTS, A.C.H.; ARTS, L.M.P.; NIENHUIS, B. Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young and elderly healthy adults and in stroke patients. **Human Movement Science**. v.22, n.3, p. 221-236, 2003.

DAY, B.L.; COLE, J. Vestibular-evoked postural responses in the absence of somatosensory information. **Brain**. v.125 (9), p.2081-2088, 2002.

DE HAART, M.; GEURTS, A.C.; HUIDEKOPER, S.C.; FASOTTI, L. VAN LIMBEER, J. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.85, n.6, p.886-895, 2004.

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.292-295, 1991.

DOBKIN, B. The economic impact of stroke. **Neurology**. v.45, n. 2, p. 6-9, 1995.

DOZZA, M.; CHIARI, L.; HORAK, F.B. Audio-biofeedback improves balance in patients with bilateral vestibular loss. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.86, n.7, p.1401-1403, 2005.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática**. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo, 2000. 87f. Tese (Livre-docência) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. **Experimental Brain Research**. v.146, n.1, p.60-69, 2002.

DUNCAN, P.W.; WEINER, D.K.; CHANDLER, J.; STUDENSKI, S. Functional reach: a new clinical measure of balance. **Journal of Gerontology**. v.45, p.192- 197, 1990.

FELLOWS, S.J.; KAUS, C.; THILMANN, A.F. Voluntary movement at the elbow in spastic hemiparesis. **Annals of Neurology**. v.36, p.397-407, 1994.

FERRAZ, M.A.; BARELA, J.A.; PELLEGRINI, A.M. Acoplamento sensório-motor no controle postural de indivíduos idosos fisicamente ativos e sedentários. **Motriz**. Universidade Estadual Paulista. v.7, n.2, p.99-105, 2001. Disponível em: <<http://www.rc.unesp.br/ib/efisica/motriz/07n2/Ferraz.pdf>>. Acesso em: 12 jun. 2010.

FERREIRA, B.P.S.; PIMENTEL, M.D.; SANTOS, L.C.; FLORA, W.; GOBBI, H. Morbidade entre a pós-biópsia de linfonodo sentinela e a dissecação axilar no câncer de mama. **Revista da Associação Médica Brasileira**. v.54, n.6, p.517-521, 2008.

FITZPATRICK, R.C.; MCCLOSKEY, D.J. Proprioceptive, visual and vestibular threshold for the perception of sway during standing in humans. **Journal of Physiology**. v.478, n.1, p.173-186, 1994.

FORSTER, A.; YOUNG, J. Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. **British Medical Journal**. v.331, n.6997, p.83-86, 1995.

FREITAS, S.M.S.F. **Coordenação postural em adultos e idosos durante movimentos voluntários na postura ereta**. 2005. 178f. Tese (Doutorado) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

FREITAS, S.M.S.F.; BARELA, J.A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**. v.6, n.1, p.94-10, 2006.

FREITAS, S.M.S.F.; DUARTE, M. Métodos de análise do controle postural. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, **Universidade de São Paulo**. 2006.

FUJIMOTO, C.; MUROFUSHI, T.; CHIHARA, Y.; USHIO, M.; SUGASAWA, K.; YAMAGUCHI, T.; YAMASOBA, T.; IWASAKI, S. Assessment of diagnostic accuracy of foam posturography for peripheral vestibular disorders: Analysis of parameters related to visual and somatosensory dependence. **Clinical Neurophysiology**. v.120, n.7, p.1408–1414, 2009.

FUJISAWA, N.; MASUDA, H.; INAOKA, H.; FUKUOKA, Y.; ISHIDA, A.; MINAMITANI, H. Human standing posture control system depending on adopted strategies. **Medical & Biological Engineering & Computing**. v.43, n.1, p.107-114, 2005.

GAGE, W.H.; WINTER, D.A.; FRANK, J.S., ADKIN, A.L. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. **Gait & Posture**. v.19, n.2, p.124-132, 2004.

GEURTS, A.C.H.; HAAST, M.; VAN NES, I.J.W.; DUYSSENS, J. Review of standing balance recovery from stroke. **Gait & Posture**. v.22, n.3, p.267-281, 2005.

GOMES, M.M. Doenças do cérebro: prioridade de política de saúde pública no Brasil. **Revista Brasileira de Neurologia**. v.28, p.11-16, 1992.

GUIMARÃES, R.B. Validação e adaptação cultural para a língua portuguesa de escalas de avaliação funcional em doenças cerebrovasculares: uma tentativa de padronização e melhora da qualidade de vida. **Revista Brasileira de Neurologia**. v.40, n.3, p. 5-13, 2004.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Fisiologia Humana e Mecanismos das Doenças**. 6ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1998.

HORAK, F.B. Clinical Measurement of Postural Control in Adults. **Physical Therapy**. v.67, n.12, 1987.

_____. Clinical assessment of balance disorders. **Gait & Posture**. Amsterdam. p.76-84, 1997.

_____. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**. v.35, suppl.2, p.7-11, 2006.

_____. Postural Compensation for Vestibular Loss. **Annals of the New York Academy of Sciences**. v.1164, p.76-81, 2009. Disponível em: <<http://ukpmc.ac.uk/articles/PMC2965039>>. Acesso em: 28 jan. 2011.

HORAK, F.B; HENRY, S.M.; SHUMWAY-COOK, A. Postural perturbations: New insights for treatment of balance disorders. **Physical Therapy**. v.77, n.5, p.517-533, 1997.

HOUDIJK, H.; TER HOEVE, N.; NOOIJEN, C.; RIJNTJES, D.; TOLSMA, M.; LAMOTH, C. Energy expenditure of stroke patients during postural control tasks. **Gait & Posture**. v.32, n.3, p.321-326, 2010.

JEKA, J.J.; LACKNER, J.R.; The role of hepatic cues from rough and slippery surfaces in human postural control. **Experimental Brain Research**. v.103, n.2, p.267-276, 1995.

JEKA, J.J.; SCHÖNER, G.; DIJKSTRA, T.; RIBEIRO, P.; LACKNER, J.R. Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway. **Experimental Brain Research**. v.113, n.3, p.475-483, 1997.

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

LAUFER, Y.; SCHWARZMANN, R.; SIVAN, D.; SPRECHER, E. Postural control of patients with hemiparesis: force plates measurements based on the clinical sensory organization test. **Physiotherapy Theory and Practice**. v.11, n.3, p.176-178, 2005.

LAUFER, Y.; SIVAN, D.; SCHWARZMANN, R.; SPRECHER, E. 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.207-213, 2003.

LAURENS, J.; DROULEZ, J. Bayesian processing of vestibular information. **Biological cybernetics**. v.96, n.4, p.389-404, 2007.

LESSA, I. Epidemiologia das doenças cerebrovasculares no Brasil. **Revista da Sociedade Brasileira de Cardiologia do Estado de São Paulo**. v.9, p.509-518, 1999.

MAGEE, D. J. **Avaliação Musculoesquelética** 4ª Ed. Editora Manole, 2005.

MARIGOLD, D.S.; ENG, J.J. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. **Gait & Posture**. v.23, n.2, p.249-255, 2006.

MARIGOLD, D.S.; ENG, J.J.; TOKUNO, C.D.; DONNELLY, C.A. 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.222-229, 2004.

MAKI, B.E.; HOLLIDAY, P.J.; FERNIE, G. R. Aging and postural control. A comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests. **Journal of American Geriatrics Society**, Los Angeles, v.38, n.1, p.1-9, 1990.

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

MELZER, I.; BENJUYA, N.; KAPLANSKI, J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. **Age and Ageing**. v.33, n.6, p.602-607, 2004.

MERGNER, T. A neurological view on reactive human stance control. **Annual Reviews in Control**. v.34, p.177-198, 2010. Disponível em: < <http://www.uniklinik-freiburg.net/neurologie/live/forschung/sensorfusion/posturob/MergnerARC2010.pdf>>. Acesso em: 12 fev. 2011.

MERGNER, T.; SCHWEIGART, G; FENNELL, L.; MAURER, C. Posture Control in Vestibular-Loss Patients. **Annals of the New York Academy of Sciences**. v.1164, p.206-215, 2009. Disponível em: < <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1749-6632.2008.03722.x/full>>. Acesso em: 12 nov. 2010.

MEYER, P.F.; ODDSSON, L.E.; DE LUCA, C.J. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. **Experimental Brain Research**. v.156, n.4, p.505-512, 2004.

MIYAMOTO, S.T.; LOMBARDI JUNIOR, I.; BERG, K.O.; RAMOS, L.R.; NATOUR, J. Brazilian version of the Berg balance scale. **Brasilian Journal of medical and Biological Research**. v.37, n.4, p.1411-1421, 2004.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A.C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**. v.3, n.3, p. 77-83, 2003.

OLIVEIRA, C.B.; MEDEIROS, I.R.T.; FROTA, N.A.F.; GRETERS, M.E.; CONFORTO, A.B. Balance control in hemiparetic stroke patients: main tools for evaluation. **Journal of Rehabilitation Research & Development**. v.45, n.8, p.1215-1226, 2008.

OLIVEIRA, C.B.; MEDEIROS, I.R.T.; GRETERS, M.G.; FROTA, N.A.F.; LUCATO, L.T.; SCAFF, M.; CONFORTO, A.B. Abnormal sensory integration affects balance control in hemiparetic patients within the first year after stroke. **Clinics**. v.66, n.12, p.2043-2048, 2011.

PATEL, M.; FRANSSON, P.A.; LUSH, D.; GOMEZ, S. The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. **Gait and Posture**. v.28, n.4, p.649-656, 2008.

PATEL, M.; FRANSSON, P.A.; JOHANSSON, R.; MAGNUSSON, M. Foam posturography: standing on foam is not equivalent to standing with decreased rapidly adapting mechanoreceptive sensation. **Experimental Brain Research**. v.208, n.4, p.519-527, 2011.

PAULUS, W.M.; STRAUBE, A.; KRAFCZYK, S.; BRANDT, T. Differential effects of retinal target displacement, changing size, and disparity in control of anterior posterior and lateral body sway. **Experimental Brain Research**. v.78, n.2, p.243-252, 1989.

PERRY, S.D.; SANTOS, L.C.; PATLA, A.E. Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination. **Brain Research**. v.913, n.1, p.27-34, 2001.

PETERKA, R.J. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. **Journal of Neurophysiology**. v.88, n.3, p.1097-1118, 2002.

POPOVIC, M.; PAPPAS, I.P.; NAKAZAWA, K.; KELLER, T.; MORARI, M.; DIETZ, V. Stability criterion for controlling standing in able-bodied subjects. **Journal of Biomechanics**. v.33, n.11, p.1359-1368, 2000.

PRIETO, T.E.; MYKLEBUST, J.B.; HOFFMANN, R.G. Measures of postural steadiness: differences between healthy young elderly adults. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. v.43, n.9, p.956-996, 1996.

PRIPLATA, A.A.; PATRITTI, B.L.; NIEMI, J.B.; HUGHES, R.; GRAVELLE, D.C.; LIPSITZ, L.A.; VEVES, A.; STEIN, J.; BONATO, P.; COLLINS, J.J. Noise-enhanced balance control in patients with diabetes and patients with stroke. **Annals of Neurology**. v.59, n.1, p.4-12, 2006.

PYÖRIÄ, O.; ERA, P.; TALVITIE, U. Relationships Between Standing Balance and Symmetry Measurements in Patients Following Recent Strokes (<3 Weeks) or Older Strokes (>6 Months). **Physical Therapy** . v.84, n.2, p. 128-136, 2004.

REDFERN, M.S.; YARDLEY, L.; BRONSTEIN, A.M. Visual influences on balance. **Journal of Anxiety Disorders**. v.15, n.1-2, p.81-91, 2001.

RIVAL, C.; CEYTE, H.; OLIVIER, I. Developmental changes of static standing balance in children. **Neuroscience Letters**. v.376, n.2, p.133-136, 2004.

ROCCHI, L.; CHIARI, L.; HORAK, FB. Effects of deep brain stimulation and levodopa on postural sway in Parkinson's disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry**. v.73, n.3, p.267-74, 2002.

ROERDINK, M.; GEURTS, A.C.; DE HAART, M.; BEEK, P.J. On the relative contribution of the paretic leg to the control of posture after stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**. v.23, n.3, p.267-274, 2009.

ROERDINK, M.; PEPPER, C.E.; BEEK, P.J. Effects of correct and transformed visual feedback on rhythmic visuo-motor tracking: Tracking performance and visual search behavior. **Human Movement Science**. v.24, n.3, p.379-402, 2005.

ROGIND, H.; CHRISTENSEN, J.; DANNESKIOLD-SAMSOE, B.; BLIDDAL, H. Posturographic description of the regaining of postural stability following stroke. **Clinical Physiology and Functional Imaging**. v.25, n.1, p.1-9, 2005.

ROGIND, H.; LYKKEGAARD, J.J.; BLIDDAL, H.; DANNESKIOLD-SAMOE, B. Postural sway in normal subjects aged 20-70 years. **Clinical Physiology and Functional Imaging**. v.23, n.3, p.171-176, 2003.

SCHMID, M.; CONFORTO, S.; CAMOMILLA, V.; CAPPOZZO, A.; D'ALESSIO, T. The sensitivity of posturographic parameters to acquisition settings. **Medical Engineering & Physics**. v.24, n.9, p.623-631, 2002.

SHUMWAY-COOK, A.; HORAK, F.B. Assessing the influence of sensory interaction on balance: Suggestion from the field. **Physical Therapy**. v.66, n.10, p.1548- 1550,1986.

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

SHUPERT, C.L.; HORAK, F.B. Adaptation of postural control in normal and pathologic aging: implications for fall prevention programs. **Journal of Applied Biomechanics**. v.15, p.64-74, 1999.

SIBLEY, K.M.; TANG, A.; PATTERSON, K.; BROOKS, D.; MCILROY, W. Changes in spatiotemporal gait variables over time during a test of functional capacity after stroke. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**. v.6, n.1, p.27- 34, 2009.

SMANIA, N.; PICELLI, A.; GANDOLTI, M.; FIASCHI, A.; TINAZZI, M. 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.313-319, 2008.

SOUZA, A. **Avaliação da eficácia dos monofilamentos de semmes-weinstein no diagnóstico e evolução da neuropatia diabética através da análise comparativa com o estudo eletrofisiológico dos nervos e da correlação com o exame clínico**. 1997. 93f. Dissertação (Mestrado em Ortopedia e Traumatologia) - Universidade federal de São Paulo, São Paulo, 1997. Disponível em: <http://hansen.bvs.ilsl.br/textoc/teses/SOUZA_ARY/PDF/SOUZA_ARY.pdf> Acesso em: 06 mar. 2011.

SOZZI, S.; MONTI, A.; NUNZIO, M.A.; DO, M.C.; SCHIEPPATI, M. Sensori-motor integration during stance: Time adaptation of control mechanisms on adding or removing vision. **Human Movement Science**. v.30, n.2, p.172-189, 2011.

STURNIEKS, D.L., GEORGE, R.S.T., LORD, S.R. Balance disorders in the elderly. **Clinical Neurophysiology**. v.38, n.6, p.467-478, 2008.

SULLIVAN, K. J.; BROWN, D.A.; KLASSEN, T.; MULROY, S.; GE, T.; AZEN, S.P.; WINSTEIN, C.J. Effects of task-specific locomotor and strength training in adults who were ambulatory after stroke: results of the steps randomized clinical trial. **Physical Therapy**. v.87, n.12, p.1580-1602, 2007.

SULLIVAN, E.V.; ROSE, J.; PFEFFERBAUM, A. Effect of vision, touch and stance on cerebellar vermal-related sway and tremor: a quantitative physiological and MRI study. **Cerebral Cortex**. v.16, n.8, p.1077-1086, 2006.

TORRIANI, C.; QUEIROZ, S.S.; CYRILLO, F.N.; MONTEIRO, C.B.M.; FERNANDES, S.; PADOAN, B.B.; CORREA, L.C.B.; COELHO, C.G.; GAMA, D.M.; PEREIRA, D.P.; RELVAS, F.R. Correlação entre transferência de peso sentado e alteração sensorial em região glútea em pacientes hemiplégicos/paréticos. **Revista Neurociências**. v.13, n.3, p.117-121, 2005.

TYSON, S.F.; HANLEY, M.; CHILLALA, J.; SELLEY, A.; TALLIS, R.C. Balance disability after stroke. **Physical Therapy**. v.86, n.1, p.30-38, 2006.

USTINOVA, K.I.; IOFFE, M.E.; CHERNIKOVA, L.A. Characteristic Features of Disorders of the Upright Posture in Patients with Poststroke Hemipareses. **Human Physiology**. v.29, n.5, p.642-648, 2003.

VETTE, A. H.; MASANIA, K.; SIN, V.; POPOVIC, M.R. Posturographic measures in healthy young adults during quiet sitting in comparison with quiet standing. **Medical Engineering & Physics**.v.32, n.1, p.32-38, 2010.

VISSER, J.E.; CARPENTER, M.G.; KOOIJ, H.V.D.; BLOEM, B.R. The clinical utility of posturography. **Clinical Neurophysiology**. v.119, n.11, p.2424-2436, 2008.

WANG, T.; LIN, S. Sensitivity of plantar cutaneous sensation and postural stability. **Clinical Biomechanics**. v.23, n.4, p.493-499, 2008.

WEERDESTEYN, V.; NIET, M.; VAN DUIJNHOFEN, H.J.R.; GEURTS, A.C.H. Falls in individuals with stroke. **Journal of Rehabilitation Research & Development**. v.45, n.8, p.1195-1214, 2008.

WEN, L.; LIPSITZ, A.; MONTERO-ODASSO, M.; BEAN, J.; KERRIGAN, D.C.; COLLINS, J.J. Noise-enhanced vibrotactile sensitivity in older adults, patients with stroke, and patients with diabetic neuropathy. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.83, n.2, p.171-176, 2002.

WINTER, D.A.; PATLA, A.E.; FRANK, J.S. Assessment of balance control in humans. **Medical Progress Through Technology**. v.16, n.1-2, p.31-51, 1990.

WOLFE, C.D. The impact of stroke. **British Medical Bulletin**. v.56, n.2, p.275-286, 2000.

YELNIK, A.P.; LE BRETON, F.; COLLE, F.M.; BONAN, I.V.; HUGERON, C.; EGAL, V.; LEBOMIN, E.; REGNAUX, J.P.; PÉRENNOU, D.; VICAUT, E. Rehabilitation of balance after stroke with multisensorial training: a single-blind randomized controlled study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**. v.22, n.5, p.468-476, 2008.

YELNIK, A.P.; KASSOUHA, A.; BONAN, I.V.; LEMAN, M.C.; JACQ, C.; VICAUT, E.; COLLE, F.M. Postural visual dependence after recent stroke: assessment by optokinetic stimulation. **Gait & Posture**. v.24, n.3, p.262-269, 2006.

YU, E.; ABE, M.; MASANI, K.; KAWASHIMA, N.; ETO, F.; HAGA, N.; NAKAZAWA, K. Evaluation of postural control in quiet standing using center of mass acceleration: comparison among the young, the elderly, and people with stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.89, n.6, p.1133-1139, 2008.

ZHAVORONKOVA, L.A.; LUK'YANOV, V.I.; MAKSAKOVA, O.A.; SHCHEKUT'EV, G.A. Assessment of the course of rehabilitation of patients with craniocerebral injury according to posturographic, encephalographic, and clinical indices. **Human Physiology**. v.29, n.1, p.31-39, 2003.

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

APÊNDICES

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA O GRUPO DE INDIVÍDUOS COM AVE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Nome do Participante: _____ Data: ___/___/_____

Você está sendo convidado a participar do projeto de pesquisa intitulado: “**ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL DE INDIVÍDUOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO FRENTE A PERTURBAÇÕES DOS SISTEMAS VISUAL E SOMATOSSENSORIAL**”. Sua participação é importante, pois é por meio de pesquisas que ocorrem avanços importantes na área da saúde.

Objetivo: o objetivo deste projeto é analisar os efeitos da perturbação visual, com o uso de uma venda para olhos, e da perturbação sensorial dos pés, ao ficar em pé sobre uma espuma, sobre o equilíbrio de pessoas com sequelas de acidente vascular encefálico - AVE (derrame).

Procedimentos: o voluntário deverá fazer apenas uma visita ao Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier, situado na Rua Quintino Bocaiúva, n. 329, Cabral – Curitiba – Paraná. Telefone: (41) 3281 - 2605.

No Centro Hospitalar de Reabilitação o voluntário deverá realizar **8 avaliações**, em uma sala reservada, com tempo estimado de 2h00 á 2h30, na seguinte ordem:

- 1** - Avaliação Inicial: a fisioterapeuta irá medir a pressão arterial, o tempo de permanência em pé (máximo 1 minuto), o peso e a altura do voluntário, depois serão realizadas perguntas sobre dados pessoais (nome, endereço, profissão, escolaridade), perguntas sobre o AVE – derrame (data, hospital de atendimento, médico responsável, fisioterapeuta responsável), perguntas sobre o estado de saúde atual do voluntário (doenças e medicamentos), e perguntas sobre as quedas sofridas no último ano (data, local, fraturas);
- 2** - Avaliação cognitiva (estado mental): o voluntário deverá responder a perguntas, fazer cálculos, repetir palavras, escrever uma frase e desenhar uma forma geométrica;
- 3** - Avaliação da funcionalidade (tarefas do dia-a-dia): o voluntário deverá responder a 10 perguntas sobre o dia-a-dia (como ele faz para comer, tomar banho, se vestir, ir ao banheiro, mudar da cama para o sofá, andar pela casa e subir escadas);
- 4** - Teste de Sensibilidade: para avaliar a sensibilidade dos pés do voluntário, ele deverá ficar sentado em uma cadeira com os olhos vendados, a fisioterapeuta irá encostar pequenos fios de nylon em alguns pontos dos seus pés para que ele diga o local que está sendo estimulado;

5 - Teste de Propriocepção (sensação que temos do movimento): para avaliar a capacidade que o voluntário tem de sentir o movimento dos pés, a fisioterapeuta irá posicionar o dedo do pé do voluntário para baixo e para cima, e ele deverá dizer a posição do dedo estando com os olhos fechados;

6 - Avaliação do equilíbrio global: o voluntário deverá realizar 14 tarefas: ficar em pé, sentar na cadeira, ficar em pé sem apoio, ficar sentado sem apoio, mudar de uma cadeira para outra, ficar em pé com os olhos fechados, ficar em pé com os pés juntos, ficar em pé e esticar os braços à frente tentando inclinar-se o máximo possível, ficar em pé e tentar pegar um objeto do chão, ficar em pé e olhar por cima dos ombros, girar em torno de si mesmo, subir e descer de um degrau quatro vezes, ficar em pé com um pé na frente do outro, e ficar em pé sobre um pé só;

7 – Avaliação do Equilíbrio: realizada em cima de uma superfície rígida, que se chama plataforma de força, e é parecida com uma balança. O voluntário deve realizar 4 tarefas diferentes para avaliar seu controle postural. Cada tarefa irá durar 1 minuto, com um intervalo de 1 minuto entre as tarefas, onde o voluntário deverá permanecer sentado em uma cadeira próximo à plataforma de força. As tarefas serão: **1º** permanecer em pé em cima da plataforma de força, e esticar os braços à frente, tentando alcançar o máximo à frente com o corpo, mantendo os pés em posição confortável; **2º** permanecer em pé em cima da plataforma de força, com os braços ao longo do corpo, e com os pés em posição confortável; **3º** permanecer em pé sobre a plataforma de força, com os braços ao longo do corpo, pés em posição confortável, e com os olhos vendados; **4º** permanecer em pé sobre uma espuma de 6 cm, que estará posicionada em cima da plataforma de força, com os braços ao longo do corpo, pés em posição confortável, e olhos abertos. Em volta da plataforma de força serão posicionados tatames para segurança dos participantes.

8 – Avaliação da Espasticidade (da rigidez dos músculos): o voluntário deverá ficar deitado em uma maca, a fisioterapeuta irá movimentar suas pernas e braços para sentir a resistência dos seus movimentos, avaliando assim a espasticidade (rigidez) muscular.

- *Serão permitidos intervalos durante e entre as avaliações de acordo com a necessidade do voluntário. O voluntário **NÃO** é obrigado a cumprir todas as tarefas, ele tem o direito de se **NEGAR** a realizar as atividades que julgar inapropriadas.*

Participação voluntária: sua participação neste estudo é voluntária, e você tem a liberdade de recusar-se a participar deste projeto.

Liberdade para interromper a participação: a qualquer momento você poderá pedir para retirar o consentimento e interromper sua participação na realização da pesquisa, sem qualquer prejuízo à continuidade do seu tratamento no Centro Hospitalar Ana Carolina Moura Xavier.

Benefícios: não haverá compensação financeira nem nenhum tipo de remuneração relacionada à sua participação neste estudo. Como benefício você receberá os laudos das avaliações realizadas, bem como uma explicação á respeito. Esses laudos também

serão encaminhados ao setor de Fisioterapia do Centro Hospitalar Ana Carolina Moura Xavier, para auxiliar no seu processo de reabilitação.

Despesas: todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa serão de responsabilidade dos pesquisadores, e você não terá nenhuma despesa ao participar desta pesquisa.

Riscos: os possíveis riscos de quedas serão minimizados pela equipe, pois em todas as tarefas realizadas um Fisioterapeuta estará próximo de você, com o objetivo de evitar uma possível queda. Mas se algum incidente ocorrer você será levado imediatamente à unidade de pronto atendimento do Sistema único de Saúde (SUS) mais próxima.

Em caso de dano pessoal: causado diretamente pelos procedimentos propostos neste estudo (nexo causal comprovado), você terá o direito a tratamento médico, bem como as indenizações legalmente estabelecidas.

Imagens: durante as avaliações a fisioterapeuta fará algumas fotos e filmagens que serão utilizadas somente para fins de pesquisa, e publicadas somente no meio acadêmico, com a condição de que sua face e nome não sejam revelados, e que você possa decidir se a foto e/ou filme poderão ou não ser utilizados.

Confidencialidade: a equipe de pesquisa compromete-se a manter sigilo sobre os dados coletados nas suas avaliações, bem como, a privacidade de seus conteúdos, como determina a **Resolução 196/96 do Ministério da Saúde** (que regulamenta todas as pesquisas envolvendo seres humanos no Brasil, e garante que os direitos dos voluntários da pesquisa sejam respeitados). Os resultados obtidos neste estudo serão publicados somente na dissertação de mestrado, eventos científicos, congressos e revistas especializadas. No entanto, as informações divulgadas em relatório ou publicação, serão sob forma de códigos para que a sua privacidade seja mantida. Assim, seu nome não será divulgado em momento algum. E todas as suas informações serão utilizadas somente para fins acadêmicos e de pesquisa.

Direito de ser mantido atualizado: você terá o direito de ser mantido atualizado sobre os resultados parciais das pesquisas, e sobre resultados que sejam do conhecimento dos pesquisadores.

Esclarecimento de dúvidas e identificação dos responsáveis: qualquer dúvida que você tenha antes, durante ou depois da realização da pesquisa, poderá ser esclarecida por qualquer um dos pesquisadores que conduzem o estudo, em qualquer horário:

- **Pesquisadora responsável:** SIMONE MASSANEIRO SILVA. Telefone para Contato: (41) 9825-9003. Mestrado em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

- **Orientadora da Pesquisa:** PROFA. DRA. ELISANGELA FERRETTI MANFFRA. Telefone para Contato: (41) 3271-1657. Mestrado em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO DO VOLUNTÁRIO

Acredito ter sido suficientemente informado/a á respeito das informações que li/foram lidas para mim, descrevendo o estudo **“ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL DE INDIVÍDUOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO FRENTE A PERTURBAÇÕES DOS SISTEMAS VISUAL E SOMATOSSENSORIAL”**. Após discussão com a fisioterapeuta SIMONE MASSANEIRO SILVA ficaram claros os propósitos e procedimentos do estudo. Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

_____ Curitiba, ____/____/____.

Assinatura do voluntário

_____ Curitiba, ____/____/____.

Assinatura da testemunha

_____ Curitiba, ____/____/____.

Assinatura do pesquisador principal

CONSENTIMENTO PARA FOTOGRAFIAS, VÍDEOS E GRAVAÇÕES

Eu, _____, permito que as pesquisadoras do estudo **“ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL DE INDIVÍDUOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO FRENTE A PERTURBAÇÕES DOS SISTEMAS VISUAL E SOMATOSSENSORIAL”**, obtenham fotografias e filmagens para fins de pesquisa científica e educacional.

Eu concordo que o material e informações obtidas durante a pesquisa possam ser utilizados/publicados em aulas, congressos, palestras ou periódicos científicos. Porém eu não poderei ser identificado/a em qualquer uma das vias de publicação ou uso. As fotografias e filmagens ficarão sob a responsabilidade dos pesquisadores.

_____ Curitiba, ____/____/____.

Assinatura do voluntário

_____ Curitiba, ____/____/____.

Assinatura da testemunha

_____ Curitiba, ____/____/____.

Assinatura do pesquisador principal

APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA O GRUPO DE INDIVÍDUOS HÍGIDOS

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Nome do Participante: _____ Data: ____/____/____

Você está sendo convidado a participar do projeto de pesquisa intitulado: “**ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL DE INDIVÍDUOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO FRENTE A PERTURBAÇÕES DOS SISTEMAS VISUAL E SOMATOSSENSORIAL**”. Sua participação é importante, pois é por meio de pesquisas que ocorrem avanços importantes na área da saúde.

Objetivo: o objetivo deste projeto é analisar os efeitos da perturbação visual, com o uso de uma venda para olhos, e da perturbação sensorial dos pés, ao ficar em pé sobre uma espuma, sobre o equilíbrio de pessoas com sequelas de acidente vascular encefálico - AVE (derrame).

Procedimentos: o voluntário deverá fazer apenas uma visita ao Laboratório de Engenharia de Reabilitação da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), situado na Rua Imaculada Conceição, n. 1155, Prado Velho – Curitiba – Paraná. Telefone: (41) 3271-1515.

No laboratório o voluntário deverá realizar **7 avaliações**, em uma sala reservada, com tempo estimado de 2h00 á 2h30, na seguinte ordem:

- 1 - Avaliação Inicial:** a fisioterapeuta irá medir a pressão arterial, o tempo de permanência em pé (máximo 1 minuto), o peso e a altura do voluntário, serão realizadas perguntas sobre dados pessoais (nome, endereço, profissão, escolaridade), perguntas sobre o estado de saúde atual do voluntário (doenças e medicamentos), e perguntas sobre quedas sofridas no último ano (data, local, fraturas);
- 2 - Avaliação cognitiva (estado mental):** o voluntário deverá responder a perguntas, fazer cálculos, repetir palavras, escrever uma frase e desenhar uma forma geométrica;
- 3 - Avaliação da funcionalidade (tarefas do dia-a-dia):** o voluntário deverá responder a 10 perguntas sobre o dia-a-dia (como ele faz para comer, tomar banho, se vestir, ir ao banheiro, mudar da cama para o sofá, andar pela casa e subir escadas);
- 4 - Teste de Sensibilidade:** para avaliar a sensibilidade dos pés do voluntário, ele deverá ficar sentado em uma cadeira com os olhos vendados, a fisioterapeuta irá encostar pequenos fios de nylon em alguns pontos dos seus pés para que ele diga o local que está sendo estimulado;

5 - Teste de Propriocepção (sensação que temos do movimento): para avaliar a capacidade que o voluntário tem de sentir o movimento dos pés, a fisioterapeuta irá posicionar o dedo do pé do voluntário para baixo e para cima, e ele deverá dizer a posição do dedo estando com os olhos vendados;

6 - Avaliação do equilíbrio global: o voluntário deverá realizar 14 tarefas: ficar em pé, sentar na cadeira, ficar em pé sem apoio, ficar sentado sem apoio, mudar de uma cadeira para outra, ficar em pé com os olhos fechados, ficar em pé com os pés juntos, ficar em pé e esticar os braços à frente tentando inclinar-se o máximo possível, ficar em pé e tentar pegar um objeto do chão, ficar em pé e olhar por cima dos ombros, girar em torno de si mesmo, subir e descer de um degrau quatro vezes, ficar em pé com um pé na frente do outro, e ficar em pé sobre um pé só;

7 – Avaliação do Equilíbrio: realizada em cima de uma superfície rígida, que se chama plataforma de força, e é parecida com uma balança. O voluntário deve realizar 4 tarefas diferentes para avaliar seu controle postural. Cada tarefa irá durar 1 minuto, com um intervalo de 1 minuto entre as tarefas, onde o voluntário deverá permanecer sentado em uma cadeira próximo à plataforma de força. As tarefas serão: **1º** permanecer em pé em cima da plataforma de força, e esticar os braços à frente, tentando alcançar o máximo à frente com o corpo, mantendo os pés em posição confortável; **2º** permanecer em pé em cima da plataforma de força, com os braços ao longo do corpo, e com os pés em posição confortável; **3º** permanecer em pé sobre a plataforma de força, com os braços ao longo do corpo, pés em posição confortável, e com os olhos vendados; **4º** permanecer em pé sobre uma espuma de 6 cm, que estará posicionada em cima da plataforma de força, com os braços ao longo do corpo, pés em posição confortável, e olhos abertos. Em volta da plataforma de força serão posicionados tatames para segurança dos participantes.

- *Serão permitidos intervalos durante e entre as avaliações de acordo com a necessidade do voluntário. O voluntário **NÃO** é obrigado a cumprir todas as tarefas, ele tem o direito de se **NEGAR** a realizar as atividades que julgar inapropriadas.*

Participação voluntária: sua participação neste estudo é voluntária, e você tem a liberdade de recusar-se a participar deste projeto.

Liberdade para interromper a participação: a qualquer momento você poderá pedir para retirar o consentimento e interromper sua participação na realização da pesquisa, sem qualquer prejuízo.

Benefícios: não haverá compensação financeira nem nenhum tipo de remuneração relacionada à sua participação neste estudo. Como benefício você receberá os laudos das avaliações realizadas, bem como uma explicação à respeito. Se forem detectadas alterações significativas do seu equilíbrio postural você será encaminhado a Clínica de Fisioterapia da PUCPR para tratamento.

Despesas: todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa serão de responsabilidade dos pesquisadores, e você não terá nenhuma despesa ao participar desta pesquisa.

Riscos: os possíveis riscos de quedas serão minimizados pela equipe, pois em todas as tarefas realizadas um Fisioterapeuta estará próximo de você, com o objetivo de evitar uma possível queda. Mas se algum incidente ocorrer você será levado imediatamente à unidade de pronto atendimento do Sistema único de Saúde (SUS) mais próxima.

Em caso de dano pessoal: causado diretamente pelos procedimentos propostos neste estudo (nexo causal comprovado), você terá o direito a tratamento médico, bem como as indenizações legalmente estabelecidas.

Imagens: durante as avaliações a fisioterapeuta fará algumas fotos e filmagens que serão utilizadas somente para fins de pesquisa, e publicadas somente no meio acadêmico, com a condição de que sua face e nome não sejam revelados, e que você possa decidir se a foto e/ou filme poderão ou não ser utilizados.

Confidencialidade: a equipe de pesquisa compromete-se a manter sigilo sobre os dados coletados nas suas avaliações, bem como, a privacidade de seus conteúdos, como determina a **Resolução 196/96 do Ministério da Saúde** (que regulamenta todas as pesquisas envolvendo seres humanos no Brasil, e garante que os direitos dos voluntários da pesquisa sejam respeitados). Os resultados obtidos neste estudo serão publicados somente na dissertação de mestrado, eventos científicos, congressos e revistas especializadas. No entanto, as informações divulgadas em relatório ou publicação, serão sob forma códigos para que a sua privacidade seja mantida. Assim, seu nome não será divulgado em momento algum. E todas as suas informações serão utilizadas somente para fins acadêmicos e de pesquisa.

Direito de ser mantido atualizado: você terá o direito de ser mantido atualizado sobre os resultados parciais das pesquisas, e sobre resultados que sejam do conhecimento dos pesquisadores.

Esclarecimento de dúvidas e identificação dos responsáveis: qualquer dúvida que você tenha antes, durante ou depois da realização da pesquisa, poderá ser esclarecida por qualquer um dos pesquisadores que conduzem o estudo, em qualquer horário:

- **Pesquisadora responsável:** SIMONE MASSANEIRO SILVA. Telefone para Contato: (41) 9825-9003. Mestrado em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.
- **Orientadora da Pesquisa:** PROFA. DRA. ELISANGELA FERRETTI MANFFRA. Telefone para Contato: (41) 3271-1657. Mestrado em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO DO VOLUNTÁRIO

Acredito ter sido suficientemente informado/a á respeito das informações que li/foram lidas para mim, descrevendo o estudo **“ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL DE INDIVÍDUOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO FRENTE A PERTURBAÇÕES DOS SISTEMAS VISUAL E SOMATOSSENSORIAL”**. Após discussão com a fisioterapeuta SIMONE MASSANEIRO SILVA ficaram claros os propósitos e procedimentos do estudo. Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

_____	Curitiba, ____/____/_____.
Assinatura do voluntário	
_____	Curitiba, ____/____/_____.
Assinatura da testemunha	
_____	Curitiba, ____/____/_____.
Assinatura do pesquisador principal	

CONSENTIMENTO PARA FOTOGRAFIAS, VÍDEOS E GRAVAÇÕES

Eu, _____, permito que as pesquisadoras do estudo **“ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL DE INDIVÍDUOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO FRENTE A PERTURBAÇÕES DOS SISTEMAS VISUAL E SOMATOSSENSORIAL”**, obtenham fotografias e filmagens para fins de pesquisa científica e educacional.

Eu concordo que o material e informações obtidas durante a pesquisa possam ser utilizados/publicados em aulas, congressos, palestras ou periódicos científicos. Porém eu não poderei ser identificado/a em qualquer uma das vias de publicação ou uso. As fotografias e filmagens ficarão sob a responsabilidade dos pesquisadores.

_____	Curitiba, ____/____/_____.
Assinatura do voluntário	
_____	Curitiba, ____/____/_____.
Assinatura da testemunha	
_____	Curitiba, ____/____/_____.
Assinatura do pesquisador principal	

APÊNDICE C – ENTREVISTA INICIAL

ENTREVISTA INICIAL (Fonte: autora)

DADOS PESSOAIS:	Data: ___/___/___.
Nome: _____	Sexo: _____
Data de nascimento: ___/___/___.	Idade: _____
Telefone: (___) _____	Profissão: _____
Escolaridade: _____	Estado Civil: _____
Endereço: _____	

EXAME FÍSICO:
Pressão arterial: _____ x _____ mmHg.
Peso: _____ Altura: _____ IMC: _____

HISTÓRICO DE LESÃO:	
Quantos AVEs teve até o momento? _____ Data do último AVE: ___/___/___.	
Data de admissão no Hospital: ___/___/___.	Local de atendimento: _____
Médico Responsável: _____	
Diagnóstico Clínico: _____	
Fisioterapeuta Responsável: _____	
Diagnóstico Fisioterapêutico: _____	
Local da lesão: _____	
Histórico de tratamento terapêutico após o AVE (tipo de tratamento, local, tempo): _____	

Possui: () Hemianopsia () Movimentos involuntários Obs.: _____	
Fez alguma aplicação de botox/fenil nos últimos 6 meses? () sim () não Onde: _____	
Observações: _____	

HISTÓRICO CLÍNICO:

Possui dor em qualquer região do corpo? () sim () não Local: _____

É hipertenso? () sim () não Observações: _____

É diabético? () sim () não Observações: _____

Sente tontura/vertigens com frequência? () sim () não Observações: _____

Fez alguma cirurgia nos últimos 6 meses? () sim () não Onde: _____

Faz uso de álcool? () sim () não Com que frequência? _____

Quando foi a última vez que ingeriu álcool: _____

Possui alguma doença (ortopédica/ reumatológica/ neurológica/ outra)? () sim () não

Qual: _____

Faz uso de algum medicamento com regularidade? () não () sim

Quais? _____

Observações: _____

HISTÓRICO DE QUEDAS:

Já sofreu queda? () sim () não

História de queda nos últimos 12 meses:

Quantas vezes caiu? _____

Foi hospitalizado? _____

Fraturas/complicações? _____

Local da queda? _____

Por que caiu? _____

Deixou de fazer algo depois da quedas? _____

Tem medo de novas quedas? _____

Observações: _____

APÊNDICE D – GRÁFICOS DE DISPERSÃO

Abaixo são apresentados os gráficos de dispersão que mostram a correlação das variáveis posturográficas com a sensibilidade plantar, encontrada somente no grupo de indivíduos hígidos.

Gráfico de dispersão 1: Correlação entre o deslocamento RMS ML, na posição olhos abertos (OA), e a sensibilidade plantar no pé esquerdo.

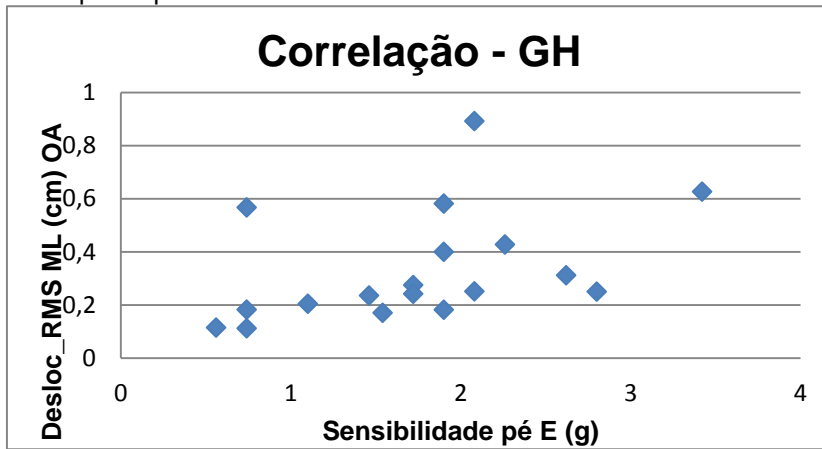


Gráfico de dispersão 2: Correlação entre o deslocamento RMS ML, na posição olhos fechados (OF), e a sensibilidade plantar no pé direito.

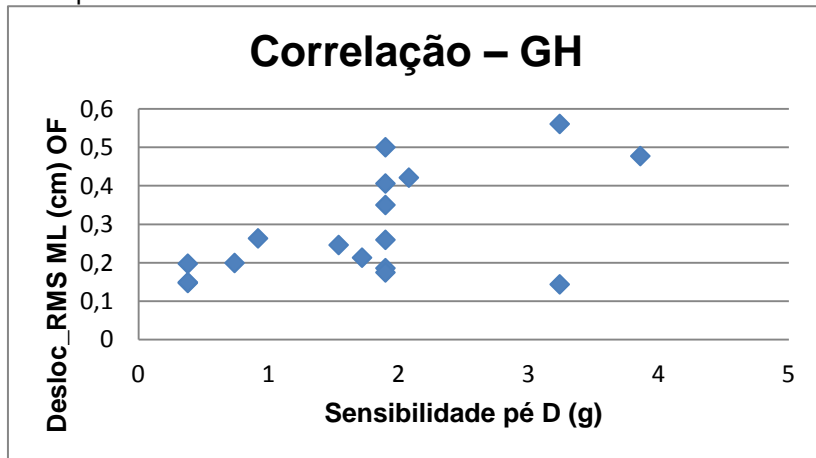


Gráfico de dispersão 3: Correlação entre o deslocamento RMS ML, na posição olhos fechados (OF) e a sensibilidade plantar no pé esquerdo.

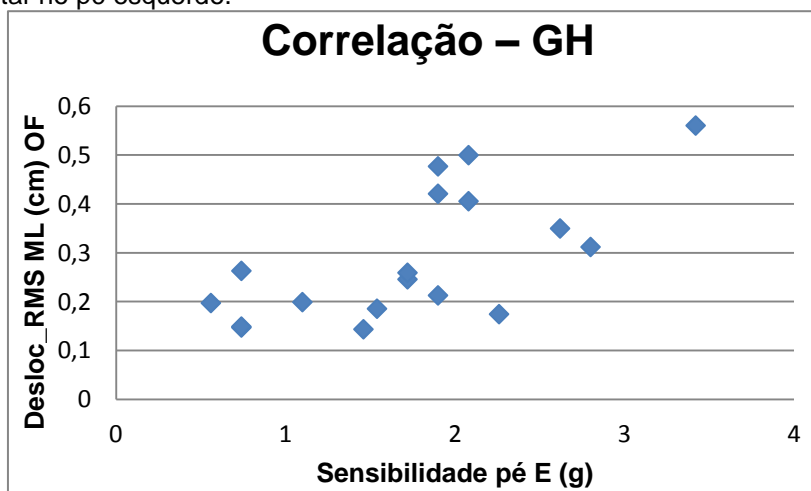


Gráfico de dispersão 4: Correlação entre o deslocamento RMS ML, na posição olhos abertos sobre a espuma (E), e a sensibilidade plantar no pé direito.

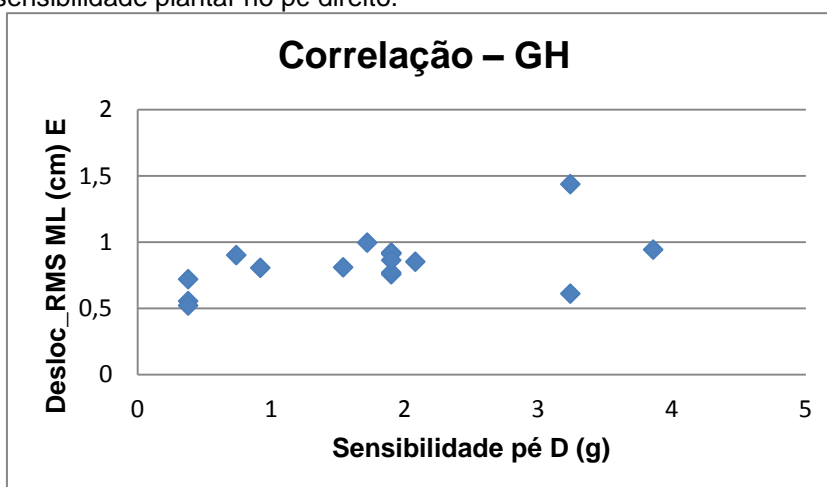


Gráfico de dispersão 5: Correlação entre o deslocamento RMS ML, na posição olhos abertos sobre a espuma (E), e a sensibilidade plantar no pé esquerdo.

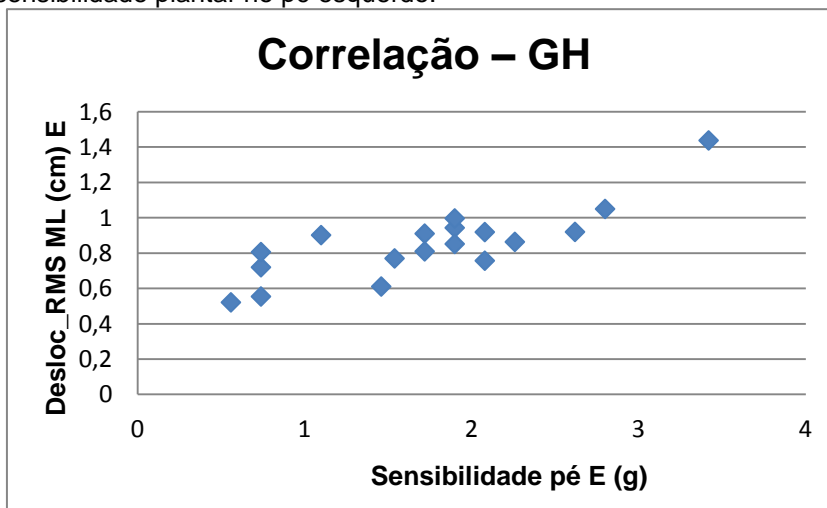


Gráfico de dispersão 6: Correlação entre o deslocamento RMS AP, na posição olhos abertos (OA), e a sensibilidade plantar no pé direito.

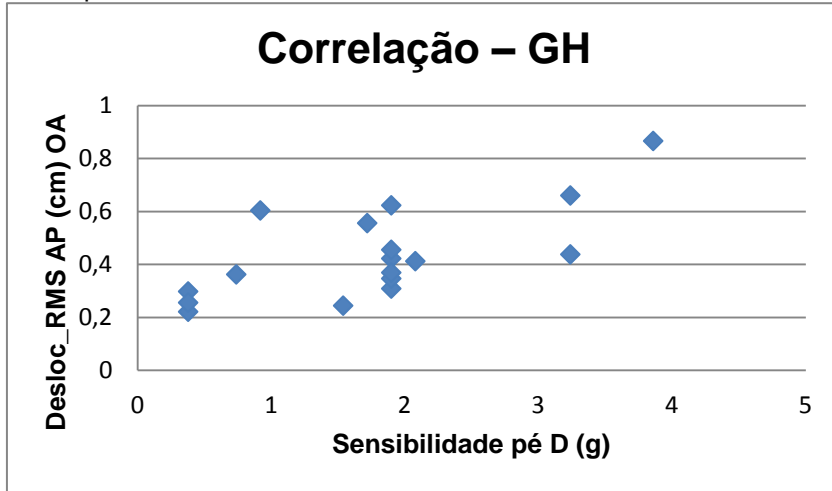


Gráfico de dispersão 7: Correlação entre o deslocamento RMS AP, na posição olhos abertos (OA), e a sensibilidade plantar no pé esquerdo.

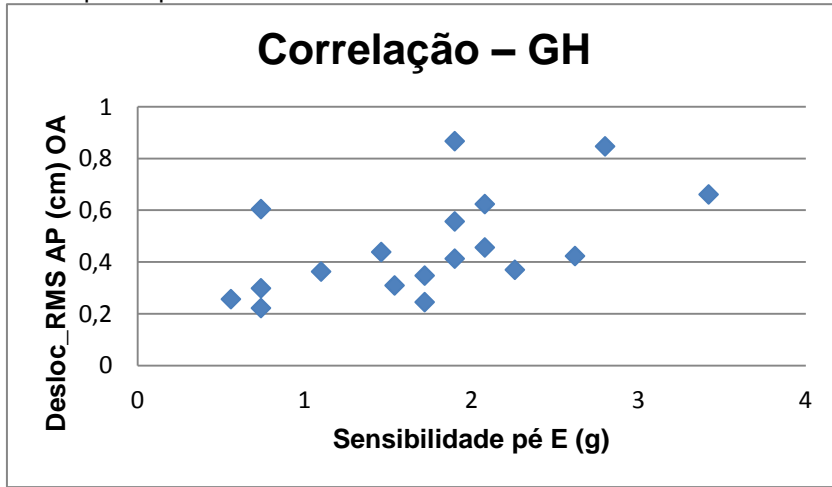


Gráfico de dispersão 8: Correlação entre o deslocamento RMS AP, na posição olhos fechados (OF), e a sensibilidade plantar no pé direito.

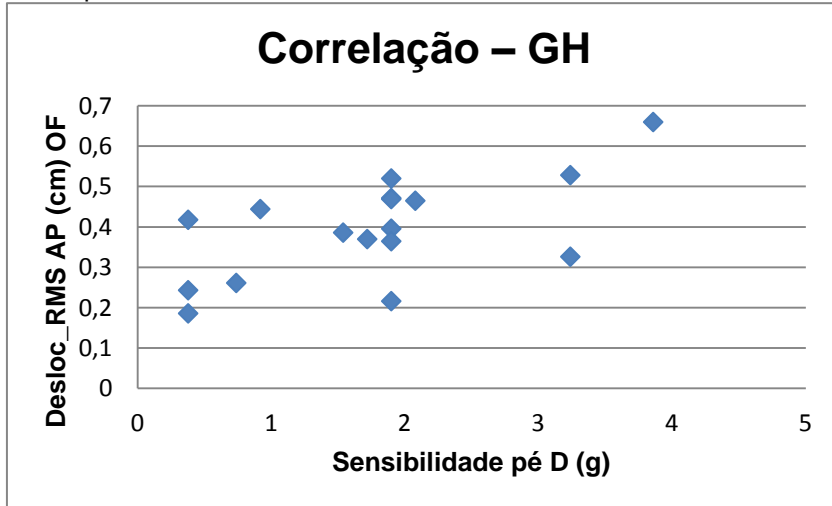


Gráfico de dispersão 9: Correlação entre o deslocamento RMS AP, na posição olhos fechados (OF), e a sensibilidade plantar no pé esquerdo.

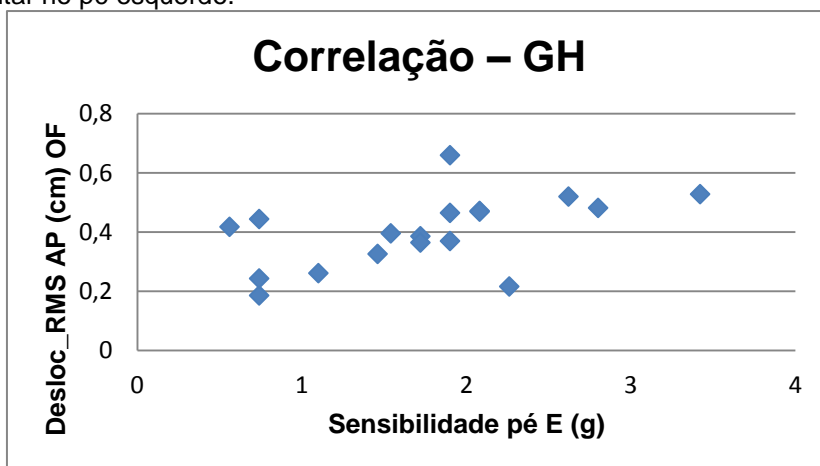


Gráfico de dispersão 10: Correlação entre a Área, na posição olhos abertos (OA), e a sensibilidade plantar no pé direito.

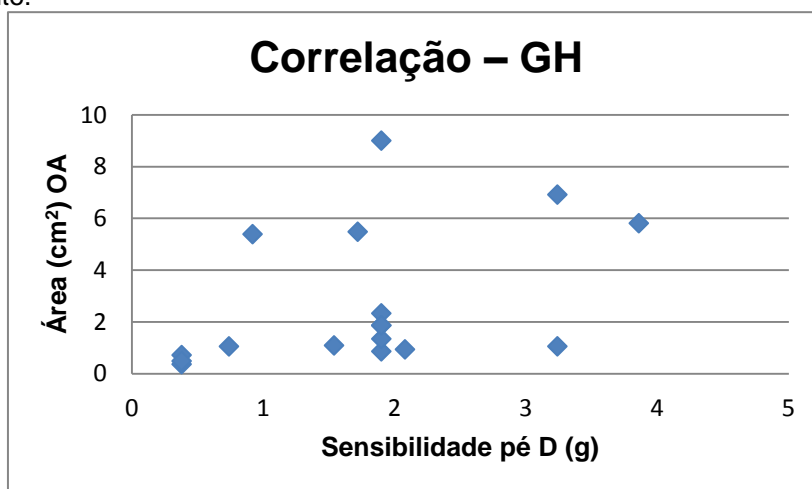


Gráfico de dispersão 11: Correlação entre a Área, na posição olhos abertos (OA), e a sensibilidade plantar no pé esquerdo.

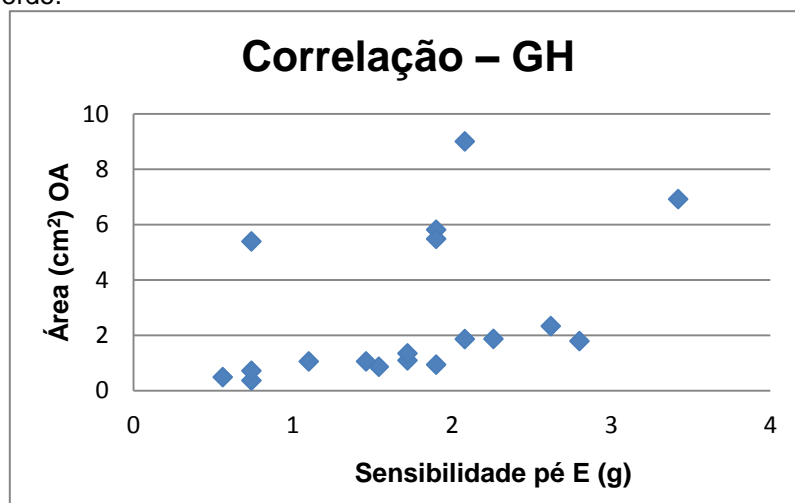


Gráfico de dispersão 12: Correlação entre a Área, na posição olhos fechados (OF), e a sensibilidade plantar no pé direito.

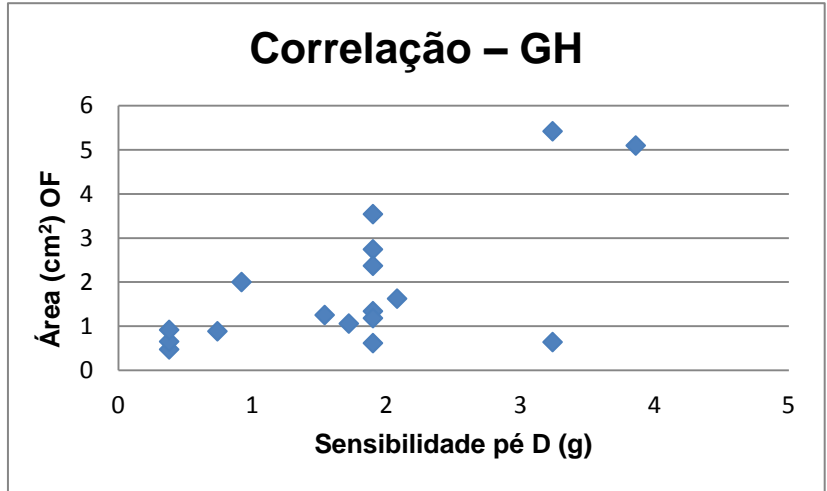


Gráfico de dispersão 13: Correlação entre a Área, na posição olhos fechados (OF), e a sensibilidade plantar no pé esquerdo.

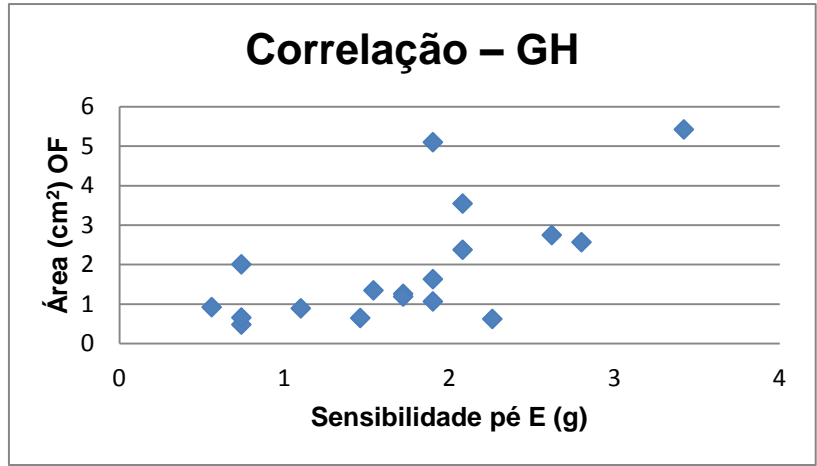


Gráfico de dispersão 14: Correlação entre a Área, na posição olhos abertos sobre a espuma (E), e a sensibilidade plantar no pé esquerdo.

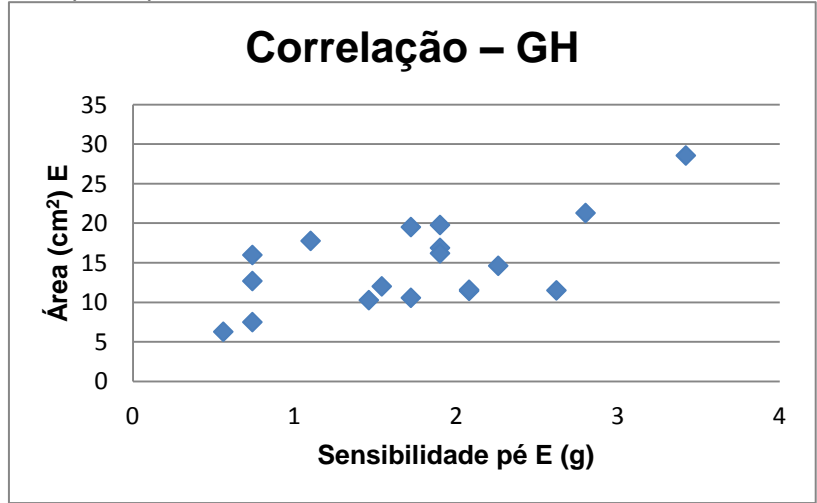


Gráfico de dispersão 15: Correlação entre a velocidade RMS ML, na posição olhos fechados (OF), e a sensibilidade plantar no pé esquerdo.

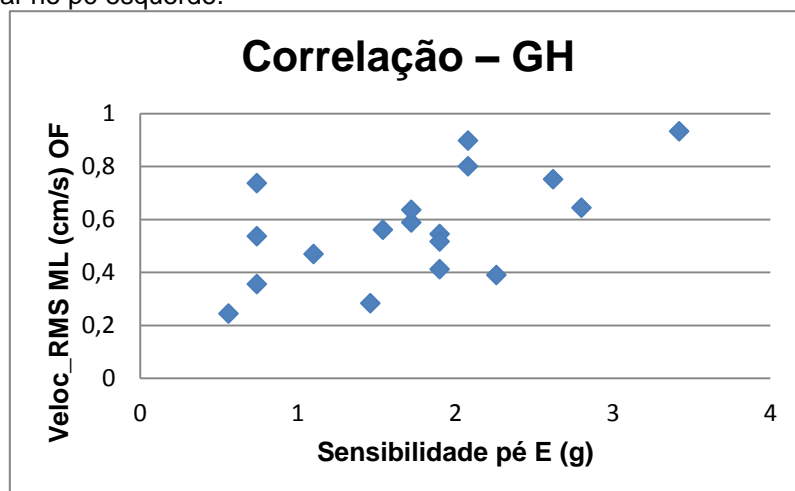


Gráfico de dispersão 16: Correlação entre a velocidade RMS AP, na posição olhos fechados (OF), e a sensibilidade plantar no pé direito.

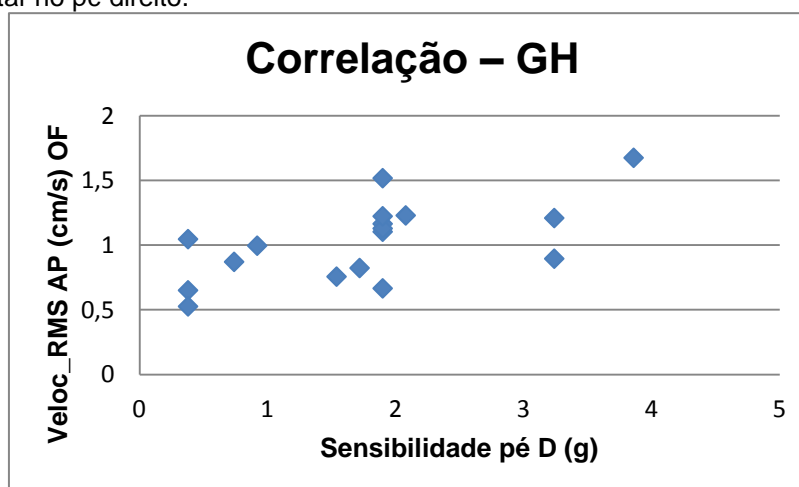
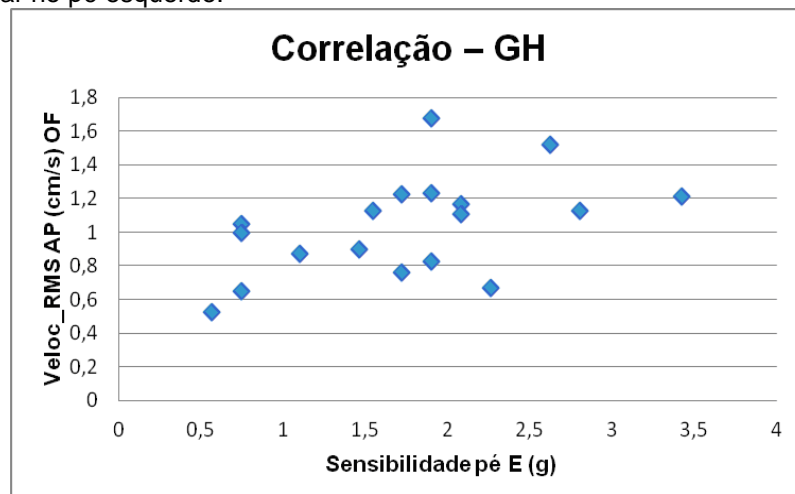


Gráfico de dispersão 16: Correlação entre a velocidade RMS AP, na posição olhos fechados (OF), e a sensibilidade plantar no pé esquerdo.



APÊNDICE E – VALORES DOS TESTES ESTATÍSTICOS

1° Coluna: Variável posturográfica;

2° Coluna: Condições experimentais (FRT: Teste do Alcance Funcional; AO: olhos abertos sobre a superfície rígida; OF: olhos fechados sobre a superfície rígida; e E: olhos abertos sobre a espuma);

3° Coluna: Comparações de cada variável posturográfica, em cada condição experimental, entre grupos (* t student **Mann-Whitney);

4° Coluna: Grupo de indivíduos com AVE e grupo de indivíduos hígidos;

5° Coluna: Teste ANOVA de Friedman de cada variável posturográfica, entre as condições experimentais, para cada grupo;

6° a 8° Colunas: Comparações duas a duas entre as variáveis posturográficas, dentro de cada grupo – GAVE e GH, com o Teste não paramétrico de Wilcoxon.

Variável	Condição	GAVExGH (p valor)	Grupo	Fridman	Condições	GAVE (p valor)	GH (p valor)
Desloc ML	FRT	0,000549*	---	---	---	---	---
Desloc AP	FRT	0,002965*	---	---	---	---	---
Desloc_RMS ML	OA	0,280707**	GAVE	0,00000	OA x OF	0,872118	0,616492
	OF	0,140547**	GH	0,00000	OF x E	0,000132	0,000196
	E	0,014324*	---	---	E x OA	0,000132	0,000196
Desloc_RMS AP	OA	0,348285*	GAVE	0,00004	OA x OF	0,243202	0,085390
	OF	0,021779**	GH	0,00000	OF x E	0,000214	0,000196
	E	0,891236**	---	---	E x OA	0,000155	0,000196
Trajetória	OA	0,001842**	GAVE	0,00000	OA x OF	0,032939	0,042859
	OF	0,000054*	GH	0,00000	OF x E	0,000132	0,000196
	E	0,004942**	---	---	E x OA	0,000132	0,000196
Área	OA	0,681643**	GAVE	0,00000	OA x OF	0,573169	0,371974
	OF	0,176307**	GH	0,00000	OF x E	0,000132	0,000196
	E	0,031566*	---	---	E x OA	0,000132	0,000196
Veloc_RMS ML	OA	0,037389**	GAVE	0,00000	OA x OF	0,778177	0,679073
	OF	0,007162**	GH	0,00000	OF x E	0,000132	0,000196
	E	0,015703**	---	---	E x OA	0,000132	0,000196
Veloc_RMS AP	OA	0,000312*	GAVE	0,00001	OA x OF	0,006211	0,006491
	OF	0,000044**	GH	0,00000	OF x E	0,000342	0,000196
	E	0,018524**	---	---	E x OA	0,000155	0,000196
Fmédia ML	OA	0,093849*	GAVE	0,22908	OA x OF	---	0,156956
	OF	0,259112*	GH	0,00150	OF x E	---	0,002139
	E	0,867270**	---	---	E x OA	---	0,001009
Fmédia AP	OA	0,001896*	GAVE	0,00275	OA x OF	0,012596	0,009563
	OF	0,004640*	GH	0,00199	OF x E	0,935852	0,395753
	E	0,040257**	---	---	E x OA	0,006211	0,000629

ANEXOS

ANEXO A – TERMO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



Curitiba, 23 de maio de 2011.

Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos SESA/HT

Protocolo: CEP-SESA/HT nº 319/2011	CAAE:
Projeto de Pesquisa: Análise do Controle Postural de Indivíduos pós Acidente Vascular Encefálico Frente à Perturbações Sensoriais	
Pesquisador: Simone Massaneiro Silva	
Patrocinador: não consta	
Instituição: Hospital do Trabalhador	
Área Temática Especial: Grupo III	
Data de apresentação ao CEP: 12/05/2011	Data de Entrega do Parecer: 23/05/2011

O Comitê de Ética em Pesquisa da Secretaria de Saúde do Estado do Paraná/Hospital do Trabalhador analisou na sessão do dia 12 de maio de 2011 o processo Nº. 319/2011, referente ao projeto de pesquisa: **“Análise do Controle Postural de Indivíduos pós Acidente Vascular Encefálico Frente à Perturbações Sensoriais”**, tendo como pesquisador (a): Simone Massaneiro Silva. Mediante a importância social e científica que o projeto apresenta e a sua aplicabilidade e conformidade com os requisitos éticos, somos de parecer favorável à realização do projeto classificando-o como APROVADO.

O mesmo atende aos requisitos fundamentais da Resolução 196/96 e suas complementares do Conselho Nacional de Saúde/MS. Solicita-se ao pesquisador o envio a este CEP de relatórios sobre o andamento da pesquisa bem com o envio de relatório final.

Atenciosamente,


Prof.º Doutor Adonis Nasr
Coordenador do Comitê de Ética em
Pesquisa em Seres Humanos - SESA/HT

ANEXO B - ÍNDICE DE BARTHEL**Índice de Barthel – Versão Brasileira (GUIMARÃES, 2004)**

Nome: _____

Data: ___/___/___

1) Como você realiza as suas refeições ?

- 10 – Independente. Capaz de comer por si só em tempo razoável. A comida pode ser cozida ou servida por outra pessoa.
- 5 – Necessita de ajuda para se cortar a carne, passar a manteiga, porém é capaz de comer sozinho.
- 0 – Dependente. Necessita ser alimentado por outra pessoa.

2) Como você toma seu banho?

- 5 – Independente. Capaz de se lavar inteiro, de entrar e sair do banho sem ajuda e de fazê-lo sem que outra pessoa supervisione.
- 0 – Dependente. Necessita de algum tipo de ajuda ou supervisão.

3) Como você se veste? (Parte superior e inferior do corpo)

- 10 – Independente. Capaz de vestir- se e despir-se sem ajuda.
- 5 – Necessita ajuda. Realiza todas as atividades pessoais sem ajuda mais da metade das tarefas em tempo razoável.
- 0 – Dependente. Necessita de alguma ajuda.

4) Como você realiza seus asseios?

- 5 – Independente. Realiza todas as atividades pessoais sem nenhuma ajuda; os componentes necessários podem ser providos por alguma pessoa.
- 0 – Dependente. Necessita alguma ajuda.

5) Como é sua evacuação?

- 10- Contínente. Não apresenta episódios de incontinência.
- 5 – Acidente ocasional. Menos de uma vez por semana necessita de ajuda para colocar enemas ou supositórios.
- 0 – Incontinente. Mais de um episódio semanal.

6) Como é sua micção. Como você a realiza?

- 10 – Contínente. Não apresenta episódios. Capaz de utilizar qualquer dispositivo por si só (sonda, urinol ,garrafa).
- 5 – Acidente ocasional. Apresenta no máximo um episódio em 24 horas e requer ajuda para a manipulação de sondas ou de outros dispositivos.
- 0 – Incontinente. Mais de um episódio em 24 horas.

7) Como você vai ao banheiro?

- 10 – Independente. Entra e sai sozinho e não necessita de ajuda por parte de outra pessoa.
- 5 – Necessita ajuda. Capaz de mover-se com uma pequena ajuda; é capaz de usar o banheiro. Pode limpar-se sozinho.
- 0 – Dependente. Incapaz de ter acesso a ele ou de utilizá-lo sem ajuda maior.

8) Como você realiza as suas transferências (cama, poltrona, cadeira de rodas)?

- 15 – Independente. Não requer ajuda para sentar-se ou levantar-se de uma cadeira nem para entrar ou sair da cama.
- 10 – Mínima ajuda. Incluindo uma supervisão ou uma pequena ajuda física.
- 5 – Grande ajuda. Precisa de uma pessoa forte e treinada.
- 0 – Dependente necessita um apoio ou ser levantado por duas pessoas. É incapaz de permanecer sentada.

9) Como você realiza a deambulação (locomoção, caminhar)?

- 15 – Independente. Pode andar 50 metros ou seu equivalente em casa sem ajuda ou supervisão. Pode utilizar qualquer ajuda mecânica exceto andador. Se utilizar uma prótese, pode colocar a prótese nela e tirar sozinha.
- 10 – Necessita ajuda. Necessita supervisão ou uma pequena ajuda por parte de outra pessoa ou utiliza andador.

10) Como você realiza a subida e descida de escadas?

- 10 – Independente. Capaz de subir e descer um piso sem ajuda ou supervisão de outra pessoa.
- 5 – Necessita ajuda. Necessita ajuda e supervisão.
- 0 – Dependente. É incapaz de subir e descer degraus.

VALORES:

- Severa: < 45 pontos
- Grave: 45 – 49 pontos
- Moderada: 60 – 80 pontos
- Leve: 80 – 100 pontos

PONTUAÇÃO TOTAL: _____

ANEXO C - TESTE DE SENSIBILIDADE COM OS MONOFILAMENTOS SEMMES-WEINSTEIN

Registro dos Limiares de Sensibilidade

Responsável:

Data: / /

Nome do Paciente:

N°:

Observações:					<table border="1"> <thead> <tr> <th>Pé</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>1,4,8, (2,5): R. Plantar Medial</td> </tr> <tr> <td>3, 6, (2,5): R. Plantar Lateral</td> </tr> <tr> <td>7,11: N. Sural</td> </tr> <tr> <td>9: R. Calcâneo</td> </tr> <tr> <td>10: N. Fibular Profundo</td> </tr> <tr> <td>12: N. Safeno</td> </tr> </tbody> </table>	Pé	1,4,8, (2,5): R. Plantar Medial	3, 6, (2,5): R. Plantar Lateral	7,11: N. Sural	9: R. Calcâneo	10: N. Fibular Profundo	12: N. Safeno
	Pé											
1,4,8, (2,5): R. Plantar Medial												
3, 6, (2,5): R. Plantar Lateral												
7,11: N. Sural												
9: R. Calcâneo												
10: N. Fibular Profundo												
12: N. Safeno												

Adaptado de Sorri Brasil (www.sorribauru.com.br)

Pontuação		
MONOFILAMENTO	INTERPRETAÇÃO	REGISTRO GRÁFICO
0,05g.	Sensibilidade normal.	Verde ●
*0,2g.		Azul ●
*2g.	Sensibilidade protetora diminuída.	Violeta ●
4g.	Perda da sensibilidade protetora.	Vermelho ●
*10g.		Laranja ●
*300g.	Sensação de pressão profunda presente.	Rosa ●
Ausência de percepção ao monofilamento de 300g.	Perda de sensação de pressão profunda.	Preto ●

Adaptado de Souza (1997).

*Somente os monofilamentos destacados foram utilizados no estudo.

ANEXO D – ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH

Escala Modificada de Ashworth (BOHANNON e SMITH, 1987).

GRAU	DESCRIÇÃO
0	Nenhum aumento no tônus muscular;
1	Leve do tônus muscular, manifestado por uma tensão momentânea ou por ou por resistência mínima, no final da amplitude de movimento articular (ADM), quando a região é movida em flexão ou extensão;
1+	Leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da ADM restante;
2	Aumento mais marcante do tônus muscular, durante a maior parte da ADM, mas a região é movida facilmente;
3	Considerável aumento do tônus muscular, o movimento passivo é difícil;
4	Parte afetada rígida em flexão ou extensão.

Tônus Muscular (Fonte: autora).

TÔNUS	Lado D	Lado E	TÔNUS	Lado D	Lado E
Quadril abdução			Ombro abdução		
Quadril adução			Cotovelo extensão		
Quadril flexão			Cotovelo flexão		
Joelho extensão			Punho extensão		
Joelho flexão			Punho flexão		
Tornozelo flexão dorsal					
Tornozelo flexão plantar					

ANEXO E - ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG

Escala de Equilíbrio Funcional de Berg – Versão Brasileira (MIYAMOTO *et al.*, 2004)

Nome _____ Data _____

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 No.

3. Continue com o item No. 4.

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

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

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

4. Posição em pé para posição sentada

Instruções: Por favor, sente-se.

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

5. Transferências

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

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

6. Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados

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

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

7. Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos

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

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

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

Instruções: Levante o braço a 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

11. Girar 360 graus

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

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

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

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

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

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

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

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

14. Permanecer em pé sobre uma perna

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

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

(_____) **Escore total (Máximo = 56)**