



**Universidade de Brasília**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TECNOLOGIAS EM SAÚDE**

**MONIKE BARROS CAMARGOS**

**SIMETRIA NA DISTRIBUIÇÃO DO SUPORTE DE PESO EM PÉ: EM BUSCA DE  
PARÂMETROS E TECNOLOGIAS PARA APLICAÇÕES DIAGNÓSTICAS E  
TERAPÊUTICAS**

**BRASÍLIA  
2016**



# Universidade de Brasília

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TECNOLOGIAS EM SAÚDE

**MONIKE BARROS CAMARGOS**

**SIMETRIA NA DISTRIBUIÇÃO DO SUPORTE DE PESO EM PÉ: EM BUSCA DE  
PARÂMETROS E TECNOLOGIAS PARA APLICAÇÕES DIAGNÓSTICAS E  
TERAPÊUTICAS**

*Tese apresentada como exigência para obtenção do título de Doutor pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde da Universidade de Brasília.*

*Área de Concentração: Promoção, Prevenção e Intervenção em Saúde.*

*Linha de Pesquisa: Saúde, Funcionalidade, Ocupação e Cuidado.*

*Orientador: Prof. Dr. Emerson Fachin Martins*

*Coorientador: Prof. Dr. Antônio Padilha Lanari Bó*

**BRASÍLIA  
2016**

Ficha catalográfica elaborada automaticamente,  
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

CM744s CAMARGOS, MONIKE BARROS  
SIMETRIA NA DISTRIBUIÇÃO DO SUPORTE DE PESO EM PÉ:  
EM BUSCA DE PARÂMETROS E TECNOLOGIAS PARA APLICAÇÕES  
DIAGNÓSTICAS E TERAPÊUTICAS / MONIKE BARROS CAMARGOS;  
orientador EMERSON FACHIN MARTINS; co-orientador  
ANTÔNIO PADILHA LANARI BÓ. -- Brasília, 2016.  
136 p.

Tese (Doutorado - Doutorado em Ciências e  
Tecnologias em Saúde) -- Universidade de Brasília,  
2016.

1. TRANSTORNOS CEREBROVASCULARES. 2. HEMIPLEGIA.  
3. EQUILÍBRIO POSTURAL. 4. SUPORTE DE CARGA. 5.  
RETROALIMENTAÇÃO SENSORIAL. I. MARTINS, EMERSON  
FACHIN, orient. II. LANARI BÓ, ANTÔNIO PADILHA, co  
orient. III. Título.

**SIMETRIA NA DISTRIBUIÇÃO DO SUPORTE DE PESO EM PÉ: EM BUSCA DE  
PARÂMETROS E TECNOLOGIAS PARA APLICAÇÕES DIAGNÓSTICAS E  
TERAPÊUTICAS**

MONIKE BARROS CAMARGOS

**TESE APRESENTADA E AVALIADA EM:** \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

**NOTA:** \_\_\_\_\_

---

Prof. Dr. Emerson Fachin-Martins  
**Orientador**

---

Profa. Dra. Clarissa Cardoso dos Santos Couto Paz  
**Membro vinculado ao PPCCTS e professora da FCE/UnB**

---

Prof. Dr. Felipe Augusto dos Santos Mendes  
**Membro não vinculado ao PPGCTS e professor da FCE/UnB**

---

Profa. Dra. Suélia de Siqueira Rodrigues Fleury Rosa  
**Membro não vinculado ao PPGCTS e professora da FGA/UnB**

---

Profa. Dra. Christine Azevedo Coste  
**Membro não vinculado ao PPGCTS e professora visitante do LIRMM-INRIA (França)**

---

Prof. Dr. João Paulo Chierigato Matheus  
**Membro suplente vinculado ao PPGCTS e professor da FCE/UnB**

**BRASÍLIA  
2016**

## AGRADECIMENTOS

A Deus, pela vida e por ter me dado força e coragem para seguir na luta pelos meus objetivos. A minha mãe pelo apoio incondicional, pelo exemplo de luta e por nunca permitir que eu desistisse dos meus sonhos, mesmo quando eles pareciam distantes.

Ao meu companheiro, Anderson, sempre presente e incentivador dos meus projetos. Serei eternamente grata pelo amor, carinho e apoio nos momentos difíceis.

Ao Ozzy, pelo carinho em todos os momentos.

Ao meu querido orientador Prof. Emerson Fachin Martins, pela oportunidade, pela compreensão e apoio e pelos valiosos ensinamentos. Seu amor pela pesquisa e pela docência conseguiram sempre me fazer acreditar no impossível.

Ao Prof. Antônio Padilha por ter acreditado nesse projeto.

A Ana e ao Pedro, por terem dedicado tempo e conhecimentos no desenvolvimento do dispositivo. Ana, você é uma pesquisadora muito competente. Tenho certeza que terá sucesso em todos os seus projetos. Pedro, não tenha medo de lutar pelos seus objetivos. Aprendi muito com vocês!

À Profa. Ana Clara Bonini pela valiosa ajuda na identificação e recrutamento de voluntários.

À Profa. Clarissa, pelas valiosas ideias no desenvolvimento do projeto de pesquisa e pela disponibilidade.

À Profa. Suévia, por ter me recebido com muito carinho no BioEngLab e ter me incentivado no processo de redação do pedido de patente.

Às alunas do curso de Fisioterapia e bolsistas de Iniciação Científica nesse projeto, Cíntia e Isabella, pela dedicação e pela ajuda na coleta dos dados.

A todos os alunos de Iniciação Científica que participaram direta ou indiretamente desse projeto, vinculados à Faculdade do Gama, Faculdade de Ceilândia e Faculdade de Tecnologia, da Universidade de Brasília, em especial Márcia, Melissa e Lucas.

Ao colega Rafael, pelo auxílio no processo de tradução do questionário.

A querida Profa. Anne Marie e ao Prof. Patrick Sullivan, pelo auxílio no processo de retrotradução do questionário. Sentirei muitas saudades, Profa. Anne.

A minha amiga Krislainy, sempre presente em todos os momentos e por ter me auxiliado mais uma vez com seu apoio e seu carinho.

As minhas amigas queridas, Amanda, Letícia e Nancy pelo incentivo e pelo carinho em todos os momentos.

Ao amigo Franassis Oliveira, por me permitir compartilhar as vitórias e as dificuldades encontradas nessa trajetória.

À toda equipe do CDT/UnB, pela insistência e auxílio na redação do pedido de patente.

A todas amigas do Hospital Regional do Gama, por compreenderem minha ausência e meu cansaço e me apoiarem nos momentos difíceis.

À Secretaria de Estado de Saúde do Distrito Federal pela liberação de carga horária tão necessária para realização desse projeto.

A todos os docentes e colegas do Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde, da Faculdade de Ceilândia, em especial, ao Hudson pelo auxílio no recrutamento dos voluntários.

À Secretaria da Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde, em especial, a Núbia Vanessa por ter me auxiliado quando necessário.

A todos os vigilantes da Faculdade de Ceilândia, pelo carinho.

Ao CNPq (Processos: 458671/2013-4, 442260/2014-8, 310029/2014-7 e 473816/2010-5) e Capes (Processo: 88881.068134/2014-01, proposta: 300665), pelo apoio financeiro para desenvolvimento da pesquisa.

A todos os voluntários que participaram dessa pesquisa.

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>14</b>
1.1. Postura e simetria na distribuição do suporte de peso em pé.....	17
1.2. Distribuição/redistribuição do suporte de peso em pé nas hemiparesias.....	19
1.3. Hipótese da predominância de uso de hemicorpos ser severidade-dependente na hemiparesia.....	22
1.4. Contribuições das posturas com distribuições/redistribuições simétricas e assimétricas para o movimento funcional.....	24
1.5. Parâmetros e tecnologias para aplicações diagnósticas dos tipos de distribuição do suporte de peso nas condições de hemiparesia.....	25
1.6. Parâmetros e tecnologias para aplicações terapêuticas de distribuições mais simétricas ou assimétricas do suporte de peso nas condições de hemiparesia.....	26
1.7. Percepções de terapeutas quanto aos limites e possibilidades do uso de tecnologias para o diagnóstico, para a terapia e para o desenvolvimento de produtos assistivos.....	28
<b>2. OBJETIVO.....</b>	<b>30</b>
2.1. Objetivo Geral.....	30
2.2. Objetivos Específicos.....	30
<b>3. METODOLOGIA.....</b>	<b>31</b>
<b>3.1. MÉTODO PARA SISTEMATIZAR EVIDÊNCIAS.....</b>	<b>31</b>
3.1.1. Estratégias de busca.....	31
3.1.2. Extração e análise das informações .....	32
<b>3.2. MÉTODO PARA VERIFICAR JUNTO AOS USUÁRIOS TERAPEUTAS A VIABILIDADE DA TECNOLOGIA PROPOSTA.....</b>	<b>33</b>
<b>3.3. MÉTODO PARA ADAPTAR TRANSCULTURALMENTE UM INSTRUMENTO DE SUPORTE ÀS ANÁLISES.....</b>	<b>34</b>
3.3.1. <i>Waterloo Footedness Questionnaire- Revised</i> .....	34
3.3.2. Tradução e Adaptação Transcultural.....	35
3.3.3. Síntese.....	35
3.3.4. Retrotradução.....	35
3.3.5. Revisão por comitê de especialistas.....	35
3.3.6. Teste da Versão Pré-Final.....	36
3.3.7. Análise das Confiabilidades Interexaminador e Interteste.....	37
3.3.8. Análise Estatística.....	37
<b>3.4. MÉTODO PARA APERFEIÇOAR INSTRUMENTOS PARA VERIFICAR A HIPÓTESE DE PREDOMINÂNCIA SEVERIDADE-DEPENDENTE.....</b>	<b>39</b>
3.4.1. Participantes.....	39
3.4.2. Procedimentos.....	39
3.4.3. Análise Estatística.....	42
<b>3.5. MÉTODO PARA DESENVOLVER E PROTOTIPAR A TECNOLOGIA.....</b>	<b>43</b>
3.5.1. A escolha do material.....	43
3.5.1.1. Ensaios com Látex.....	44

3.5.1.2. Ensaio com Espuma Pré-Fabricada.....	45
3.5.1.3. Ensaio com Plástico tipo ABS.....	45
3.5.2. A escolha e a localização dos sensores.....	46
3.5.3. Motores Vibratórios.....	46
<b>4. RESULTADOS.....</b>	<b>47</b>
<b>4.1. RESULTADOS DA SISTEMATIZAÇÃO DAS EVIDÊNCIAS.....</b>	<b>47</b>
<b>4.2. RESULTADOS DA VERIFICAÇÃO JUNTO AOS USUÁRIOS TERAPEUTAS DA VIABILIDADE DA TECNOLOGIA PROPOSTA.....</b>	<b>52</b>
<b>4.3. RESULTADOS DA ADAPTAÇÃO TRANSCULTURAL DE INSTRUMENTO DE SUPORTE ÀS ANÁLISES.....</b>	<b>54</b>
4.3.1. Tradução e adaptação transcultural.....	54
4.3.2. Testes de Confiabilidade.....	54
4.3.2.1. Caracterização da Amostra.....	54
<b>4.4. RESULTADOS DO APERFEIÇOAMENTO DE INSTRUMENTOS PARA VERIFICAR A HIPÓTESE DE PREDOMINÂNCIA SEVERIDADE-DEPENDENTE.....</b>	<b>58</b>
<b>4.5. RESULTADOS DO DESENVOLVIMENTO E PROTOTIPAGEM DA TECNOLOGIA.....</b>	<b>62</b>
4.5.1. Design e Funcionamento do dispositivo desenvolvido.....	62
4.5.2. Testes iniciais com protótipo do dispositivo.....	67
<b>5. DISCUSSÃO.....</b>	<b>70</b>
<b>5.1. DISCUSSÃO DAS EVIDÊNCIAS SISTEMATIZADAS.....</b>	<b>70</b>
<b>5.2. DISCUSSÃO DA VIABILIDADE DA TECNOLOGIA PROPOSTA JUNTO AOS USUÁRIOS TERAPEUTAS.....</b>	<b>72</b>
<b>5.3. DISCUSSÃO DA ADAPTAÇÃO TRANSCULTURAL DE INSTRUMENTO DE SUPORTE ÀS ANÁLISES.....</b>	<b>73</b>
<b>5.4. DISCUSSÃO DO APERFEIÇOAMENTO DE INSTRUMENTOS PARA VERIFICAR A HIPÓTESE DE PREDOMINÂNCIA SEVERIDADE-DEPENDENTE.....</b>	<b>76</b>
<b>5.5. DISCUSSÃO DA TECNOLOGIA DESENVOLVIDA.....</b>	<b>79</b>
<b>6. CONCLUSÃO.....</b>	<b>81</b>
<b>7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>84</b>
<b>APÊNDICES.....</b>	<b>93</b>
<b>APÊNDICE A - Autorização para Tradução e Adaptação Transcultural do <i>Waterloo Footedness Questionnaire-Revised</i>.....</b>	<b>93</b>
<b>APÊNDICE B – Ficha de Avaliação para Coleta de Dados.....</b>	<b>94</b>
<b>APÊNDICE C- Versão Brasileira do Questionário de Waterloo para Avaliar Preferência Podal.....</b>	<b>107</b>
<b>APÊNDICE D- Artigo Publicado no XXIV <i>Brazilian Congress on Biomedical Engineering</i> – CBEB 2014.....</b>	<b>108</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>112</b>



**RELAÇÃO DE TABELAS**

<b>Tabela 1</b> - Informações identificadas para as referências bibliográficas selecionadas e sistematizadas nesta revisão.....	49
<b>Tabela 2</b> - Caracterização da Amostra Submetida ao WQF-Brasil (Variáveis Quantitativas).....	55
<b>Tabela 3</b> - Caracterização da Amostra submetida ao WFQ-Brasil (Variáveis Qualitativas).....	56
<b>Tabela 4</b> - Concordância de Kappa para definir hemicorpo predominantemente usado por conveniência ou preferência (baseada em auto-relato) em indivíduos do grupo hemiparesia.....	58
<b>Tabela 5</b> - Concordância de Kappa para definir hemicorpo predominantemente usado por conveniência ou preferência (baseada na WFQ-Brasil) em indivíduos do grupo hemiparesia.....	58

## RELAÇÃO DE FIGURAS

<b>Figura 1-</b> Palmilha produzida a partir do Látex.....	45
<b>Figura 2</b> - Fluxograma de busca e seleção das referências utilizadas no estudo.....	47
<b>Figura 3-</b> <i>Forest-plot</i> da metanálise das referências que permitiram calcular razão de simetria.....	51
<b>Figura 4</b> - Confiabilidade interexaminador e teste-reteste da WFQ-Brasil com gráficos de dispersão, obtidas no Teste de Bland-Altman, para os grupos controle e hemiparesia.....	57
<b>Figura 5</b> - Gráfico de dispersão com as correlações entre as pontuações obtidas na Escala de Fulg-Meyer e no questionário de preferência podal (WFQ-Brasil) para sinistros, destros e ambidestros.....	59
<b>Figura 6</b> - Gráfico de dispersão com as correlações entre as pontuações obtidas nos subitens referentes a tarefas de suporte ou estabilização corporal no questionário de preferência podal (WFQ-Brasil) e na Escala de Fulg-Meyer.....	60
<b>Figura 7</b> - Gráfico de dispersão com as correlações entre as pontuações obtidas nos subitens referentes a tarefas de movimentação do questionário de preferência podal (WFQ-Brasil) e na Escala de Fulg-Meyer.....	61
<b>Figura 8</b> - Camada inferior da palmilha desenvolvida, contendo semi-anéis para posicionamento dos sensores.....	63
<b>Figura 9</b> - Camada Superior da Palmilha contendo pinos para assegurar o direcionamento da pressão exercida na região de interesse do pé no sensor.....	63
<b>Figura 10</b> - Protótipo do dispositivo desenvolvido.....	65
<b>Figura 11</b> - Layout inicial do Programa desenvolvido para ajuste dos parâmetros do protótipo de palmilha.....	66
<b>Figura 12</b> - Layout do Programa desenvolvido para ajuste de parâmetros de protótipo do dispositivo e visualização dos dados referentes à distribuição do suporte de peso em pé, no Modo Teste.....	67
<b>Figura 13-</b> Gráfico demonstrando a distribuição do suporte de peso em pé, expressa como porcentagem da pressão total (%), num dado período de tempo (em segundos).....	68
<b>Figura 14</b> - Gráfico demonstrando a distribuição do peso durante a transição da postura sentada para de pé, expressa como porcentagem da pressão total (%), num dado período de tempo (em segundos), em indivíduo saudável.....	69
<b>Figura 15-</b> Gráfico demonstrando a distribuição do peso durante a marcha, expressa como porcentagem da pressão total (%), num dado período de tempo (em segundos), em indivíduo saudável.....	69

**RELAÇÃO DE ANEXOS**

<b>ANEXO 1-</b> Aprovação em Comitê de Ética em Pesquisa.....	112
<b>ANEXO 2 -</b> Processo de Pedido de Patente de Invenção registrado junto ao INPI.....	115
<b>ANEXO 3 -</b> Manuscrito aceito na Revista de Ciências da Saúde/Revista de Atenção à Saúde.....	118
<b>ANEXO 4 -</b> Normas de submissão à Revista de Atenção à Saúde.....	131

## RELAÇÃO DE SIGLAS E ABREVIATURAS

AVE – Acidente Vascular Encefálico

HPU- Hemicorpo Predominantemente Usado

HNPU- Hemicorpo Não-Predominantemente Usado

WFQ-R – *Waterloo Footedness Questionnaire Revised*

ASTP – Avaliação da Simetria e Transferência de Peso

NOS – *Newcastle- Ottawa Scale*

RS – Razão de Simetria

WFQ-Brasil – Versão em Português Brasileiro da *Waterloo Footedness Questionnaire*

FSR – *Force Sensitive Resistor*

IMC – Índice de Massa Corporal

MEEM – Miniexame do Estado Mental

SSQOL-Brasil – Versão em Português Brasileira da *Stroke-Specific Quality of Life*

SCP- *Scale for Contraversive Pushing*

EFM – Escala de Fugl-Meyer

COPM – *Canadian Occupational Performance Measure*

UT – Unidades Textuais

ICC – Intervalo de Correlação Intraclasse

**RELAÇÃO DE SÍMBOLOS**

% - Porcentagem

s – Segundos

kg – Quilograma

mm – Milímetro

g – Grama

## RESUMO

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) gera posturas inadequadas tanto para iniciar transferências funcionais como para distribuir eficientemente as sobrecargas articulares entre os segmentos do corpo. A redistribuição mais relatada nessa população na postura em pé é a assimétrica com sobrecarga do membro não-afetado, embora evidências apontem para outras estratégias de distribuição do suporte de peso. Além disso, faz-se necessário o desenvolvimento de instrumentos que permitam tanto a análise dessa redistribuição quanto à indução de simetrias/assimetrias. O objetivo do estudo foi investigar parâmetros que subsidiassem o desenvolvimento de tecnologias para análise de efeitos terapêuticos da indução de simetria na distribuição do suporte de peso em pessoas após o AVE. Na primeira etapa do estudo, foram levantadas pesquisas que investigaram a distribuição do suporte de peso nessa população. Confirmou-se que prevalece a ideia de que essas pessoas possuem assimetria com sobrecarga no hemicorpo não-parético. A heterogeneidade dos estudos e a falta de parâmetros de quais são os limites de simetria apontam para necessidade de estudos padronizados e melhor parametrizados quanto ao comportamento assimétrico para melhor compreensão dessas estratégias. Na segunda etapa, analisou-se a percepção dos terapeutas quanto à viabilidade de tecnologia para indução de simetria. Os entrevistados apontaram que tal dispositivo seria útil na reabilitação dessa população. Na terceira etapa, foi realizada a adaptação transcultural e análise da confiabilidade de um instrumento que identifica a predominância de uso de membros inferiores. A WFQ-Brasil mostrou-se útil na identificação do membro preferencialmente usado para diferentes tipos de tarefas. Na fase seguinte, a Escala de Fugl-Meyer e a WFQ-Brasil foram usadas, objetivando verificar a hipótese de predominância de uso severidade-dependente. Os indivíduos com hemiparesia adotaram o membro não-afetado como preferencialmente usado, confirmando a hipótese de conveniência. No entanto, fracas correlações entre as pontuações obtidas nos dois testes apontam para necessidade de analisar pessoas com diferentes níveis de severidade motora para confirmar tal hipótese. Na última fase, foi desenvolvido um dispositivo que monitora a pressão e emite sinal vibratório para alertar o usuário quando a distribuição do suporte de peso entre os pés encontra-se fora dos limites de simetria, objetivando a indução de simetria nessa distribuição. Os procedimentos adotados nos permitiram concluir que a adoção do conceito de limite de simetria deve ser considerada na busca de parâmetros para aplicações diagnósticas e terapêuticas. **PALAVRAS-CHAVES:** Transtornos Cerebrovasculares; Hemiplegia; Equilíbrio Postural; Suporte de Carga; Retroalimentação sensorial.

## ABSTRACT

Stroke generates postures both to start functional transfers as to efficiently distribute the joint burdens between the body segments. The most reported in this population redistribution in the standing posture is the asymmetric toward to non-affected limb, although evidence point to other distribution strategies of weight-bearing. In addition, it is necessary to develop tools to enable both the analysis of this redistribution and the induction of symmetry / asymmetry. The aim of this study was to investigate parameters that subsidize the development of technologies for analysis of therapeutic effects of symmetry induction in weight-bearing distribution in people after stroke. In the first stage of the study, they were raised studies that investigated the weight-bearing distribution in this population. It was observed that was prevalent that idea affirming that subjects with chronic hemiparesis have asymmetric distribution toward to non-paretic hemibody. However, the heterogeneity among studies and the lack of parameters to define limits of symmetry pointing to necessity of additional studies. In the second step, we analyzed the perception of the therapists on the feasibility of technology for inducing symmetry weight distribution support. Respondents indicated that such a device would be useful in the rehabilitation of this population. In the third step, the cross-cultural adaptation and analysis of the reliability of an instrument that identifies the predominant use of lower limbs was performed. The WFQ-Brazil proved to be useful to identification to preferred foot for different types of tasks. In the next phase, the Fugl-Meyer Scale and WFQ-Brazil were used in order to verify the hypothesis of predominance of severity-dependent. Individuals with hemiparesis adopted the non-affected limb as preferably used, confirming the hypothesis of convenience. However, weak correlations between the scores obtained in the two tests point to the need to examine people with different levels of motor severity to confirm this hypothesis. In the last phase, it developed a device that monitors the pressure and emits vibrating signal to alert the user when the weight distribution is outside the limits of symmetry, aiming symmetry induction this distribution. The procedures adopted in the study allowed us to conclude that the adoption the limits of symmetry concept should be considered in the search parameters for diagnostic and therapeutic applications. **KEY WORDS:** Cerebrovascular Disorders; Hemiplegia; Postural Balance; Weight-Bearing; Sensory Feedback.

## 1. INTRODUÇÃO

A manutenção da postura em pé constitui uma tarefa complexa para o ser humano que conta com o seu Sistema Nervoso Central para integrar as aferências sensoriais (sobretudo as visuais, vestibulares e proprioceptivas que provêm das diferentes partes que compõem o corpo) com as eferências motoras que devem ser produzidas de forma eficiente (1–4), considerando tanto a resposta ao ato motor voluntário que parte da postura ortostática quanto a resposta decorrente de perturbações externas que interferem neste ato motor ou na própria manutenção desta postura (5).

Lesões ou danos de quaisquer dos sistemas envolvidos nesta integração sensório-motora para manutenção e controle postural podem resultar em instabilidades que geram posturas inadequadas tanto para iniciar transferências funcionais como para distribuir eficientemente as sobrecargas articulares entre os segmentos do corpo. Notadamente nas doenças cerebrovasculares com acometimento de um único hemisfério cerebral, nas quais a incapacidade motora é lateralizada, os sujeitos acometidos necessitam adequar suas estratégias de manutenção e controle postural para um corpo cuja integração sensório-motora também passou a ser predominantemente unilateral (6).

Dentre as consequências geradas por esta incapacidade de um dos hemicorpos na integração sensório-motora, a instabilidade postural em pé é ocorrência bastante presente nas pesquisas que utilizam a população de pessoas com deficiência do tipo hemiparesia/hemiplegia para investigar variáveis que informam sobre: déficits de força muscular, alterações de tônus muscular, assimetrias na distribuição do suporte de peso corporal em pé, além de alterações sensitivas, cognitivas e de esquema corporal; todas elas parecem contribuir para esta instabilidade postural (7–10).

Em termos de distribuição do suporte de peso em pé, as variáveis mais comumente encontradas na literatura são as medidas de simetria/assimetria observadas por consequência direta ou indireta da redistribuição do peso corporal entre os apoios, expressas como a porcentagem do peso corporal em um dos hemicorpos (11–15) ou a intensidade da componente vertical da força de reação do solo (10,16–19). Estudos recentes propõem ainda o cálculo de índices ou razões de simetria entre os dois membros, como uma estratégia numérica para refletir essa redistribuição (3,4,20).

Independente das variáveis usadas para descrever as análises da redistribuição do suporte de peso, a redistribuição mais relatada para manutenção da postura em pé entre



indivíduos que adquiriam hemiparesia após o Acidente Vascular Encefálico (AVE) é a que resulta em assimetria com sobrecarga do membro não-afetado (14,18,21–28).

A maioria dos estudos propõe que tal redistribuição refletiria uma maior confiança em envolver o membro sadio na manutenção da postura em pé, membro este cuja possibilidade de controle estaria preservada para os ajustes posturais (7,23,26,29,30). Contudo, tais estudos não definiram parâmetros com base em uma população de referência, ou seja, não definiram quais variações promoveriam valores suficientes de sobrecarga para caracterizar uma suposta redistribuição assimétrica. Tal falta de parâmetros levanta algumas dúvidas: Seria a sobrecarga para o lado não-afetado realmente uma redistribuição compensatória ou apenas uma estratégia também presente nos sujeitos cujos corpos possuem controle bilateral preservado? Quais seriam os limites que, quando ultrapassados, caracterizariam assimetria?

Ao definir limites de simetria calculados a partir de intervalos de confiança de valores obtidos em amostra cujos sujeitos não-hemiparéticos foram recrutados conforme idade, gênero e composição corporal semelhantes a uma amostra de pessoas com hemiparesia, foi possível constatar que uma porcentagem importante dos indivíduos do grupo hemiparesia possuíam redistribuição assimétrica com sobrecarga do membro não-afetado em valores dentro dos limites de simetria calculados. Em outras palavras, a definição dos limites de simetria permitiu verificar que: o que seria uma redistribuição assimétrica com sobrecarga do membro não-afetado poderia ser uma estratégia dentro dos limites de simetria também observada em pessoas com controle bilateral preservado (3,10).

Os mesmos autores (1,3,4,20) propuseram ainda que em ambas as populações (sem e com hemiparesia), quando considerado os limites de simetria conforme calculados, estão presentes sujeitos que durante a posição em pé podem adotar três estratégias de distribuição do suporte de peso: (1) estratégia simétrica, cujos valores de suporte de peso estão igualmente distribuídos ou com pequena variação entre os hemicorpos; (2) estratégia assimétrica para o hemicorpo predominantemente usado (HPU), cujos valores de suporte de peso ultrapassam os limites de simetria sobrecarregando o lado mais usado e (3) estratégia assimétrica para o hemicorpo não-predominantemente usado (HNPU), cujos valores de suporte de peso ultrapassam os limites de simetria sobrecarregando o lado menos usado. Nesta forma de definir estratégias, o HPU seria o não-afetado para o grupo com hemiparesia (conveniência de uso) ou o hemicorpo dominante para grupo sem hemiparesia (preferência de uso).

A partir das evidências apresentadas, começou-se a explorar as diferentes estratégias de distribuição ou redistribuição do suporte de peso observadas entre sobreviventes de AVE, inclusive urgem questionamentos quanto às definições de HPU ou HNPU e como a predominância de uso agiria em diferentes contextos motores e posturais (3,7,9). Tais questionamentos sugerem que a escolha das estratégias de distribuição/redistribuição possa sofrer a influência da severidade do comprometimento motor, sendo que indivíduos com déficits motores variando de leves a moderados poderiam estar adotando a estratégia de preferência, enquanto que àqueles com déficits mais severos, estariam assumindo uma estratégia por conveniência, frente a mais fácil utilização do membro inferior não-afetado, na tentativa de superar os déficits somatossensoriais do membro afetado (8,10,31). No entanto, investigações adicionais sobre os fatores relacionados à escolha da estratégia motora são necessárias para melhor compreensão do processo de redistribuição do suporte de peso na postura em pé.

Embora se verifique uma falta de consenso na literatura quanto à relevância da distribuição/redistribuição simétrica do peso corporal no contexto da recuperação funcional de pessoas com hemiparesia crônica, a indução da simetria no suporte de peso ainda é considerada objetivo primário no planejamento de muitos programas de reabilitação para esta população (32).

Diferentes estratégias de tratamento têm sido relatadas na literatura objetivando simetria no suporte de peso em indivíduos vítimas de AVE, porém com resultados divergentes quando consideradas as repercussões destas práticas na retenção deste suporte de peso mais simetricamente distribuído/redistribuído e nos ganhos relativos à estabilidade postural e às aquisições funcionais (22,33,34). Tais divergências são consequências de inúmeros fatores, dentre eles, a escolha do instrumento de medida.

Diferentes instrumentos são considerados para se obter medidas da distribuição/redistribuição do suporte de peso, muitas vezes tais instrumentos não foram estudados quanto as suas propriedades psicométricas ou não adaptados conforme as diferenças culturais em se tratando de instrumento que envolve linguagem e comunicação. Como não são todos os examinadores que possuem à disposição os instrumentos considerados padrão ouro para avaliação da distribuição/redistribuição do suporte de peso, a busca de instrumentos alternativos que permitam esta análise constitui uma ação necessária para a prática ampla e cotidiana entre os fisioterapeutas.

O padrão ouro para medidas de suporte de peso é obtido por meio de plataformas de força que são superfícies rígidas, interligadas por sensores de carga que possibilitam os

cálculos das forças e momentos ao longo dos três eixos: médio-lateral, anteroposterior e vertical. No entanto, essas plataformas dependem de um investimento alto e estão restritas aos grandes centros de reabilitação e pesquisa, onde existem pessoas treinadas e preparadas para utilizá-las. Tal aspecto reforça a necessidade de se criar instrumentos alternativos que sejam adaptados transculturalmente e com propriedades psicométricas desejáveis em versões portáteis e mais acessíveis na prática clínica que, apesar da aparente simplicidade, forneçam medidas precisas e acuradas para que o terapeuta possa monitorizar a distribuição/redistribuição do suporte de peso em tempo real, durante tarefas estáticas e em transições posturais (35).

Dada a discussão sobre as divergências nas interpretações da distribuição/redistribuição do suporte de peso em pé para sujeitos com hemiparesia crônica decorrente de AVE e também apresentadas justificativas da necessidade de dispositivos que permitam tanto a análise da distribuição/redistribuição do suporte de peso quanto a indução de simetrias/assimetrias durante contextos de reabilitação e de assistência às atividades de vida diária, destacamos a relevância de produzir conhecimento que melhor esclareça os aspectos do controle motor nessa população, bem como desenvolver tecnologias para indução de distribuições/redistribuições mais simétricas ou assimétricas, a depender de suas repercussões no desempenho funcional da população em pauta.

Para melhor apresentarmos o problema levantado, abordaremos a seguir como a simetria na distribuição do suporte de peso em pé foi explorada na literatura científica até então em indivíduos saudáveis e naqueles com hemiparesia após o AVE. Ainda, revisaremos fatores relacionados à adoção de estratégias distribuição/redistribuição do suporte de peso e as repercussões de tais estratégias na funcionalidade, para que então possamos descrever os instrumentos disponíveis para avaliação e monitoramento da distribuição/redistribuição do suporte de peso de maneira a identificar parâmetros para o desenvolvimento de tecnologias que auxiliem na reabilitação motora dessa população.

### **1.1. Postura e simetria na distribuição do suporte de peso em pé**

A maioria dos estudos sobre o controle postural em indivíduos saudáveis na posição em pé comumente consideram os padrões e as magnitudes das forças de reação ao solo como sendo equivalentes em ambos os pés. Portanto, partem do pressuposto de que os pés são sobrecarregados simetricamente do ponto de vista anatômico e funcional (36–38). Além disso, apontam que a distribuição simétrica exige menos ações corretivas, assegurando

a máxima estabilidade postural em indivíduos sem problemas no controle neural e possibilitando a recuperação do equilíbrio por meio das estratégias de quadril e tornozelo, sugerindo, portanto, que assimetrias seriam restritas às condições patológicas (6,39,40).

Por exemplo, Rougier e Genthon (2009), em análise das repercussões dinâmicas decorrentes da indução de comportamento assimétrico de redistribuição do suporte de peso em jovens, observaram que o deslocamento do centro de pressão sob os pés foi aumentado, produzindo uma maior área de oscilação que tornou menos eficientes as estratégias de quadril e tornozelo para recuperar o equilíbrio nas situações de instabilidade (38). Na mesma linha de raciocínio, outro estudo mostrou que a redução na magnitude das reações posturais e dos torques corretivos de tornozelo no membro inferior não-sobrecarregado em decorrência da assimetria, poderiam, por sua vez, estar gerando instabilidades posturais (36).

De Kam e colaboradores (2016), em estudo recente sobre o assunto, observaram ainda que, diante de perturbações no plano sagital (em torno do eixo látero-lateral como nas estratégias de tornozelo), a distribuição assimétrica em jovens aumentou a probabilidade de recuperação do equilíbrio usando a estratégia do passo, sendo que o passo foi comumente realizado com membro não-sobrecarregado (41). Tal evidência sugere ser a estratégia assimétrica mais vantajosa do que a simétrica para utilização da estratégia do passo.

Entretanto, em idosos, devido às dificuldades no controle postural, sobretudo diante de perturbações na direção anteroposterior, ou seja, as perturbações que também promovem reações em torno do eixo látero-lateral no plano sagital, a distribuição simétrica do suporte de peso entre os pés pareceu favorecer mais a recuperação do equilíbrio utilizando a mesma estratégia do passo (38,40). Neste caso, não fica claro como a estratégia simétrica pode ter sido mais vantajosa que a assimétrica, mostrando claramente a necessidade de melhor compreender tais processos.

Somente a partir de 2010, evidências começam a mostrar que a distribuição assimétrica do suporte de peso pode ser também encontrada em indivíduos saudáveis, com sobrecarga principalmente para o lado não-dominante e não necessariamente relacionada a condições patológicas ou de envelhecimento (2,3). Antes disso, o mais comum é encontrar estudos como o de Blaszczyk e colaboradores (2000), que analisaram a distribuição do suporte de peso em pé em idosos, observando que estes tendiam a distribuir assimetricamente o peso corporal com sobrecarga para o lado dominante, quando comparados a adultos jovens, e com maior oscilação postural, concluindo que a assimetria na distribuição do suporte de peso poderia ser um indicador de declínio postural relacionado ao envelhecimento e funcionar como uma estratégia protetora para reduzir o tempo gasto na estratégia do passo, caso o

equilíbrio fosse desafiado nesta população idosa (37,40). Notem que, mesmo considerando a assimetria na distribuição como um declínio postural, os autores acabam por concluir que a assimetria funcionaria como uma estratégia protetora.

Apesar da distribuição assimétrica do suporte de peso poder estar presente em outras populações que não somente àquelas apresentando hemiparesia/hemiplegia, a relação entre assimetria e instabilidade postural de pessoas sem comprometimento, como apresentado por Blaszczyk e colaboradores (2000), permaneceu pouco explorada na literatura até 2010.

Entretanto, nesta recente década novas evidências começam a surgir, assimetrias na distribuição do suporte de peso foram observadas em 55% dos indivíduos saudáveis avaliados, com sobrecarga tanto do membro inferior dominante quanto do não-dominante, conforme descrito por Martins e colaboradores (2011). Dentre esses indivíduos, 5 eram jovens e 6 eram idosos, mostrando que a assimetria na distribuição/redistribuição talvez esteja relacionada a outros processos que não somente senescentes e convalescentes. Embora a distribuição assimétrica do suporte de peso em idosos saudáveis tenha sido documentada em estudos prévios, esse foi o primeiro estudo a referir esse tipo de distribuição entre jovens (3,39,40).

Assim, diante da inexistência de um consenso quanto ao padrão de distribuição do suporte de peso em indivíduos jovens e idosos e as repercussões funcionais desse comportamento, estudos que busquem parâmetros e tecnologias para melhores aplicações diagnósticas e terapêuticas são necessários.

## **1.2. Distribuição/redistribuição do suporte de peso em pé nas hemiparesias**

Embora seja possível encontrar na literatura científica estudos sobre a distribuição do suporte de peso em pé em diferentes populações, é notadamente na população de pessoas que adquiriam seqüela hemiparética que tais estudos são predominantemente realizados. Após o AVE, para os indivíduos que readquirem a habilidade de manter-se de pé, os estudos comumente relatam uma assimetria no suporte de peso corporal com sobrecarga para o membro não-afetado quando em repouso, na posição ortostática e durante transições posturais, supostamente decorrente da redistribuição compensatória para sobrecarregar o hemicorpo não-afetado ou, entre os indivíduos com comportamento *pushing*, para sobrecarregar o membro afetado (2–4,6,7,10,26,42–44).

De Haart e colaboradores (2004), em estudo longitudinal sobre a recuperação do equilíbrio após o AVE, em uma coorte de 37 indivíduos, verificaram que a assimetria na

redistribuição do suporte de peso diminuiu substancialmente nas quatro primeiras semanas após o AVE (45). No entanto, graus variáveis de assimetria persistiram na fase subaguda e mostraram-se mais evidente quando os indivíduos realizavam dupla-tarefa, ou seja, durante a resolução de problemas matemáticos ao mesmo tempo em que permanecem na posição em pé. Os autores sugeriram então que, embora durante a reabilitação motora os indivíduos com hemiparesia tenham se adaptado a confiar no membro inferior parético, a simetria na distribuição do suporte de peso nunca tornou-se uma estratégia automatizada (23,45,46).

No entanto, como já descrito, nesta década começam a aparecer estudos em população de pessoas com hemiparesia que apontam para a ocorrência de posturas em pé com redistribuições do suporte de peso tanto simétricas como assimétricas, com sobrecarga quer para o membro não-afetado quanto para o membro afetado (2–4,10,20,47). Como uma referência de limites para simetria não tinha sido considerada por De Haart e colaboradores (2004), dentre os 37 indivíduos de sua amostra, diferentes estratégias poderiam estar mascaradas e interferindo nos resultados por eles apresentados.

Martins e colaboradores (2011), em análise da distribuição do suporte de peso em sujeitos com hemiparesia espástica, a partir de limites de simetria obtidos em grupo de indivíduos saudáveis, pareados por idade e gênero, observaram sim que a maioria dos indivíduos avaliados apresentou assimetria, sendo que 37% destes sobrecarregavam o membro afetado. Contudo, mesmo sendo minoria, existiam hemiparéticos com estratégia simétrica de redistribuição do suporte de peso (3).

Mansfield e colaboradores (2013), adotando os parâmetros definidos por Martins e colaboradores (2011) dois anos mais tarde, reafirmaram a evidência ao observarem que 47,6% da amostra de pessoas com hemiparesia apresentou assimetria com sobrecarga no membro não-afetado, 40,1% usava estratégia simétrica de redistribuição e 12,2% sobrecarregavam o membro afetado em redistribuição assimétrica da posição em pé (10).

A ideia antiga e consensual de redistribuição assimétrica sobrecarregando o lado não-afetado para todos os sujeitos em condição hemiparética, já apontada por Engardt e colaboradores (1993), afirmava que a integridade do sistema somatossensorial, a força muscular e a amplitude de movimento preservadas no membro não-afetado favoreceriam a estabilidade postural em pé (48). Entretanto, o membro não-parético é apontado como incapaz de compensar completamente a insuficiência do membro afetado, contribuindo para instabilidade postural observada nessa população (7). Convém reforçar que ambas as afirmações com conclusões opostas partiram de evidências de amostras consideradas em sua totalidade constituídas por participantes que redistribuíam assimetricamente seus suportes de

peso sobrecarregando o lado não-afetado. Sendo que pela adoção de limites de simetria, isto pode não estar acontecendo.

Assim, apesar da assimetria na redistribuição do suporte de peso parecer um mecanismo compensatório para manutenção do equilíbrio dinâmico entre sobreviventes de AVE com vantagens ou desvantagens questionáveis, os autores supracitados não levaram em conta as possíveis sobrecargas em direção ao lado afetado e até mesmo as simetrias como estratégias.

Partindo-se do pressuposto de que na população de pessoas jovens e sem hemiparesia pequenas variações da simetria dentro de um limite de simetria (41) nos permite identificar diferentes estratégias de redistribuição do suporte de peso na população de pessoas com hemiparesia (1,3,4,20,49), não é difícil imaginar a presença destas estratégias de redistribuição nas investigações mais antigas que talvez tenham negligenciado tal presença.

Os indivíduos que sobrecarregam o membro afetado na posição em pé também apresentam instabilidade postural em decorrência da incapacidade do membro de contribuir para manutenção do equilíbrio. Além disso, em virtude dos déficits somatossensoriais apresentados pelo membro afetado, haveria redução na confiança das aferências provenientes do sistema sensorial e uma maior confiança nas informações visuais para estabilidade postural (10). Evidências sugerem que essa estratégia postural pode ter sido aprendida durante a reabilitação motora após o AVE ou seria planejada para permitir a recuperação do equilíbrio utilizando a estratégia do passo, na vigência de uma instabilidade (10,50).

Diversos fatores parecem influenciar na estratégia motora adotada após o AVE, dentre os quais se destacam a Síndrome de Pusher e a severidade dos comprometimentos motores e sensoriais. A Síndrome de Pusher é um distúrbio na percepção da verticalidade, relacionado à heminegligência espacial e mais comum em sobreviventes de lesões em hemisfério cerebral direito, caracterizado por sobrecarga do hemicorpo afetado e resistência ativa à tentativa de correção dessa postura (20,21,24). Apesar do comportamento *pushing* desaparecer normalmente nos primeiros três meses, a sobrecarga do membro afetado observada na posição em pé pode ser indicativa de *pushing* residual na fase crônica, ou seja, seis meses ou mais após o evento (3,19,24).

Como novas evidências começam a impulsionar novas investigações, não há ainda um consenso na literatura científica atual quanto à relação entre severidade dos comprometimentos motor e sensorial em sobreviventes de AVE e simetrias/assimetria na distribuição/redistribuição do suporte de peso nas condições de hemiparesia, tornando tal campo um terreno fértil a ser explorado.

### **1.3. Hipótese da predominância de uso de hemicorpos ser severidade-dependente na hemiparesia**

As assimetrias cerebrais para direita ou esquerda têm sido demonstradas em estudos de funções cognitivas complexas como nas habilidades musicais, na linguagem, nas emoções e nas funções visuoespaciais (51). Mutha e colaboradores (2012) defendem um modelo de especialização hemisférica também para o controle motor, em que cada hemisfério cerebral torna-se especializado em diferentes mecanismos do controle motor. Isso acarretaria em menor gasto energético e menor tempo para comunicação entre as unidades de processamento (eficiência), otimizando assim o desempenho (52). Nessa perspectiva, a assimetria na execução de diferentes tarefas pelos membros inferiores, bem como as preferências manual e podal, seriam justificadas pela especialização hemisférica (53).

A preferência podal foi considerada como um indicador comportamental mais sensível de lateralização hemisférica em termos de percepção emocional e organização da linguagem (54,55). Pode ser definida como o uso preferencial de um dos membros inferiores para realização de tarefas motoras (54). Outra definição de preferência podal também utilizada na literatura implica em diferenças no comportamento motor entre os membros e adotam as nomenclaturas “pé preferido” ou “preferencialmente usado” para o membro que é utilizado para manipular ou movimentar um objeto, como chutar uma bola ou pegar uma bola de gude no chão usando os dedos do pé e “pé não-preferido” ou “não-preferencialmente usado” para referir-se ao membro utilizado para suportar o peso corporal (53–56).

O principal instrumento utilizado na literatura para avaliar a preferência podal é o *Waterloo Footedness Questionnaire-Revised* (WFQ-R) desenvolvido por Elias e colaboradores (1998), em língua inglesa, de fácil aplicação clínica e que não foi até o momento traduzido e adaptado transculturalmente para a população brasileira (55). Portanto, uma vez traduzido, adaptado e com a confiabilidade testada, poderia ser amplamente usado na prática clínica para identificar qual o pé predominante e não-predominantemente usado.

Apesar da preferência podal ter sido relacionada às assimetrias funcionais, os estudos sobre os seus efeitos na marcha e no controle postural em indivíduos saudáveis têm apresentado resultados divergentes, gerando ainda dúvidas quanto às similaridades ou disparidades quando a preferência se refere a realizar tarefas ou a realizar suporte de peso (37,54).

Blaszczyk e colaboradores (2000), por exemplo, observaram que 7 dos 21 idosos avaliados apresentavam distribuição assimétrica com sobrecarga do membro inferior



esquerdo. Os autores consideraram que o membro inferior menos afetado pelo processo de envelhecimento seria responsável por manter a estabilidade. No entanto, não apresentaram informações referentes à preferência podal (40). Já Hesse e colaboradores (1996) não apontaram correlação significativa entre o membro inferior sobrecarregado e o membro preferencialmente usado, durante o movimento de sentado para de pé, em jovens saudáveis (57).

Estudos sobre as implicações motoras da hemiparesia após o AVE, comumente consideram o lado não-afetado como o predominantemente usado para realização de tarefas, estabelecendo a ideia denominada por Mundim e colaboradores (2015) como hipótese de conveniência (31). A hipótese de conveniência estabelece que, após um AVE crônico, a preferência motora pode ser modificada pela conveniência, ou seja, os indivíduos aprendem a utilizar o hemicorpo não-afetado para realizar as atividades de vida diária, também sobrecarregando o membro inferior não-afetado na posição ortostática (31). Essa escolha parece refletir uma estratégia para superar os déficits motores e sensoriais do hemicorpo afetado.

No entanto, as assimetrias com sobrecarga do lado afetado identificadas em estudos recentes apontam que essa estratégia motora pode ter sido escolhida (10,31,50). Fatores como a severidade dos comprometimentos motores e sensoriais e comportamento *pushing* têm sido apontados como responsáveis pela distribuição assimétrica com sobrecarga do membro afetado em sobreviventes de AVE crônico (10,23).

Mansfield e colaboradores (2013), no entanto, não encontraram diferenças na prevalência de distúrbios perceptuais, como negligência e história de *pushing*, entre os grupos que sobrecarregavam o membro não-afetado ou o membro afetado e o grupo com distribuição simétrica do peso corporal (10).

Embora, estudos recentes apontem para relação entre déficits sensoriais e assimetria na distribuição do suporte de peso em pé, observa-se uma carência de estudos sobre o assunto na literatura (10,32,58) que poderiam ser justificados pela falta de parâmetros e instrumentação bem definidas para tais estudos.

Quando considerando a relação entre a gravidade dos déficits motores após o AVE e a distribuição do suporte de peso, algumas evidências apontam que indivíduos com hemiparesia mais severa tendem a adotar uma estratégia mais assimétrica quando comparados àqueles com hemiparesia leve (8,10,32). Assim, Mundim e colaboradores (2015) levantaram a hipótese de que o membro inferior predominantemente usado para a distribuição do suporte de peso em pé é estabelecido pela preferência, quando se trata de hemiparesia leve a

moderada, ou por conveniência, nos casos de hemiparesia moderada a grave (31). Em outras palavras, a predominância seria severidade-dependente.

No entanto, estudos adicionais que identifiquem o HPU e avaliem as hipóteses de conveniência (definida pela severidade da hemiparesia) e de preferência (definida por testes de preferência podal) são necessários para indicar os fatores determinantes na escolha da estratégia motora e definir aspectos relevantes na reabilitação dessa população. Ainda, algumas limitações relacionadas ao tipo de teste para avaliar severidade poderiam estar interferindo na análise e precisariam ser mais bem estudados.

#### **1.4. Contribuições das posturas com distribuições/redistribuições simétricas e assimétricas para o movimento funcional**

O grau da assimetria na distribuição do peso tem sido associado à independência nas tarefas de autocuidado e à duração da internação hospitalar após o AVE (4). Além disso, assimetria do suporte de peso com sobrecarga do membro não-afetado durante a transição da posição em pé para sentada e, vice-versa, pode ter contribuído para a ocorrência de quedas e uma maior lentidão na execução dessas atividades (59). Cheng e colaboradores (1998) demonstraram que a assimetria na redistribuição do suporte de peso em hemiparéticos durante essas tarefas foi maior entre indivíduos com relato de 1 ou mais quedas quando comparados àqueles sem história de quedas, podendo, portanto, estar relacionada à ocorrência de quedas durante execução da transição de sentado para de pé (59).

A assimetria na redistribuição do suporte de peso em pé também parece estar relacionada à assimetria na marcha. Hendrickson e colaboradores (2014) apontaram que os indivíduos com hemiparesia que sobrecarregavam o lado não-afetado na postura em pé apresentavam um aumento no tempo de balanço do membro afetado quando comparado ao membro não-afetado, durante a marcha (8). Além disso, a assimetria na marcha pode ter como consequências o aumento do gasto energético, risco de degeneração musculoesquelética e dor no membro não-afetado e redução na densidade óssea no membro afetado (8,60,61).

No entanto, estudos recentes apontaram que uma distribuição mais simétrica do suporte de peso em ortostatismo não se traduziu em sobrecarga no membro afetado durante atividades funcionais como o alcance e a marcha (20,27,62). Teixeira-Salmela e colaboradores (2005) demonstraram que a presença de assimetria não impediu a aquisição de ganhos em medidas de atividades funcionais, como velocidade da marcha e habilidade de subir escadas, sugerindo, portanto, que as medidas de simetria no suporte de peso não eram

indicativas de desempenho funcional na marcha (27). A melhora da independência nas atividades de vida diária e no desempenho da marcha também não foi acompanhada por melhora da simetria na distribuição do suporte de peso, segundo Laufer e colaboradores (2003) (62).

Embora a assimetria na redistribuição do peso em pé tenha sido associada à instabilidade postural após o AVE, recente revisão sistemática sobre a temática concluiu que não é possível estabelecer relação causal entre assimetria e instabilidade postural, visto que limites de simetria não foram considerados para definir o que foi chamado de assimetria (63). Portanto, verifica-se a inexistência de um consenso quanto à relevância da simetria na distribuição do suporte de peso para o desempenho funcional.

### **1.5. Parâmetros e tecnologias para aplicações diagnósticas dos tipos de distribuição do suporte de peso nas condições de hemiparesia**

Diferentes técnicas têm sido empregadas na avaliação da distribuição do suporte de peso em pé, dentre elas os exames clínicos, as balanças, os sistemas de baropodometria e as plataformas de força são os mais presentes em investigações científicas (35).

Os exames clínicos representam aqueles que avaliam a distribuição no suporte de peso por meio de inspeções ou avaliações físicas realizadas pelo fisioterapeuta, sem necessidade de instrumentação adicional. Os principais exemplos dessa modalidade de avaliação são a percepção de pressão pelo fisioterapeuta que coloca as mãos sob os pés dos indivíduos, a palpação dos tendões dos músculos dos membros inferiores ou a observação do alinhamento postural em pé e durante a marcha, na tentativa de estimar a assimetria na distribuição do peso (35,64). Tratam-se, no entanto, de medidas subjetivas suscetíveis a grande variabilidade por erros na precisão e acurácia da medida (35).

Martins e colaboradores (2011), ao comparar as medidas de um instrumento de exame clínico para avaliação da simetria e transferência de peso (ASTP) com os índices de razão de simetria obtidos em balanças concluíram que a ASTP não foi concordante em identificar os sujeitos com hemiparesia e distribuição simétrica, classificando-os como assimétricos com sobrecarga no lado não-afetado. Ainda, o ASTP não foi capaz de identificar sobrecargas no lado afetado que estavam presentes pela análise da razão de simetria obtida de balanças (65).

Por sua vez, as balanças fornecem uma medida quantitativa da distribuição do peso entre os membros inferiores e são bastante utilizadas na prática clínica e na pesquisa,

devido ao baixo custo e facilidade de registro e armazenamento dos dados (1–4,20,35,66). Além disso, os dados obtidos por balanças digitais apresentam boa confiabilidade tanto em indivíduos saudáveis quanto em indivíduos com hemiparesia (2). A principal desvantagem das balanças é fornecer medidas da distribuição do suporte de peso somente em condições estáticas (35).

Com o potencial de fornecer as mesmas medidas que as balanças e com a vantagem de incorporar outros parâmetros para análise, a baropodometria computadorizada permite a obtenção de impressões plantares e das forças de reação ao solo, numa dada base de suporte, na posição em pé. A área da base de suporte é expressa em centímetros quadrados (cm<sup>2</sup>) e em porcentagem do peso corporal total (49). Tal dispositivo possibilita ainda a obtenção da porcentagem do peso corporal em cada um dos membros inferiores, em função do peso total. Fornecem medidas confiáveis em condições estáticas e como se comportam os sujeitos em intervalos definidos de registro (35,49).

Por fim, as plataformas de força são os instrumentos que fornecem medidas mais precisas e acuradas das forças de reação ao solo e, por isso, são consideradas o padrão-ouro para avaliar a distribuição do suporte de peso em pé e durante transições posturais. No entanto, devido ao custo dos equipamentos e a necessidade de treinamento para ajustes e calibrações, estão restritas aos grandes centros de reabilitação e pesquisa (35).

Existem ainda os instrumentos portáteis que contam com sensores, localizados no calçado do indivíduo ou em palmilhas, que permitem aferição contínua das distribuições do suporte de peso, no contexto da reabilitação ou durante atividades de vida diária. No entanto, diversos fatores parecem dificultar sua utilização no dia a dia, como a necessidade de calçados especiais, o peso do equipamento e as limitações na capacidade de captura e armazenamento dos dados (35). Além disso, grande parte dos dispositivos estudados, disponíveis ou não comercialmente, permite mensuração da distribuição do peso somente durante a marcha e não em posturas estáticas ou transições posturais.

#### **1.6. Parâmetros e tecnologias para aplicações terapêuticas de distribuições mais simétricas ou assimétricas do suporte de peso nas condições de hemiparesia**

Diferentes tecnologias com a finalidade de melhorar o controle postural e a marcha têm sido descritas na literatura e em bases de patentes, sendo que grande parcela ainda não está disponível comercialmente.

É o caso do pedido de patente estadunidense US 8308665 que se refere a um sistema constituído por eletrodos ou atuadores de vibração, ou uma combinação destes, inseridos numa palmilha, meia, ou aplicados diretamente na pele, que emitem sinal vibratório em nível subsensorial. Destina-se a melhorar o equilíbrio por meio dessa estimulação sensorial, além de aumentar o fluxo sanguíneo nos pés para prevenção de úlceras cutâneas (67).

Priplata e colaboradores (2006) avaliaram o efeito de vibrações subsensoriais, aplicadas na sola dos pés, no equilíbrio em idosos e indivíduos com diagnóstico de neuropatia periférica e hemiparesia após AVE, por meio de palmilhas com atuadores vibratórios. Os resultados demonstraram que os voluntários apresentaram menor oscilação postural em pé após utilização dessas palmilhas (50).

O pedido de patente US 2003/0009308 descreve uma palmilha que dispõe de sensores resistivos de força, giroscópio e acelerômetro. Os dados referentes a esses sensores são transmitidos ao microcontrolador, em seguida, ao cartão de memória e, a partir dele, por telemetria ao computador que dispõe de software específico para cálculo de variáveis relativas à marcha, como cadência e velocidade angular do tornozelo e do joelho, e referentes à atividade do usuário. Uma bateria recarregável alimenta os sistemas eletrônicos. Embora o dispositivo seja único, o que facilita a utilização e adaptação em diferentes tipos de calçados, não realiza análises da distribuição do suporte de peso em condições estáticas e transições posturais e somente monitora e analisa parâmetros da marcha (68).

Hegde e Sazonov (2014) também descreveram um sistema composto por sensores de pressão, acelerômetro, giroscópio e microcontrolador, com funções de monitoramento da atividade física e de parâmetros temporais da marcha, e transmissão de tais informações para o smartphone. No entanto, não informa sobre a distribuição do suporte de peso em condições estáticas (69).

Alguns equipamentos permitem captação de informações relativas ao equilíbrio e à marcha em tempo real e fornecem retroalimentação sensorial para auxiliar os indivíduos na correção dos padrões de movimentação, sendo, portanto, utilizados com finalidade diagnóstica e terapêutica. O pedido de patente US 2008/0108913 trata de um sistema composto por um ou mais sensores, que podem ser sensores de pressão ou acelerômetros, um circuito eletrônico que coleta os sinais captados por esses sensores e um software que recebe o sinal, compara o sinal transmitido a um perfil de estabilidade, baseado na localização do centro de massa do indivíduo, e gera um sinal de retroalimentação. Este sinal pode ser visual, tátil, auditivo ou a combinação deles, e é fornecido quando ocorrem alterações do equilíbrio

que aumentam o risco de quedas. Portanto, sua função restringe-se à avaliação do equilíbrio (70).

Um dispositivo que emite sinal auditivo quando a distribuição do peso entre os hemisferos encontra-se assimétrica, na posição sentada, foi testado em indivíduo com hemiparesia após o AVE que utilizava de cadeira de rodas, com resultados satisfatórios quando considerando o alinhamento postural e a necessidade de assistência nas transferências e na mobilidade no leito. No entanto, o equipamento foi testado somente na posição sentada e não permitia a coleta de dados relativos à distribuição de peso pelo terapeuta em tempo real (71).

Redd e colaboradores (2011) avaliaram o efeito de palmilhas instrumentadas na marcha de jovens saudáveis. As palmilhas contavam com sensores de pressão em dois pontos do pé (calcanhar e hálux), para informar sobre contato inicial e desprendimento do pé do solo, microcontrolador preso ao tornozelo do usuário e dispositivo de retroalimentação (smartphone), que emitiam sinais visuais, auditivos ou táteis, conforme preferência, quando era detectada assimetria na marcha. Os autores concluíram que o sistema influenciou na marcha (72).

Isakov (2007) utilizou palmilhas contendo bolsas de ar e sensores de pressão, conectadas a um microcontrolador, e um dispositivo que emitia sinal auditivo, quando havia diferença na distribuição do peso entre os pés. Os participantes deste estudo, que apresentavam histórico de amputações e cirurgias ortopédicas em membros inferiores, demonstraram aumento na descarga do peso no membro afetado durante a marcha, após utilização do dispositivo (64).

Todos os sistemas apresentados nesta busca de anterioridade permitem aplicações importantes para análise, entretanto, não informam sobre a distribuição do suporte de peso em condições estáticas ou durante transições posturais e não permitem o armazenamento dos dados. Tal análise mostra que ainda é necessária uma tecnologia que incorpore funções tanto diagnósticas, quanto terapêuticas e que ainda tenha a possibilidade de ser utilizada como tecnologia assistiva.

### **1.7. Percepções de terapeutas quanto aos limites e possibilidades do uso de tecnologias para o diagnóstico, para a terapia e para o desenvolvimento de produtos assistivos**

O processo de desenvolvimento de equipamentos e tecnologias assistivas envolvem processos similares que passam inicialmente pela compreensão do problema e

identificação da oportunidade, seguida pelo planejamento do produto e, por fim, pelo teste do protótipo (73,74).

No primeiro estágio, as necessidades e os objetivos do usuário, do cuidador e do ambiente devem ser considerados. O conhecimento das percepções de usuários e consumidores (profissionais de saúde, por exemplo) sobre as funções de um produto, bem como, a importância atribuída a cada uma dessas funções, possibilita prever detalhes sobre aspectos conceituais e especificações técnicas do equipamento durante o seu desenvolvimento (74,75).

Assim, a definição das necessidades e dos atributos considerados mais importantes pelo usuário constituem aspectos chaves para se alcançar os benefícios esperados e possibilitar aplicação da tecnologia na prática clínica (75).

Na etapa de planejamento do produto, busca-se aprofundar os conhecimentos sobre a população em estudo e relacionar suas dificuldades, para então, delinear as características ideais do equipamento que atenda às necessidades do usuário (73).

Uma vez finalizado o produto, o teste do protótipo deve ser realizado a fim de detectar facilidades e dificuldades encontradas no uso do equipamento, além de avaliar características importantes como eficiência, durabilidade, viabilidade de custo e estabelecimento de fabricação seriada, caso haja interesse comercial do mercado pelo dispositivo (74).

Discutidas as peculiaridades do que já foi estudado e o que ainda precisa ser aperfeiçoado quanto ao estudo da simetria na distribuição do suporte de peso em pé de pessoas com seqüela hemiparética e frente aos parâmetros e tecnologias que ainda precisam ser desenvolvidas para uma melhor compreensão das variáveis relacionadas, o presente trabalho propõe objetivos de caráter científico e tecnológico na busca de instrumentos para melhor aplicação diagnóstica e terapêutica.

## **2. OBJETIVO**

### **2.1. Objetivo Geral**

Investigar parâmetros que subsidiem o desenvolvimento de tecnologias para se refletir sobre testes diagnósticos e ensaios para análise de efeitos terapêuticos da indução de simetria na distribuição do suporte de peso em pé de pessoas com deficiência do tipo hemiparesia crônica.

### **2.2. Objetivos Específicos**

Para alcançar o objetivo geral foram traçados objetivos de pesquisa e de desenvolvimento tecnológico na seguinte sequência:

- I. Levantar pesquisas que investigaram a distribuição do suporte de peso em pé em sujeitos com hemiparesia crônica decorrente de AVE identificando qual comportamento de suporte de peso foi descrito por estes autores para a população alvo da pesquisa;
- II. Aprender a percepção de fisioterapeutas quanto à viabilidade de um dispositivo que induz simetria na distribuição do suporte de peso em pessoas com deficiência do tipo hemiparesia;
- III. Adaptar transculturalmente e verificar a confiabilidade de um instrumento que identifica a predominância de uso de membros inferiores que poderia ser utilizado para maiores esclarecimentos sobre efeitos da indução de simetria na distribuição do suporte de peso;
- IV. Aperfeiçoar testes que permitam verificar a hipótese de que a predominância de uso de hemicorpos em tarefas e em posturas pode ser modulada pela severidade da hemiparesia e
- V. Desenvolver um dispositivo que permita a indução de simetria e a identificação dos tipos de distribuição de suporte de peso observados nas condições de hemiparesia para se propor ações diagnósticas, terapêuticas e assistivas.



### **3. METODOLOGIA**

O presente estudo se apropriou de diferentes delineamentos de pesquisa clínica e de desenvolvimento tecnológico com a finalidade de buscar fundamentação conceitual e metodológica para propor estratégias diagnósticas, terapêuticas e assistivas que pudessem auxiliar profissionais na solução de questões sobre os limites e possibilidades de se induzir simetria na distribuição do suporte de peso de pessoas com hemiparesia crônica.

A pesquisa foi realizada em cinco etapas que serão descritas a seguir e que juntas permitiram se encadear uma série de resultados que culminaram no desenvolvimento de uma tecnologia que além de poder ser utilizada para fins diagnósticos e terapêuticos, também pode ser considerada tecnologia assistiva. As etapas foram identificadas como: (1) sistematização das evidências, (2) verificação junto aos usuários terapeutas, (3) adaptação transcultural de instrumento de suporte às análises, (4) aperfeiçoamento de testes para verificar hipótese de predominância de uso modulada pela severidade da hemiparesia para direcionamento de propostas de intervenção e (5) desenvolvimento e prototipagem da tecnologia.

#### **3.1. MÉTODO PARA SISTEMATIZAR EVIDÊNCIAS**

##### **3.1.1. Estratégias de busca**

Artigos publicados até Outubro de 2015 foram levantados nas bases de dados PUBMED, EMBASE, COCHRANE, CINAHL e SCIELO, utilizando combinação e sinônimos dos descritores em português e inglês: acidente vascular encefálico, postura, equilíbrio, distribuição de peso, suporte de carga, bípede, postura ereta, e funcional.

Foram incluídas nesta revisão as referências que: (1) possuíam amostras compostas por adultos capazes de permanecerem de pé; (2) trabalhavam com sujeitos com hemiparesia adquirida a um mínimo de seis meses após AVE e (3) utilizavam medidas de distribuição do suporte de peso na posição de pé. Para as referências que apresentavam estudos com intervenção terapêutica, consideravam-se somente as medidas obtidas antes da intervenção. Foram excluídas da revisão as referências que: (1) não especificavam faixa etária da sua amostra; (2) utilizavam indivíduos com hemiparesia adquirida por outras causas que não fossem cerebrovasculares e (3) investigavam sujeitos na fase aguda/ subaguda após o AVE (menos de seis meses após o evento).

Dois examinadores analisaram os resumos de cada uma das referências levantadas para identificar os critérios de elegibilidade. Uma vez incluída, a referência era localizada na íntegra e suas referências bibliográficas foram checadas para identificar possíveis referências não encontradas nas buscas iniciais, mas que pudessem atender aos critérios de inclusão. Um terceiro examinador solucionou divergências.

### **3.1.2. Extração e análise das informações**

As informações dos artigos selecionados foram extraídas por dois examinadores, sendo que o terceiro examinador foi consultado no caso de divergências. Foram extraídos os seguintes dados dos artigos selecionados: a) autores e ano de publicação; b) qualidade do estudo; c) delineamento do estudo; d) número de participantes; e) presença ou não de grupo controle; f) medida de simetria/assimetria na distribuição do suporte de peso; g) cálculo da medida de simetria/assimetria no suporte de peso; h) instrumento utilizado para avaliação da distribuição do peso; i) avaliação ou não das propriedades psicométricas do instrumento utilizado; j) ideia apresentada pelos autores sobre distribuição do suporte de peso (Tabela 1).

A qualidade das referências foi determinada pelo Índice de Newcastle-Ottawa (NOS), para os estudos transversais de caso-controle, e pela Escala PEDro de Fisioterapia em Evidência, para os ensaios clínicos randomizados (76,77). Os estudos que não possuíam grupo controle não puderam ter sua qualidade metodológica analisada. Dois examinadores avaliaram a qualidade dos estudos selecionados.

A Razão de Simetria (RS) foi extraída dos estudos que utilizaram balanças digitais para medida da distribuição do suporte de peso, sendo definida pela divisão dos valores do peso aferidos no hemicorpo parético sobre os valores do hemicorpo não-parético conforme descrito previamente em outros estudos (1,3,49).

Utilizou-se o software *Comprehensive Meta-Analysis 3.0* (Biostat, Englewood, NJ) e adotou-se intervalo de confiança de 95%. O gráfico de *forest-plot* foi construído com o software Excel considerando a média e o desvio-padrão consultados nas referências.

### **3.2. MÉTODO PARA VERIFICAR JUNTO AOS USUÁRIOS TERAPEUTAS A VIABILIDADE DA TECNOLOGIA PROPOSTA**

Para avaliar a percepção de fisioterapeutas quanto à viabilidade de um dispositivo que induz simetria na distribuição do suporte de peso em pessoas com hemiparesia, optou-se por um estudo transversal com abordagem qualitativa. Os estudos qualitativos permitem acessar aspectos subjetivos do problema da pesquisa e facilitar a identificação de atributos relevantes a serem considerados no desenvolvimento de um equipamento (78).

Participaram do estudo profissionais fisioterapeutas com experiência na área de reabilitação neurofuncional, docentes no curso de Fisioterapia, do campus Ceilândia, Universidade de Brasília. Foram excluídos os profissionais que tinham vínculo com a pesquisa em questão.

Após uma apresentação com breve contextualização sobre o AVE, os produtos disponíveis no mercado e o protótipo de dispositivo de retroalimentação somatossensitiva para indução de simetria na distribuição do suporte de peso, em desenvolvimento na Universidade de Brasília, sob coordenação do grupo em questão, foi realizada entrevista semi-estruturada com duas perguntas abertas, cujas respostas foram gravadas e posteriormente transcritas para análise de dados.

Os participantes responderam de forma livre a duas perguntas: “O que você acha de treinamentos ou recursos que têm como objetivo a indução de simetria de suporte de peso nestes pacientes?” e “Como você acha que este tipo de dispositivo pode influenciar sobre a simetria de suporte de peso?”.

As perguntas objetivaram captar a opinião do profissional a respeito da indução de simetria no suporte de peso de pacientes com deficiência do tipo hemiparesia e a possível influência desse dispositivo na reabilitação dessa população.

As respostas foram gravadas para posterior transcrição e análise dos dados.

O projeto de pesquisa foi submetido à apreciação ética e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília (CEP- FS UnB), sob número de parecer 199.318 (ANEXO 1).

### **3.3. MÉTODO PARA ADAPTAR TRANSCULTURALMENTE UM INSTRUMENTO DE SUPORTE ÀS ANÁLISES**

A presente etapa utilizou-se de delineamento de estudo metodológico, de corte transversal, para tradução e adaptação transcultural do WFQ-R e avaliação da confiabilidade do instrumento.

Beaton e colaboradores (2000) sugerem uma metodologia para o processo de adaptação transcultural que envolve cinco estágios: estágio 1, tradução realizada por dois tradutores; estágio 2, síntese das traduções; estágio 3, retrotradução realizada por duas pessoas que tenham o inglês como língua nativa; estágio 4, revisão por um comitê de especialistas e estágio 5, fase pré-teste, com o propósito de testar a compreensão do questionário (79).

Antes de iniciar a adaptação transcultural foi requerida e concedida a autorização do pesquisador Lorin Elias (*University of Saskatchewan, Canadá*) (APÊNDICE A), responsável pela elaboração do instrumento em pauta.

#### **3.3.1. *Waterloo Footedness Questionnaire- Revised (WFQ-R)***

O WFQ-R avalia a preferência podal para dois tipos de tarefas: manipulação ou movimentação de um objeto (por exemplo, chutar uma bola em linha reta em direção a um alvo, pegar uma bolinha de gude usando os dedos do pé) e estabilização do corpo (por exemplo, ficar em pé numa perna só). Os itens 1, 3, 5, 7 e 9 referem-se a atividades manipulativas, enquanto que os itens 2, 4, 6, 8 e 10 referem-se a atividades de estabilização corporal (55).

Para cada item, os entrevistados podem responder: (1) sempre o esquerdo; (2) frequentemente o esquerdo; (3) ambos; (4) frequentemente o direito e (5) sempre o direito. Os itens são pontuados de -2 a +2, sendo que o escore total pode variar de -20 a +20, de acordo com as respostas aos questionamentos. A partir da somatória dos itens, pode-se classificar a preferência podal em: esquerda, para scores entre -20 a -7; mista, para scores entre -6 a +6 e direita, para scores entre 7 e 20 (55).

### **3.3.2. Tradução e Adaptação Transcultural**

A tradução e adaptação transcultural do WFQ-R foram realizadas em cinco fases: tradução, síntese, retrotradução, revisão por um comitê de especialistas e pré-teste, como preconizado por Beaton e colaboradores (2000) (79).

Inicialmente os itens da versão em inglês do WFQ-R foram traduzidos, de forma independente, para o português brasileiro por dois participantes nativos brasileiros e que tinham o português brasileiro como “língua-mãe”, eram fluentes na língua inglesa e tinham diferentes formações acadêmicas. Apenas um dos tradutores estava ciente do resultado analisado pelo questionário. O outro tradutor não possuía conhecimento dos conceitos e não tinha experiência médica ou clínica, sendo caracterizado como tradutor “ingênuo”. Assim, duas versões independentes (T1 e T2) foram produzidas.

### **3.3.3. Síntese**

Para que uma versão do questionário em língua portuguesa do Brasil fosse desenvolvida, as duas versões de tradução da WFQ-R (T1 e T2) foram comparadas e sintetizadas por um observador e um consenso inicial foi obtido. A versão em língua portuguesa brasileira foi denominada WFQ-Brasil.

### **3.3.4 Retrotradução**

A versão consensual em português-brasileiro da WFQ-R (T1 e T2, WFQ-Brasil) foi então retrotraduzida para o inglês por dois tradutores profissionais bilíngues, que tinham como “língua-mãe” o Inglês, com fluência na língua portuguesa, e sem conhecimento sobre o propósito do instrumento.

Em seguida, essas versões foram comparadas com as versões originais na língua inglesa, para o processo de validação e análise da versão traduzida.

### **3.3.5 Revisão por comitê de especialistas**

Um comitê formado por três profissionais especialistas em reabilitação, bilíngues, analisou de forma independente as equivalências semântica, idiomática, experimental e

conceitual da WFQ-Brasil (79). Durante essa fase, os membros do comitê tiveram acesso à versão original em inglês, à tradução brasileira e à versão retrotraduzida em inglês.

Quando encontrado algum item não-equivalente ou discordante por algum dos membros do comitê, o item era revisto e discutido até que um consenso fosse alcançado para produção de uma versão preliminar (versão pré-final).

### **3.3.6. Teste da Versão Pré-Final**

A versão pré-teste do WFQ-Brasil foi aplicada em 24 indivíduos, sendo 12 com história de hemiparesia após o AVE e 12 hígidos, e testada a equivalência cultural.

Os indivíduos com hemiparesia crônica foram selecionados de forma não-aleatória, por conveniência, a partir de banco de dados dos sujeitos cadastrados nos Projetos de Extensão “Viver sem limites em um corpo pela metade”, “Avaliação e Tratamento de Pessoas com Incapacidade Neuromotora”, da Faculdade de Ceilândia, Universidade de Brasília.

Foi incluído o participante que: (1) possuía um período mínimo de 6 (seis) meses após um AVE isquêmico em território da artéria cerebral média, confirmado por tomografia computadorizada de crânio, ressonância magnética ou sinais clínicos compatíveis com esse tipo de lesão (80) (2) tinha como sequela motora do AVE uma hemiparesia espástica; (3) era capaz de permanecer em pé, utilizando ou não dispositivo auxiliar; (6) assinava o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Foram excluídos os indivíduos que apresentavam outra doença neurológica (além do AVE que gerou a hemiparesia) e/ou doenças ortopédicas, cardíacas, pulmonares e disfunções vestibulares que comprometiam a habilidade de realizar os testes.

Os indivíduos do grupo controle foram pareados por gênero, idade e índice de massa corpórea (IMC) para obter uma amostra normalizada à amostra dos participantes do grupo hemiparesia, sendo estes recrutados na comunidade em geral. Foram excluídos aqueles que apresentavam doenças neurológicas, ortopédicas, cardíacas e pulmonares e disfunções vestibulares que comprometiam a habilidade de realizar os testes.

Para ambos os grupos foram excluídos aqueles que: (1) referiram dor durante os procedimentos; (2) possuíam alterações cognitivas detectáveis no Mini Exame do Estado Mental (MEEM), considerando os pontos de corte de 13 para analfabetos, 18 para indivíduos com escolaridade entre 1 e 7 anos e 26 para aqueles com escolaridade igual ou superior a 08 anos (81,82).

Os voluntários foram orientados pelos pesquisadores a preencherem o questionário, utilizando o tempo que se fizesse necessário, e que anotassem as dificuldades no entendimento dos itens, incompreensão de palavras ou falta de clareza nas opções de resposta. Para aqueles voluntários que eram analfabetos ou semianalfabetos, o questionário foi aplicado por meio de entrevista por um examinador devidamente treinado. Após completarem o questionário, os indivíduos foram indagados sobre as dificuldades encontradas na compreensão dos itens e respostas das questões.

### **3.3.7. Análise das Confiabilidades Interexaminador e Interteste**

Para análise da confiabilidade, o questionário foi aplicado por dois entrevistadores (examinadores 1 e 2) de forma independente na mesma amostra utilizada para o teste da versão pré-final.

Depois de 7 a 10 dias da primeira aplicação, o examinador 1 reaplicou o questionário para avaliação da confiabilidade interteste. Apesar do examinador que repetiu o teste conhecer o estudo, utilizou-se um novo formulário sem preenchimento para assegurar que o examinador não fosse influenciado pela pontuação obtida no teste anterior.

### **3.3.8. Análise Estatística**

Estatística descritiva foi apresentada por meio de medidas de tendência central e dispersão (média e desvio-padrão) para variáveis quantitativas e frequências relativas (%) e absolutas (n) para variáveis qualitativas. As variáveis quantitativas foram analisadas pelo teste de *Shapiro-Wilk* que identificou distribuição Gaussiana para idade, IMC, MEEM, SSQOL-Brasil e COPM desempenho, mas não para as demais variáveis descritivas. Portanto, as inferências estatísticas foram dadas por meio de testes paramétricos e não-paramétricos, a depender do tipo de distribuição apresentada.

Diferenças entre as variáveis quantitativas de caracterização foram detectadas pelo teste de t para amostras independentes, enquanto que as discrepâncias entre a proporção observada nos grupos hemiparesia e controle foram detectadas pelo Teste Exato de Fisher. Para as demais variáveis descritivas que apresentavam distribuição não-paramétrica, o Teste de *Wilcoxon* foi utilizado.

As confiabilidades interexaminador e interteste foram investigadas pelo Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) para variáveis numéricas, com seus respectivos

intervalos de confiança de 95%, sendo classificada como: pobre ( $CCI < 0,50$ ), moderada ( $0,50 \leq CCI \leq 0,75$ ), boa ( $0,75 \leq CCI < 0,90$ ) e excelente ( $CCI \geq 0,90$ ) (83).

Para avaliação da magnitude da concordância entre as medidas foi utilizada a análise dos limites concordância plotados pelo método de *Bland-Altman*. O nível de significância adotado foi de 0,05 para todos os testes estatísticos. O programa utilizado para análise estatística foi *GraphPad Prism 5*.



### **3.4. MÉTODO PARA APERFEIÇOAR INSTRUMENTOS PARA VERIFICAR A HIPÓTESE DE PREDOMINÂNCIA SEVERIDADE-DEPENDENTE**

Para permitir uma melhor verificação da hipótese da predominância de uso de hemicorpos em tarefas e em posturas modulada pela severidade da hemiparesia, foi realizado um estudo observacional do tipo caso-controle, no qual o comportamento das variáveis de participantes hígidos (controles) foram comparadas ao comportamento das variáveis de participantes com hemiparesia após o AVE.

#### **3.4.1. Participantes**

A amostra foi formada por 24 sujeitos, divididos em dois grupos: grupo hemiparesia, formado por indivíduos com hemiparesia após um AVE (n=12) e grupo controle, formado por indivíduos sem história de AVE (n=12), pareados ao grupo hemiparesia, por idade, gênero e índice de massa corporal (IMC), para normalização da amostra. Os critérios para inclusão e exclusão dos participantes nos dois grupos foram os mesmos já descritos anteriormente.

Para cálculo do tamanho da amostra, foi realizado o teste de hipótese para uma média, considerando um nível de significância de 0,05, um poder de 80% e utilizando intervalo de confiança de 95% para a porcentagem da distribuição do suporte de peso em ortostatismo, em grupo controle e grupo com hemiparesia, obtidos em estudo prévio (2). A amostra que deveria ser obtida nestes parâmetros seria de tamanho igual a 11 indivíduos em cada grupo.

#### **3.4.2. Procedimentos**

Após explanação sobre os objetivos da pesquisa, procedimentos e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, os participantes foram submetidos a uma avaliação inicial para sua identificação e caracterização, incluindo dados demográficos, antropométricos e clínicos (APÊNDICE B).

O grau de espasticidade em membros superiores e inferiores foi avaliado pela Escala de Asworth modificada (84).

O teste de Cancelamento das Estrelas foi usado para avaliar a presença de heminegligência visuoespacial. Os participantes foram instruídos a marcar com uma caneta

todas as pequenas estrelas em uma página contendo 52 estrelas grandes, 10 palavras curtas e 13 letras, posicionadas de forma aleatória, com 56 estrelas pequenas intercaladas. O total de estrelas marcadas foi utilizado para calcular a Razão de estrelas (número de estrelas marcadas do lado esquerdo da página/ número total de estrelas marcadas). Escores entre 0 e 0,46 indicaram hêmignência à esquerda e entre 0,54 e 1, hêmignência à direita (85).

Para identificação da Síndrome de Pusher, foi utilizada a Escala de Avaliação dos Sintomas de Empurrar (*Scale for Contraversive Pushing - SCP*) que avalia: 1) simetria da postura espontânea, enquanto sentado e em posição ortostática; 2) abdução e extensão dos membros superior e/ou inferior com a superfície de contato, enquanto sentado e em posição ortostática e 3) resistência à correção passiva da postura. A síndrome de Pusher seria confirmada caso o voluntário apresentasse todos os critérios, alcançando uma pontuação de pelo menos 1 em cada critério (43,86). Cabe ressaltar que a escala em questão não foi traduzida e adaptada para população brasileira, no entanto, é amplamente utilizada na literatura científica, com adequada validade e confiabilidade (43).

Para determinação da preferência podal, os voluntários responderam às questões do Questionário de Waterloo, em sua versão adaptada para a população brasileira (WFQ-Brasil). O presente instrumento foi adaptado transculturalmente por nosso grupo para atender um dos objetivos específicos deste estudo. Foram consideradas as seguintes pontuações para identificar o membro inferior preferencialmente usado: -7 a -20, para membro inferior esquerdo; -6 a +6, para ambos e +7 a +20, para membro direito (55). (APÊNDICE C)

Para avaliação do comprometimento motor após o AVE, foi utilizada a subescala motora da Escala de Fugl-Meyer (EFM). A EFM constitui um sistema de pontuação numérica acumulativa baseada no exame neurológico e na atividade sensório-motora de membros superiores e inferiores. São avaliados seis aspectos: a amplitude de movimento, dor, sensibilidade, função motora da extremidade superior e inferior e equilíbrio, além da coordenação e velocidade, totalizando 226 pontos. Uma escala ordinal de três pontos é aplicada em cada item: 0 (zero), não pode ser realizado; 1(um), realizado parcialmente e 2 (dois), realizado completamente. No entanto, nessa pesquisa foi avaliada somente a função motora que inclui mensuração do movimento, coordenação e atividade reflexa de ombro, cotovelo, punho, mão, quadril, joelho e tornozelo. Esta subescala tem um total de 100 pontos para a função motora normal, sendo que a pontuação máxima para o membro superior é 66 e para a inferior é 34. Foram consideradas as seguintes pontuações para caracterização do comprometimento motor: 96-99, comprometimento leve; 85-95, moderado; 50-84, marcante e

< 50, severo. A EFM apresenta alto índice de confiabilidade, tanto interobservador quanto teste-reteste, em sua versão traduzida e adaptada para a população brasileira (87).

A qualidade de vida foi avaliada por meio da aplicação da *Stroke-Specific Quality of Life – Brasil* (SSQOL-Brasil). A SSQOL-Brasil foi desenvolvida para avaliar a qualidade de vida em indivíduos com sequelas de AVE. É formada por 49 itens, distribuídos em 12 domínios: energia, papel familiar, papel social, linguagem, mobilidade, humor, personalidade, auto-cuidado, raciocínio, função de membro superior, visão e trabalho/produktividade. Em uma escala de 5 a 1, existem três possibilidades de respostas: quantidade de ajuda necessária para realizar tarefas específicas; quantidade de dificuldade experimentada quando é necessário realizar uma tarefa; grau de concordância com afirmações sobre funcionalidade. Seu ponto de referência para as resposta é a semana anterior, apresentando como possibilidade de resultado o escore de 245 a 49 pontos, sendo que quanto menor o escore maior a dependência e dificuldade para realização de tarefas. Apresenta adequadas propriedades psicométricas, em sua versão traduzida e adaptada para língua portuguesa (88).

Para identificar problemas no desempenho ocupacional, a COPM foi utilizada. A COPM (Medida Canadense de Desempenho Ocupacional) é um teste que foca os problemas e necessidades do paciente de forma individualizada, sendo utilizado para estabelecer objetivos, planejar e mensurar o progresso do tratamento. Embora seja uma medida genérica do desempenho ocupacional, ou seja, não é específico para uma determinada condição de saúde, é considerado um instrumento confiável entre sobreviventes de AVE. Foi administrado por meio de uma entrevista semiestruturada com tempo total para administração de 30 a 45 minutos, em média. Por meio da COPM, o paciente selecionou as atividades que precisa e deseja realizar ou aquelas que não têm conseguido ou não está satisfeito com seu desempenho. Essas atividades podem enquadrar-se em qualquer uma das áreas de desempenho: autocuidado, trabalho e lazer. O indivíduo então atribuiu a cada atividade uma importância, variando de 1 (não é importante de nenhuma forma) a 10 (extremamente importante). A partir disso, o paciente selecionou, no máximo 5 atividades para as quais atribuiu maior importância, e deu a cada uma delas uma pontuação, também numa escala de 1 a 10, em relação ao desempenho (1: não é capaz de desempenhar e 10: é capaz de desempenhar muito bem) e à satisfação com o desempenho (1: não está satisfeito de forma nenhuma e 10: extremamente satisfeito). Na sua versão original, a partir dos escores de desempenho e satisfação, são obtidas pontuações totais que poderão ser comparadas com os resultados de reavaliação para mensuração do progresso. Uma mudança na pontuação de 2

pontos ou mais é considerada clinicamente significativa. É considerada medida válida e confiável em sua versão traduzida para população brasileira (89).

Os indivíduos do grupo controle foram submetidos somente à avaliação inicial, para registro de dados sociodemográficos, clínicos e antropométricos, ao MEEM para avaliação cognitiva e ao questionário de avaliação da preferência podal. A ordem de avaliação das medidas foi determinada aleatoriamente.

### **3.4.3. Análise Estatística**

A estatística descritiva utilizada para as variáveis qualitativas e quantitativas foi descrita anteriormente. Para descrever e testar o grau de concordância entre os métodos de determinação do hemisfério predominantemente usado definidos pela conveniência e pela preferência (preferência autorrelatada ou preferência podal obtida pelo WFQ-Brasil), foi utilizado o coeficiente de Kappa. Foram considerados os seguintes graus de concordância: menores que 0,4, baixa concordância; entre 0,4 e 0,75, concordância mediana; maiores que 0,75, concordância excelente (90).

Para avaliar grau e direção das correlações entre gravidade do comprometimento motor (obtida pela EFM) e preferência podal (definida pelo WFQ-Brasil), foi utilizado o coeficiente de correlação de Pearson. Foram considerados os seguintes graus de correlações, conforme proposto por Portney e Walkins (2008): menores que 0,25, fraca ou sem correlação; entre 0,25 e 0,50, correlação fraca; entre 0,50 e 0,75, correlação moderada a forte; maiores que 0,75, correlação forte a excelente (83).

O nível de significância adotado foi de 0,05 para todos os testes estatísticos. O programa utilizado para análise estatística foi *GraphPad Prism 5*.

### **3.5. MÉTODO PARA DESENVOLVER E PROTOTIPAR A TECNOLOGIA**

Considerando que a indução de simetrias na distribuição do suporte de peso ainda é alvo dos programas de reabilitação em indivíduos após o AVE, o principal objetivo nessa etapa da pesquisa era desenvolver um dispositivo portátil, na forma de palmilhas, que captasse informações sobre a distribuição do suporte de peso e emitisse um sinal tátil do tipo vibratório ao usuário, quando o suporte de peso em cada membro ultrapassasse limites de simetria, previamente definidos.

Quando houvesse equivalência na distribuição do suporte de peso corporal entre os membros inferiores, nenhum sinal era emitido, indicando que a tarefa foi executada com distribuição simétrica do suporte de peso. Além disso, esse sistema permitiria a avaliação da distribuição do peso em pé e durante atividades funcionais, como na transição da posição sentada para de pé e, vice-versa, e a marcha e o armazenamento de medidas em tempo real, que auxiliassem o fisioterapeuta na reabilitação dessa população.

Diversos fatores foram considerados na fase de planejamento do produto, como o material utilizado para confecção das palmilhas, o tipo e a disposição dos sensores de pressão, o tipo e a localização dos motores vibratórios e o layout do software para análise dos dados.

O dispositivo de retroalimentação somatossensitiva foi desenvolvido em parceria com pesquisadores do Laboratório de Automação e Robótica (LARA) e o Laboratório de Engenharia e Biomaterial (BioEngLab), da Universidade de Brasília.

#### **3.5.1. A escolha do material**

Os principais fatores considerados na escolha do material das palmilhas descritos na literatura são: possibilidade de serem inseridas nos calçados dos participantes, conforto e não interferir na transmissão da carga do membro inferior para os sensores. Portanto, diferentes materiais podem ser utilizados para confecção de palmilhas, dentre os quais se destacam espuma sintética (polipropileno e etil vinil acetato, EVA), borracha, silicone, cortiça e látex. Independente do material utilizado deve-se considerar que espessuras entre 16 e 27 mm e palmilhas excessivamente macias podem prejudicar o controle postural dos usuários (91).

Durante o processo de desenvolvimento da palmilha, foram realizados testes com diferentes materiais, como o látex, a espuma sintética e o plástico do tipo ABS.

### 3.5.1.1. Ensaio com Látex

Inicialmente, a proposta era desenvolver palmilhas utilizando material de baixo custo, baseada na experiência do grupo de pesquisa da Profa. Dra. Suélia Siqueira Rodrigues Fleury Rosa, do Laboratório de Engenharia e Biomaterial, Universidade de Brasília, com o biomaterial Látex.

O látex natural é extraído da seringueira *Hevea brasiliensis* e já foi utilizado no desenvolvimento de próteses esofagianas, biomembranas, colchões anti-escaras e protótipos de palmilhas para monitoramento da distribuição da pressão nos pés em indivíduos com neuropatia diabética, em virtude de suas características de elasticidade, resistência e hipoalergenicidade, além da participação no processo de cicatrização de lesões cutâneas (92).

Em Setembro de 2012, iniciaram-se os treinamentos com o biomaterial (látex) e os trabalhos de desenvolvimento do protótipo das palmilhas, em parceria com alunos de iniciação científica do LARA e BioEngLab. O desenvolvimento das palmilhas envolveu quatro etapas distintas: (1) Confecção do Molde e do Modelo; (2) Tratamento do biomaterial; (3) Confecção do produto; (4) Instrumentação do Circuito.

Para confecção do modelo do pé, foram utilizados inicialmente os materiais Alginato (Alginato AVAGEL, Dentsply) e Gesso Odontológico (Gesso Herostone Rosa, Vigodent), produtos amplamente utilizados na Odontologia, que apresentam como vantagens o baixo custo, a facilidade de preparação e limpeza. Os modelos do pé obtidos a partir desses materiais foram bastante fiéis e adequados ao objetivo dessa pesquisa.

Para obtenção do modelo do pé, foram realizados ensaios ainda utilizando espuma de poliuretano de baixa densidade (Moldespuma, Salvapé), desenvolvida para confecção de moldes e palmilhas sob medida. Após a obtenção de moldes, a mistura de Gesso Odontológico e água foi depositada sobre a espuma, colocada para secagem à sombra, durante aproximadamente 40 minutos e o modelo do pé era obtido. As principais vantagens da utilização da espuma de poliuretano foram rapidez na obtenção do molde e a qualidade do modelo produzido. No entanto, trata-se de material de custo elevado.

Após a obtenção do modelo do pé, foi iniciado o tratamento do biomaterial látex. A centrifugação objetivou reduzir a quantidade de proteínas do látex e evitar, assim, potenciais reações alérgicas causadas por essas proteínas. Os modelos dos pés foram submetidos à imersão lenta no látex centrifugado a 60% em posição perpendicular, durante aproximadamente 01 minuto e, em seguida, levados à estufa termostatizada para secagem e vulcanização à 80°C. O tempo de secagem na estufa foi de aproximadamente 10 minutos. O

processo foi repetido, após esfriamento do conjunto, até que espessura mínima de 07 mm fosse alcançada (aproximadamente de 12 a 15 banhos sucessivos). Após esfriamento do conjunto, a palmilha de látex foi removida do gesso sob a água corrente e o talco era utilizado em toda a extensão da palmilha para evitar uma possível aderência das bordas. A palmilha produzida a partir do látex apresentou resistência, elasticidade, conforto e baixo custo. (Figura 1)



**Figura 1-** Palmilha produzida a partir do Látex. Fonte: Autor, 2014.

### **3.5.1.2. Ensaio com Espuma Pré-Fabricada**

Testes adicionais também foram realizados com palmilhas de espumas pré-fabricadas (*Confort Pauher*, Orto Pauher, Brasil). Os sensores foram posicionados entre duas palmilhas de espuma para evitar contato direto com o pé do indivíduo e possíveis danos, em decorrência do suor ou do atrito, ou o deslocamento dos mesmos durante a utilização. No entanto, observou-se uma atenuação da carga transmitida aos sensores, prejudicando o funcionamento do sistema.

### **3.5.1.3. Ensaio com Plástico tipo ABS**

Na tentativa de preservar os sensores e conexões e minimizar a atenuação da carga transmitida aos mesmos, optou-se por plástico tipo ABS. Além de apresentar resistência e flexibilidade, o plástico tipo ABS é um material de baixo custo e que possibilita menor interferência na transmissão da pressão dos membros inferiores para os sensores. O arranjo em camadas foi o desejado para evitar contato direto dos sensores com o pé.

Para evitar o deslocamento dos sensores em virtude da tração horizontal entre as duas camadas plásticas, foram projetados semianéis em plástico onde os sensores ficavam encaixados. Além disso, pinos em plástico foram desenvolvidos para direcionar a pressão

exercida pela região de interesse do pé no sensor, aumentando assim sua sensibilidade e, conseqüentemente, a precisão do dispositivo.

### **3.5.2. A escolha e a localização dos sensores**

Como o objetivo do equipamento foi medir a distribuição do peso, optou-se sensores resistivos do tipo FSR, *force sensitive resistor* (Tekscan, Estados Unidos), que são sensores de pressão usados para medir forças dinâmicas. Quando uma força ou pressão é aplicada nesse sensor, ocorre uma variação da resistência.

A quantidade e a disposição dos sensores de pressão em estudos que utilizaram palmilhas são bastante variáveis. Para avaliar a quantidade de sensores embarcados na palmilha e precisão da estimativa da descarga de peso em cada pé, foi realizado procedimento experimental para verificação da distribuição do peso em pé em jovens saudáveis. Este trabalho foi publicado por nosso grupo nos anais do *XXIV Brazilian Congress on Biomedical Engineering – CBEB 2014* (Apêndice D).

Com base nos dados de área de descarga de peso em cada região e considerando a geometria dos sensores, foram escolhidos 4 sensores para medir a descarga de peso em cada pé.

### **3.5.3. Motores Vibratórios**

Considerando que as características e a quantidade de motores determinam a qualidade da informação tátil percebida pelo usuário, foram realizados testes com diferentes tipos e quantidade de motores vibratórios.

Observou-se que a quantidade ideal de motores para assegurar a percepção da vibração pelo indivíduo é de dois para cada palmilha. Além disso, esses motores seriam posicionados em regiões com menor quantidade de tecido adiposo para possibilitar melhor percepção da ativação e desativação dos mesmos. Assim, optou-se por posicioná-los, em faixa aderida ao tornozelo do indivíduo, próximos aos maléolos medial e lateral.

Testes iniciais foram realizados com motores DC do tipo moeda. No entanto, optou-se por motores maiores, com diâmetro de 24 mm, que apresentam maior intensidade de vibração.

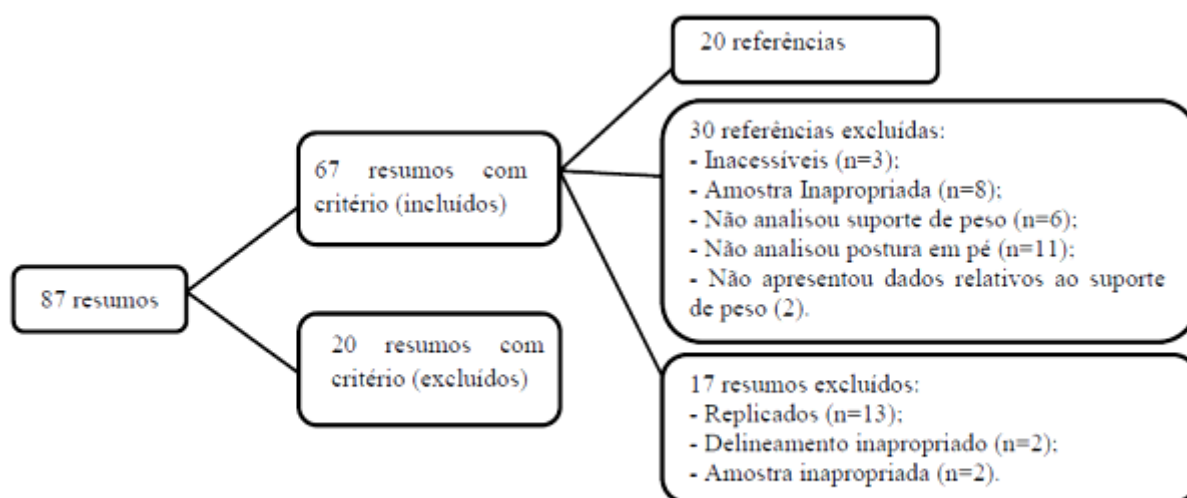


## 4. RESULTADOS

### 4.1. RESULTADOS DA SISTEMATIZAÇÃO DAS EVIDÊNCIAS

A busca inicial resultou em 87 resumos. Após análise dos critérios de inclusão, considerou-se 67 resumos relevantes, dos quais resultou em 20 selecionados para a revisão final (Figura 2).

Das 20 referências, 11 foram avaliadas quanto a sua qualidade (Tabela 1). Dentre as referências com qualidade avaliada, 06 estudos não apresentaram boa qualidade metodológica, sendo três transversais (73–75) e três ensaios clínicos randomizados (76–78). A tabela 1 permitiu observar que a maioria dos artigos utilizou delineamento observacional transversal (65%), sendo encontrados ainda 05 ensaios clínicos randomizados (25%) e uma minoria de estudos de caráter mais descritivo (10%).



**Figura 2** - Fluxograma de busca e seleção das referências utilizadas no estudo. Fonte: Autor, 2015.

O tamanho das amostras variou muito de um estudo para outro e somente 55% das pesquisas utilizaram grupo controle, sendo que somente os estudos com grupo controle puderam ter sua qualidade metodológica avaliada. As formas de se medir simetria no suporte de peso também variou entre os estudos. Em 55% dos estudos o instrumento utilizado foram plataformas de força, 25% usaram balanças digitais e dois estudos utilizaram sistema de baropodometria.

Somente 15% das referências descreveram ou calcularam propriedades psicométricas das medidas, sendo que, em uma delas, as propriedades psicométricas foram extraídas de medidas feitas em pessoas sem hemiparesia.

Na maioria dos estudos, as medidas de simetria/assimetria na distribuição do suporte de peso foram apresentadas em função do peso corporal, na forma de porcentagem do peso total (74,78–81) ou da componente vertical da força de reação do solo no membro inferior parético ou não-parético (6,77,82–84). Enquanto que, os estudos remanescentes calcularam índice ou razão de simetria entre os membros afetado e não-afetado (4,21,29,76,85), além de deslocamento do centro de pressão (86), área do diâmetro circular resultante da pressão, em função da carga em cada pé (87), ou apresentaram somente valores brutos referentes a carga nos membros inferiores (88).

**Tabela 1** - Informações identificadas para as referências bibliográficas selecionadas e sistematizadas nesta revisão

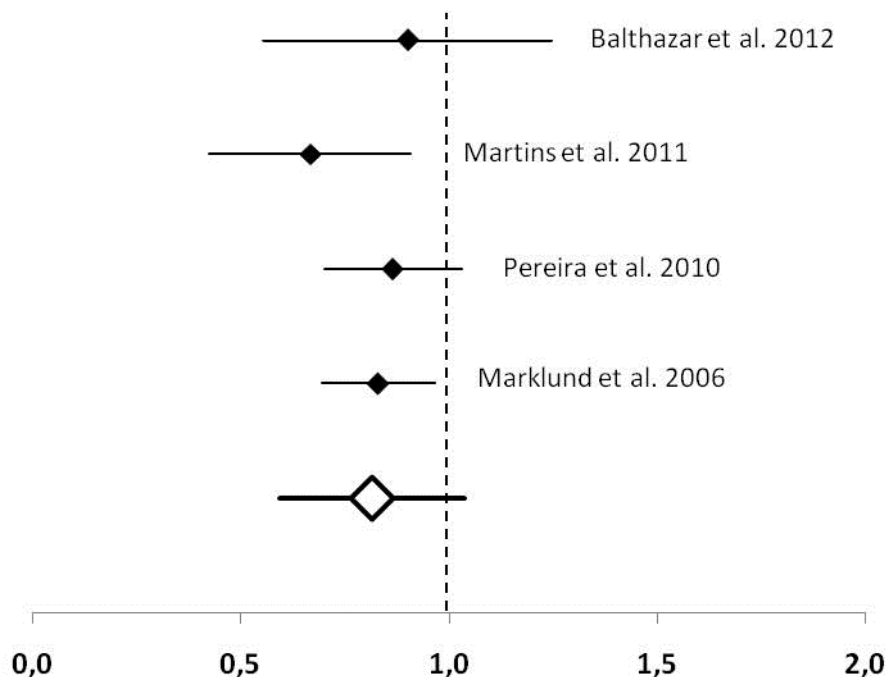
#	Referência	Qualidade de	Delineamento	Amostra	Grupo controle?	Medida de simetria	Como foi calculada a medida?	Instrumento	Psicometria?	Ideia
1	Peurala et al., 2007	8*	Transversal	n=45	Sim	Não específica	Somente descreve valores de deslocamento do centro de pressão.	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemitorpo não-parético
2	Hung et al., 2014	8**	Ensaio Clínico Randomizado	n=30	Sim	Medida relativa (%)	Porcentagem de peso registrada no membro parético.	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemitorpo não-parético
3	Martins et al., 2011	7*	Transversal	n=20	Sim	Razão de simetria entre pés (adimensional)	Quociente do suporte registrado em forma de peso na balança em cada pé.	Balança digital	Sim***	Simetria e assimetria com sobrecarga tanto no hemitorpo parético como no não-parético
4	Lisinski et al., 2012	6**	Ensaio Clínico Randomizado	n=26	Sim	Medida relativa (%)	Porcentagem do centro de pressão em cada pé.	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemitorpo não-parético
5	Dickstein, 1984	6*	Transversal	n=23	Sim	Razão de ortostatismo lateral entre os pés (adimensional)	Valor da área de diâmetro circular resultante da pressão em função da carga em cada pé.	Baropodometria óptica	Não	Assimetria com sobrecarga do hemitorpo não-parético
6	Lee et al., 2015	5**	Ensaio Clínico Randomizado	n=36	Sim	Razão de simetria entre os pés (adimensional)	Quociente do suporte registrado em cada pé.	Baropodômetro	Não	Assimetria com sobrecarga do hemitorpo não-parético
7	Park e Kang, 2013	5**	Ensaio Clínico Randomizado	n=20	Sim	Medida relativa (%)	Porcentagem do componente da força de reação com o solo.	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemitorpo não-parético.
8	Marigold e Eng, 2006	5*	Transversal	n=28	Sim	Índice de assimetria (adimensional)	Resultante da relação entre a componente vertical da força de reação com o solo em cada pé.	Plataforma de força	Sim	Assimetria com sobrecarga do hemitorpo não-parético
9	Itotani et al., 2015	5*	Transversal	n=17	Sim	Medida relativa (%)	Porcentagem do peso registrada no membro parético, em função do peso corporal.	Dispositivo com sensores de pressão	Não	Assimetria com sobrecarga do hemitorpo não-parético
10	Chen e Wing, 2012	5*	Transversal	n=18	Sim	Índice de assimetria entre os pés	Diferença do componente vertical da força de reação ao solo entre os pés, em função do peso corporal	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemitorpo não-parético
11	Song e Hwangbo, 2015	4**	Ensaio Clínico Randomizado	n=40	Sim	Medida relativa (%)	Porcentagem do peso corporal registrada no membro parético.	Sistema de Análise com Biofeedback	Não	Assimetria com sobrecarga do hemitorpo não-parético.
12	Mansfield et al., 2013	NA	Transversal	n=147	Não	Media relativa (%)	Porcentagem do componente da força de reação com o solo.	Plataforma de força	Não	Simetrias e assimetrias com sobrecarga tanto no hemitorpo parético como no não-parético.
13	Adegoke et al., 2012	NA	Transversal	n= 53	Não	Medida relativa (%)	Porcentagem do peso registrado em cada pé, em função do peso corporal.	Balança digital	Não	Assimetria com sobrecarga do hemitorpo não-parético

## Continuação

14	Lewek et al., 2014	NA	Transversal	n=39	Não	Medida relativa (%)	Porcentagem do componente da força de reação com o solo.	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético.
15	Don Kim et al., 2015	NA	Transversal	n=16	Não	Valores de carga (N), normalizados ou não pelo peso corporal (%)	Carga no membro parético, normalizada ou não pelo peso corporal	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético
16	Eng e Chu, 2002	NA	Transversal	n=15	Não	Medida relativa (%)	Porcentagem da componente vertical da força de reação com o solo em cada pé	Plataforma de força	Sim	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético
17	Pereira et al., 2010	NA	Transversal	n=14	Não	Razão de simetria entre pés (adimensional)	Quociente do suporte registrado em forma de peso na balança em cada pé	Balança digital	Não	Simetria e assimetria com sobrecarga tanto no hemicorpo parético como no não-parético
18	Aruin et al., 2000	NA	Quasi-experimental	n=8	Não	Medida relativa (%)	Porcentagem da componente vertical da força de reação com o solo em cada pé	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético
19	Balthazar et al., 2012	NA	Transversal	n=5	Não	Razão de simetria entre pés (adimensional)	Quociente do suporte registrado em forma de peso na balança em cada pé	Balança digital	Não	Simetria e assimetria com sobrecarga tanto no hemicorpo parético como no não-parético
20	Marklund e Klassbo., 2006	NA	Experimental com série de casos	n=5	Não	Valores de carga em cada pé (Kg)	Foi utilizado o valor indicado no visor	Balança digital	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético

Referências organizadas por ordem de qualidade sendo que aquelas indicadas com \* tiveram a qualidade avaliada pelo Índice de Newcastle-Ottawa Scale e aquelas indicadas com \*\* tiveram a qualidade avaliada pela Escala de PEDro. As referências cuja qualidade não foi avaliada foram identificadas na coluna pela sigla NA – Não Avaliados, nestes casos a ordem de qualidade foi dada pelo tamanho da amostra. Na referência 3, a marcação \*\*\* indica que apesar do estudo ter apresentado informações de propriedades psicométricas, foi para população de sujeitos sem hemiparesia. Fonte: Autor, 2015.

A maioria das pesquisas (80%) consideraram que o sujeito com hemiparesia possui um comportamento de suporte de peso assimétrico com sobrecarga do hemicorpo não-parético, frente a 20% de estudos que apontaram evidências de que nesta população é possível se observar outros comportamentos como simetria e assimetria com sobrecarga do hemicorpo parético.



**Figura 3** - *Forest-plot* da metanálise das referências que permitiram calcular razão de simetria. Losangos negros indicam a média e a linha contínua o desvio padrão das razões de simetria de cada referência. O losango maior branco indica a média e desvio-padrão de todas as referências. A linha vertical descontínua indica razão de simetria igual a 1 (suporte simétrico). Fonte: Autor, 2015.

A metanálise foi feita com as quatro referências que permitiram um cálculo de Razão de Simetria (RS) e apontaram uma média abaixo de 1, que indica um sobrecarga no hemicorpo não-parético (4,21,29,77) (Figura 3). Entretanto, o desvio padrão de alguns estudos e da própria resultante da metanálise apontam a possibilidade de RS indicativa de comportamento simétrico e assimétrico com sobrecarga do hemicorpo parético. Um dos estudos que utilizou balança digital na avaliação da distribuição do suporte de peso foi excluído da metanálise, porque a RS média dos participantes estava fora do intervalo de confiança de 95% (14).

#### 4.2. RESULTADOS DA VERIFICAÇÃO JUNTO AOS USUÁRIOS TERAPEUTAS DA VIABILIDADE DA TECNOLOGIA PROPOSTA

As entrevistas visaram captar a percepção dos fisioterapeutas quanto à introdução de inovação tecnológica para indução de simetria no suporte de peso de pessoas com hemiparesia.

O tempo médio de atuação dos três profissionais entrevistados na área de reabilitação neurofuncional foi de 16 anos, variando de 8 a 24 anos.

Para organização das informações adquiridas, os discursos foram divididos em categorias de Unidades Textuais (UT), obtidas a partir da transcrição das entrevistas (78). Foram enumeradas as seguintes categorias de UT:

Categoria das UT relacionadas às tecnologias para indução de simetria no suporte de peso, representadas pelas falas dos entrevistados 1 e 3:

“Eu acho importante. Eu acho que a assimetria pode trazer consequências como sobrecarga articular nos pacientes.” (Entrevistado 1)

“A princípio é interessante porque de forma geral, a gente identifica uma assimetria realmente da descarga de peso, o que de certa forma tem se mostrado um fator dificultador na hora do paciente, por exemplo, controlar o equilíbrio e realizar a marcha,...” (Entrevistado 3)

Categoria das UT relacionadas às funcionalidades do dispositivo apresentado, representado pela fala do entrevistado 2:

“Ele influencia dando um *feedback* e fazendo a pessoa através de um estímulo externo tomar consciência daquilo que ela tem a fazer internamente.” (Entrevistado 2)

Categoria das UT relacionadas às limitações do dispositivo apresentado. Dois entrevistados apontaram algumas limitações, como a possibilidade do *feedback* sensorial interferir no desempenho de atividades de vida diária, além da possibilidade de habituação do usuário ao sinal vibratório.

“Então quando você diz que ele não vai atrapalhar nas atividades de vida diária, talvez atrapalhe nesse aspecto, porque vocês estão utilizando a via de propriocepção consciente, não a via de propriocepção inconsciente.” (Entrevistado 1)

“E quanto isso vai habituar, quer dizer, se de repente no momento em que ele habitua ele passa a não perceber mais esse estímulo e aí como é que isso se modula para que ele volte atenção praquilo de novo pra isso...” (Entrevistado 3)

Os entrevistados que apontaram possíveis limitações do dispositivo apresentado também enumeraram sugestões para melhoria do dispositivo em desenvolvimento, como a redução da frequência do *feedback* sensorial conforme fosse observado aprendizado motor (demonstrado por redução na assimetria na redistribuição do suporte de peso) e modulação do sinal vibratório (intensidade e frequência) de acordo com o nível de assimetria.

“Porque o que tem que ser dosado é a quantidade de feedback. Feedback demais diminui a aprendizagem motora...” (Entrevistado 1)

“Com o tempo vai diminuindo a quantidade de feedback para ele não ficar dependente..” (Entrevistado 1).

“De repente até variar a intensidade da vibração ao número de pontos assimétricos. Se tiver um ponto assimétrico, tem uma intensidade de vibração menor. Se tiver três pontos assimétricos, ele tem um nível de vibração maior. Até pra trazer uma retroalimentação mais fidedigna ao nível de assimetria que está acontecendo.” (Entrevistado 3)

### **4.3. RESULTADOS DA ADAPTAÇÃO TRANSCULTURAL DE INSTRUMENTO DE SUPORTE ÀS ANÁLISES**

Os resultados do processo de tradução e adaptação transcultural seguem a mesma ordem descrita nos métodos, em suas diferentes etapas, seguidos da avaliação das propriedades psicométricas do instrumento (WFQ-Brasil).

#### **4.3.1. Tradução e adaptação transcultural**

Durante as etapas de tradução e retrotradução do instrumento, não foram encontradas diferenças nas versões produzidas.

Na etapa de revisão pelo comitê de especialistas, alguns termos foram substituídos por outros mais comumente utilizados pela população brasileira para facilitar a compreensão, sem prejuízo do significado. É o caso do termo “inseto” que foi substituído por “barata”.

A expressão “trilhos de trem” foi substituída por “meio fio”, uma vez que a atividade “ficar em pé sobre um pé só sobre os trilhos de trem” não representa atividade rotineiramente realizada na nossa população. Portanto, optou-se por “meio fio” em virtude da similaridade na tarefa e nas demandas sobre o controle postural.

Na fase pré-teste, todas as questões foram apropriadamente respondidas e compreendidas pela totalidade dos participantes.

#### **4.3.2. Testes de Confiabilidade**

A repetição das medidas por dois diferentes examinadores (confiabilidade interexaminador) e em períodos diferentes, determinados por um reteste 7 ou 10 dias depois de feita a primeira medida (confiabilidade interteste), foram aplicadas nestas análises.

##### **4.3.2.1. Caracterização da Amostra**

Participaram dessa avaliação 24 indivíduos (75% eram mulheres e 25% homens), sendo 12 com hemiparesia após o AVE e 12 hígidos que foram recrutados de forma pareada à idade, gênero e composição corporal para normalizar a amostra de participantes hígidos.

As médias das idades dos participantes dos grupos hemiparesia e controle foram consideradas semelhantes, variando de 34 a 80 anos para o primeiro grupo e de 32 a 79 anos



para o segundo grupo. Além disso, os participantes dos dois grupos apresentaram sobrepeso, com IMC médio acima de 27, conforme observado na Tabela 2. Quanto ao estado cognitivo, pode-se observar que os indivíduos do grupo hemiparesia demonstraram estado cognitivo significativamente pior do que aqueles do grupo controle ( $p=0,0009$ ).

Os indivíduos do grupo hemiparesia apresentaram cronicidade do AVE significativamente maior que média de amostra de estudo recente de Da Silva e colaboradores (2015) (93). No entanto, as pontuações nos subitens de desempenho e satisfação da COPM foram significativamente maiores no nosso estudo do que aquelas observadas no estudo de Wu e colaboradores (2011) (94).

Além disso, os indivíduos com hemiparesia não apresentavam evidências de Síndrome de Pusher ( $0,33 \pm 0,48$ ) ou heminegligência visual ( $0,51 \pm 0,03$ ), em sua maioria (Tabela 2).

**Tabela 2** - Caracterização da Amostra Submetida ao WQF-Brasil (Variáveis Quantitativas)

Variáveis quantitativas (unidade)	Controle (média $\pm$ DP)	Hemiparesia (média $\pm$ DP)
Idade (anos)	61,08 $\pm$ 12,28	61,83 $\pm$ 12,88
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	27,32 $\pm$ 3,76	27,38 $\pm$ 5,42
MEEM (pontos)	27,67 $\pm$ 2,27	22,83 $\pm$ 3,73*
Cronicidade (meses)	não aplicado	95,58 $\pm$ 81,13**
SSQOL-Brasil (escore)	não aplicado	169,5 $\pm$ 28,39
COPM desempenho (escore)	não aplicado	5,17 $\pm$ 3,78***
COPM satisfação (escore)	não aplicado	5,28 $\pm$ 3,20***
Heminegligência (adimensional)	não aplicado	0,51 $\pm$ 0,03
Síndrome de Pusher (escore)	não aplicado	0,33 $\pm$ 0,48

DP: Desvio-Padrão; IMC: Índice de Massa Corporal; MEEM: Mini Exame do Estado Mental; SSQOL: *Stroke-Specific Quality of Life*; COPM: Medida Canadense de Desempenho Ocupacional. \* $p<0,05$ ; \*\*  $p<0,05$ , quando comparado a média de amostra de estudo de Da Silva et al., 2015; \*\*\* $p<0,05$ : quando comparados a média de indivíduo avaliado em estudo de Wu et al., 2011. Fonte: Autor, 2016.

Quanto ao nível de atividade física, foi observado maior percentual de indivíduos ativos no grupo controle (75%), enquanto que, no grupo com hemiparesia, 58% dos participantes se declararam sedentários. No entanto, a divergência na frequência do nível de atividade física nos dois grupos não foi significativa. Ainda com relação aos hábitos de vida, a maioria dos participantes negou tabagismo ou etilismo (Tabela 3).

Quanto à utilização de dispositivo auxiliar de marcha, 58% dos voluntários do grupo com hemiparesia referiram uso de dispositivo, sendo que a discrepância entre os grupos foi considerada estatisticamente significativa.

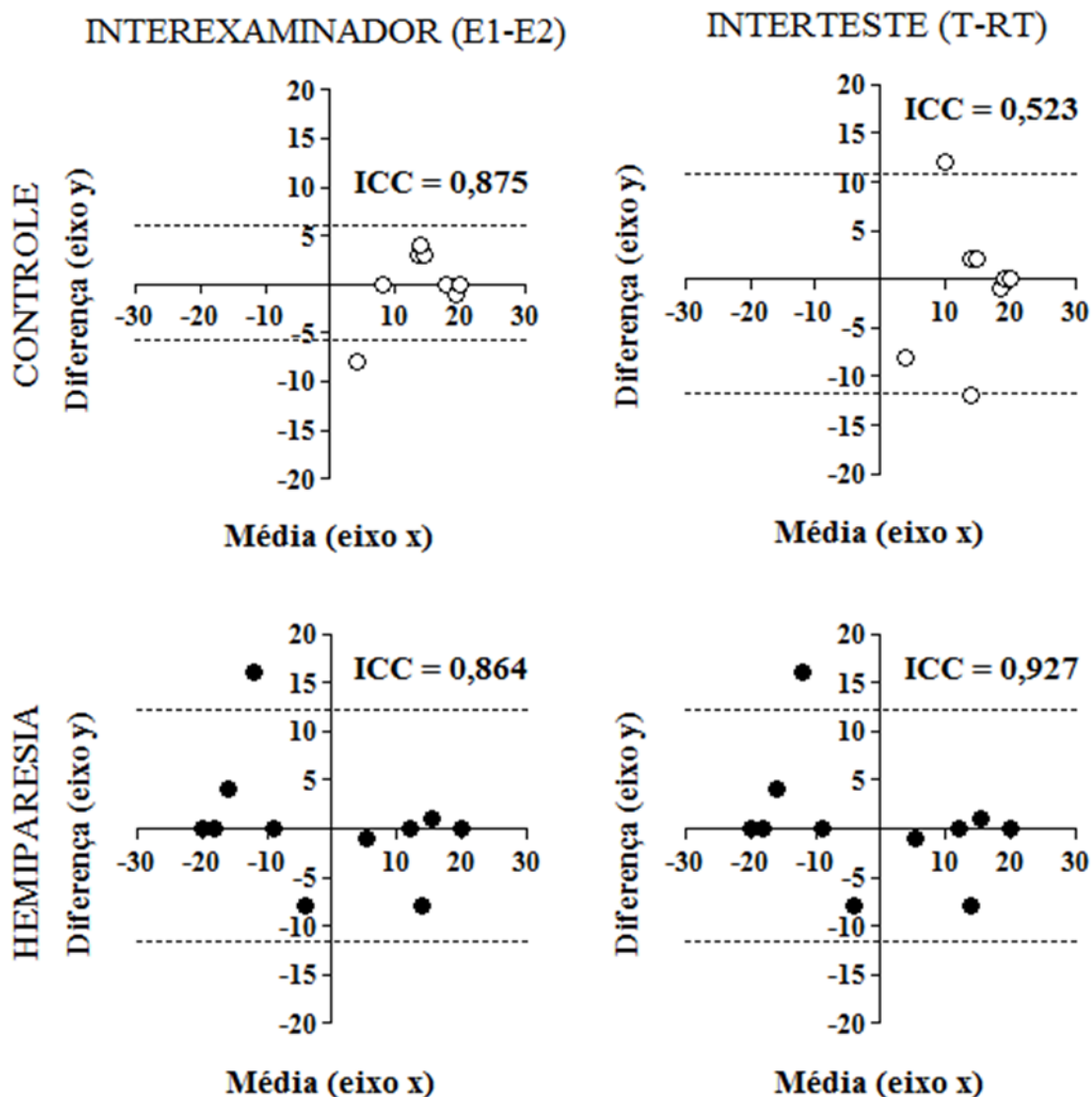
**Tabela 3** - Caracterização da Amostra submetida ao WFQ-Brasil (Variáveis Qualitativas)

Variáveis qualitativas	Controle % (n)	Hemiparesia % (n)
<b>Gênero</b>		
Masculino	25 (03)	25 (03)
Feminino	75 (09)	75 (09)
<b>Nível de atividade física</b>		
Sedentário	25 (03)	58 (07)
Ativo	75 (09)	42 (05)
<b>Tabagismo</b>		
Fumante	08 (01)	00 (00)
não fumante	92 (11)	100 (12)
<b>Etilismo</b>		
consumo ocasional	17 (02)	8 (01)
não consumo	83 (10)	92 (11)
<b>Dispositivo auxiliar à marcha*</b>		
Usuário	00 (00)	58 (07)
não usuário	100 (12)	42 (05)

Teste Exato de Fischer. \* $p < 0,05$ . Fonte: Autor, 2016.

Na análise da confiabilidade interexaminadores do WFQ-Brasil, observou-se boa confiabilidade nos grupos controle e hemiparesia (ICC de 0,875 para grupo controle e 0,864 para grupo hemiparesia). Além disso, pode-se observar que a maior parte das medidas obtidas pelo examinador 1 foi maior que àquela obtida pelo examinador 2, tanto para o grupo controle quanto para o hemiparesia. Notadamente, no grupo hemiparesia um alargamento dos limites de concordância foi observado, incluindo no intervalo de confiança de 95% valores com até 10 pontos de diferença.

Já na análise da confiabilidade interteste, os valores de ICC foram de 0,523 para grupo controle, indicando confiabilidade moderada e 0,927 para grupo hemiparesia, indicando confiabilidade excelente (Figura 4). Apesar das diferenças observadas nos ICC, o intervalo de confiança entre os grupos controle e hemiparesia incluíram valores com a mesma magnitude de diferença entre medidas (cerca de 10 pontos de diferença).



**Figura 4** - Confiabilidade interexaminador e teste-reteste da WFQ-Brasil com gráficos de dispersão, obtidas no Teste de Bland-Altman, para os grupos controle e hemiparesia. Os círculos em branco representam os indivíduos do grupo controle. Os círculos pretos representam os indivíduos do grupo hemiparesia. A linha vertical indica as diferenças entre as medidas obtidas. A linha horizontal representa a pontuação média obtida. As linhas pontilhadas superior e inferior indicam os limites de 95% (IC 95%) da amplitude de concordância entre as medidas repetidas. O Intervalo de Correlação Intraclasse (ICC) entre as medidas repetidas foi indicado em cada gráfico. Fonte: Autor, 2016.

#### 4.4. RESULTADOS DO APERFEIÇOAMENTO DE INSTRUMENTOS PARA VERIFICAR A HIPÓTESE DE PREDOMINÂNCIA SEVERIDADE-DEPENDENTE

Na análise da concordância para definir hemicorpo predominante usado por conveniência ou preferência manual (baseada no autorrelato), no grupo hemiparesia, encontrou-se 9 concordâncias (75%), sendo 6 observados pela chance (50%), considerando um IC 95% variando de 0.017 a 0.983. O grau de concordância foi considerado mediano (Tabela 4).

**Tabela 4-** Concordância de Kappa para definir hemicorpo predominantemente usado por conveniência ou preferência (baseada em auto-relato) em indivíduos do grupo hemiparesia (n=12)

Grupo com Hemiparesia			
Hemicorpo definido pela conveniência	Hemicorpo definido pela preferência (autorrelato)		Total
	Esquerdo	Direito	
Esquerdo	5	2	7
Direito	1	4	5
Total	6	6	12

Fonte: Autor, 2016.

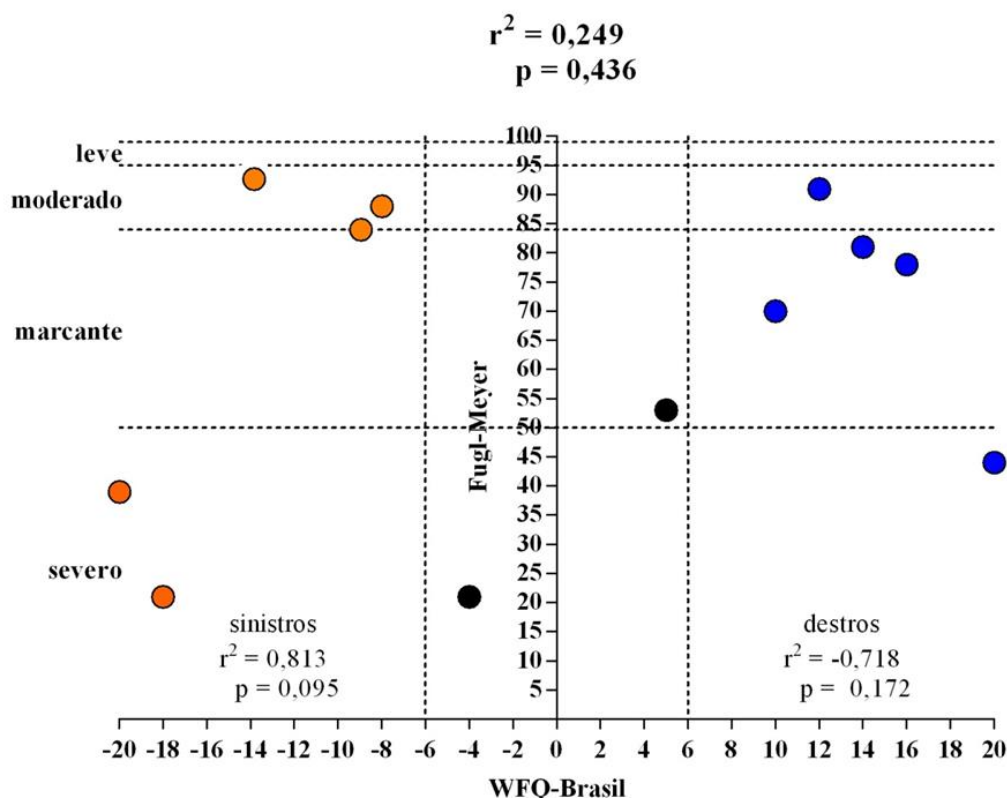
Já na análise da concordância para definição do hemicorpo predominante usado definido por conveniência ou preferência (a partir da pontuação obtida no WFQ-Brasil), para preferência podal, no grupo hemiparesia, encontraram-se 10 concordâncias (100%), sendo 5 observadas pela chance (50%). O grau de concordância foi considerado perfeito. (Tabela 5)

**Tabela 5-** Concordância de Kappa para definir hemicorpo predominantemente usado por conveniência ou preferência (baseada na WFQ-Brasil) em indivíduos do grupo hemiparesia (n=10)

Grupo com Hemiparesia			
Hemicorpo definido pela conveniência	Hemicorpo definido pela preferência (WFQ-Brasil)		Total
	Esquerdo	Direito	
Esquerdo	5	0	5
Direito	0	5	5
Total	5	5	10

\* Dois indivíduos foram excluídos da análise, porque apresentaram pontuação na WFQ-Brasil compatível com a de sujeitos ambidestros. Fonte: Autor, 2016.

Conforme observado na Figura 5 que analisa as concordâncias entre preferência podal e severidade do comprometimento motor entre os indivíduos do grupo hemiparesia, entre aqueles com comprometimento severo, 2 eram sinistros, 1 destro e 1 ambidestro; comprometimento marcante, 3 destros, 1 ambidestro e 1 sinistro; comprometimento moderado, 2 sinistros e 1 destro. Nenhum participante apresentou comprometimento leve, conforme pontuação obtida na EFM.

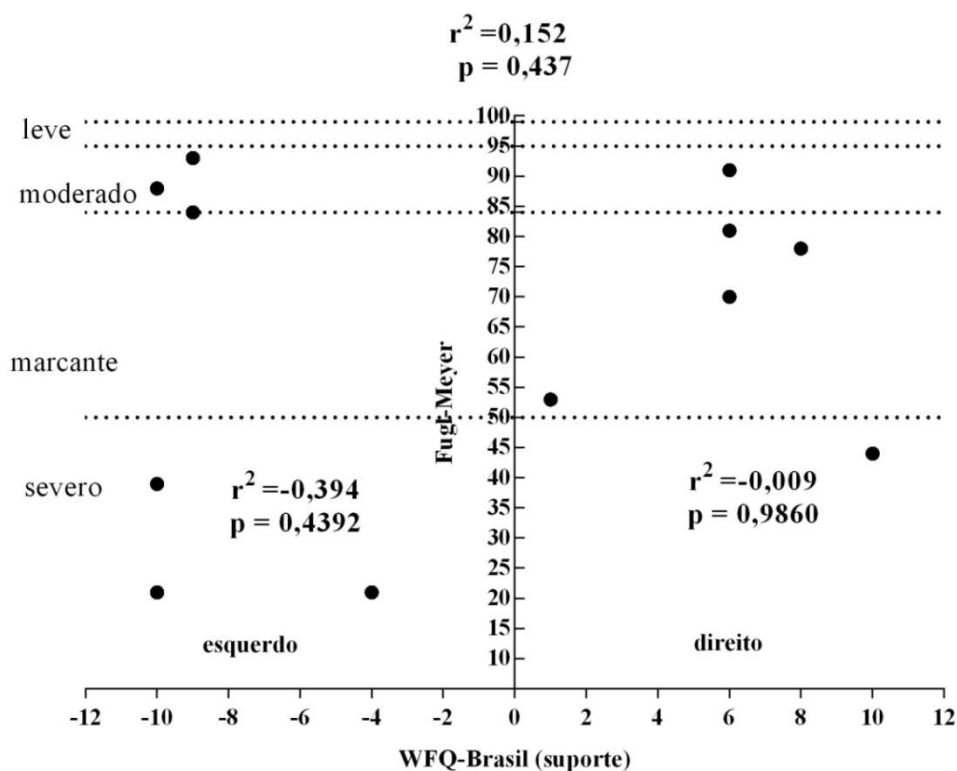


**Figura 5** - Gráfico de dispersão com as correlações entre as pontuações obtidas na Escala de Fulg-Meyer (linha vertical principal) e no questionário de preferência podal (WFQ-Brasil), linha horizontal principal, para sinistros, destros e ambidestros. As linhas pontilhadas na vertical indicam a faixa de pontuação na WFQ-Brasil que classifica os indivíduos em ambidestros. As linhas pontilhadas na horizontal indicam a faixa de pontuação na EFM que classifica o comprometimento motor em leve, moderado, marcante e severo. Os círculos na cor azul representam os indivíduos destros com hemicorpo esquerdo afetado. Os círculos na cor laranja representam os indivíduos sinistros com hemicorpo direito afetado. Os círculos em preto simbolizam os indivíduos ambidestros. Fonte: Autor, 2016.

Além disso, é possível identificar indivíduos destros com hemicorpo esquerdo afetado pelo AVE, ambidestros com hemicorpo direito afetado e sinistros com hemicorpo direito afetado (Figura 5).

Na análise do coeficiente de correlação de Pearson, os indivíduos destros tenderam a apresentar menores pontuações na EFM ( $r^2 = -0,718$ , correlação forte,  $p = 0,172$ ),

enquanto que, os indivíduos classificados como sinistros na WFQ-Brasil tenderam a apresentar maiores pontuações na EFM ( $r^2= 0,813$ , correlação forte,  $p=0,095$ ). No entanto, quando considerando a correlação entre pontuação na WFQ-Brasil para os dois grupos e a severidade do comprometimento motor obtida na EFM, observa-se uma correlação fraca ( $r^2= 0,249$ ,  $p=0,436$ ). Além disso, as correlações descritas não foram estatisticamente significativas ( $p>0,05$ ).

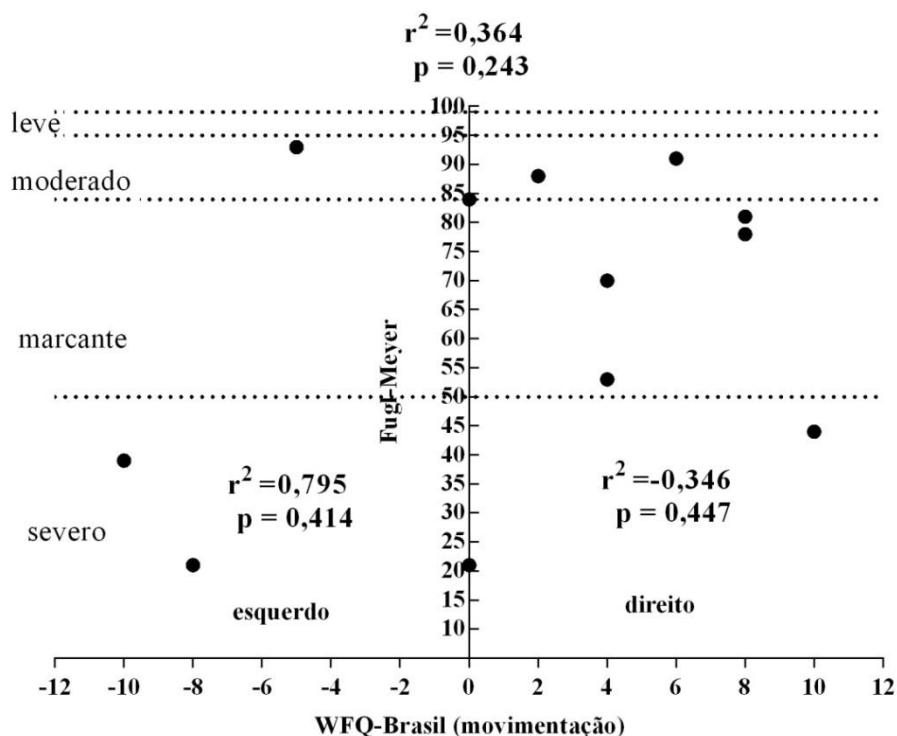


**Figura 6** - Gráfico de dispersão com as correlações entre as pontuações obtidas nos subitens referentes a tarefas de suporte ou estabilização corporal no questionário de preferência podal (WFQ-Brasil), na linha horizontal principal, e na Escala de Fulg-Meyer (linha vertical principal). As linhas pontilhadas na horizontal indicam a faixa de pontuação na EFM que classifica o comprometimento motor em leve, moderado, marcante e severo. Fonte: Autor, 2016.

Quando considerando a correlação entre o somatório das pontuações obtidas nos itens da WFQ-Brasil que tratam de atividades de suporte ou estabilização do corpo e a pontuação na EFM, também se observa uma correlação muito fraca ( $r^2= 0,152$ ,  $p=0,437$ ) (Figura 6). Na análise das correlações entre os membros usados em atividades de estabilização e a severidade do comprometimento motor, observamos que foi considerada fraca para os indivíduos que usaram o membro inferior esquerdo ( $r^2= -0,394$ ) e quase nula para aqueles que usaram o membro direito ( $r^2= -0,009$ ) ( $p>0,05$ ). Dentre os indivíduos classificados com comprometimento severo, três usaram o membro inferior esquerdo e um

usou o membro direito em atividades de suporte; para aqueles com comprometimento marcante, quatro usaram o membro inferior direito e 1 usou o membro esquerdo; para aqueles com comprometimento moderado, dois usaram o membro esquerdo e 1 usou o membro direito nessas atividades.

Já na análise da correlação entre as pontuações obtidas nos subitens referentes a tarefas de mobilização ou movimentação da WFQ-Brasil e na EFM, a correlação foi considerada fraca ( $r^2 = 0,364$ ,  $p = 0,243$ ). Quando considerando as correlações entre os membros usados em atividades de movimentação e o comprometimento motor, observa-se que foi considerada fraca para os indivíduos que usaram o membro inferior direito ( $r^2 = -0,346$ ,  $p = 0,447$ ) e excelente para aqueles que usaram o membro esquerdo ( $r^2 = 0,795$ ,  $p = 0,414$ ). Dois indivíduos considerados com comprometimento severo usaram o membro esquerdo, um utilizou ambos e um usou o membro direito; dentre aqueles com comprometimento marcante, quatro usaram o membro direito e um usou ambos os membros; dentre aqueles com comprometimento moderado, um usou o membro esquerdo, e dois usaram o membro direito nessas atividades (Figura 7).



**Figura 7** - Gráfico de dispersão com as correlações entre as pontuações obtidas nos subitens referentes a tarefas de movimentação do questionário de preferência podal (WFQ-Brasil), na linha horizontal, e na Escala de Fulg-Meyer (linha vertical principal). As linhas pontilhadas na horizontal indicam a faixa de pontuação na EFM que classifica o comprometimento motor em leve, moderado, marcante e severo. Fonte: Autor, 2016.

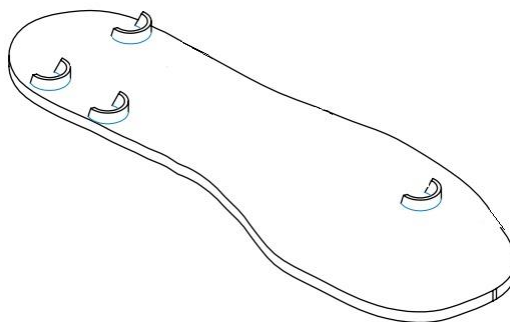
## **4.5. RESULTADOS DO DESENVOLVIMENTO E PROTOTIPAGEM DA TECNOLOGIA**

A tecnologia desenvolvida compreende um dispositivo contendo sensores de pressão, instalados em um par de palmilhas, que capta informações sobre a distribuição do suporte de peso, compara, em uma unidade eletrônica, essas informações entre os dois pés a uma faixa de valores previamente definida pelo fisioterapeuta, e determina a ativação de motores vibratórios localizados em uma faixa aderida ao tornozelo, caso essa distribuição esteja fora dessa faixa de valores. O objetivo do alerta vibratório gerado pelos motores é fornecer uma retroalimentação ao usuário quanto à distribuição do peso corporal entre os membros, de modo que o mesmo possa corrigir conscientemente essa distribuição, gerando simetrias ou assimetrias, a depender do objetivo do fisioterapeuta. Assim, destina-se ao diagnóstico e ao monitoramento do padrão de distribuição do peso em condições estáticas ou dinâmicas, como durante as transições posturais e a marcha, e a correção dessa distribuição em diferentes contextos. O Pedido de Patente de Invenção foi depositado junto ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial, INPI, em 08/10/2015, conforme Anexo 2.

### **4.5.1. Design e Funcionamento do dispositivo desenvolvido**

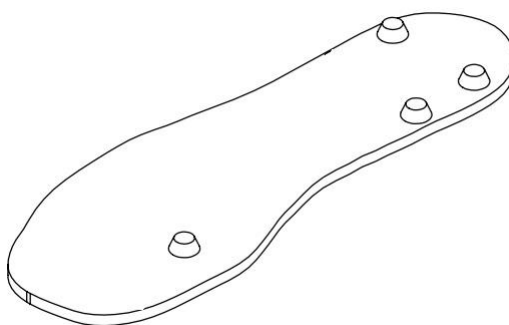
As palmilhas são formadas por duas camadas de plástico do tipo ABS. Na camada inferior estão localizadas estruturas em formato de semi-anéis, onde os sensores de pressão são encaixados, que têm a função primordial de impedir deslocamento destes e garantir a fixação das camadas, sobretudo durante a tensão e cisalhamento (Figura 8). Na camada superior existem pinos que foram projetados para encaixarem sobre os sensores, a fim de garantir a leitura correta da pressão exercida (Figura 9). Além disso, os conjuntos de semi-anéis e pinos também possuem a função de direcionar a pressão exercida pela região de interesse do pé no sensor (4), aumentando assim sua sensibilidade e, conseqüentemente, a precisão completa do dispositivo. A palmilha, montada com as camadas e seus componentes, alcança até duzentos milímetros de espessura e pode ser removida e adaptada a diferentes tipos de calçados. Para assegurar conforto ao usuário, o conjunto foi coberto com tecido.





**Figura 8** - Camada inferior da palmilha desenvolvida, contendo semi-anéis para posicionamento dos sensores. Fonte: Autor, 2015.

Os sensores de pressão do tipo FSR, Force Sensing Resistor (Interlink Electronics, Estados Unidos) , do tipo 400, que possuem como intervalo de sensibilidade de força entre 100 g e 10 kg e de pressão entre 10.340 N/m<sup>2</sup> e 1.034.000 N/m<sup>2</sup>. Estes sensores foram posicionados na camada inferior da palmilha nas regiões anatômicas correspondentes ao primeiro metatarso, ao médio-pé e às porções medial e lateral do calcâneo (Apêndice C). Esses sensores foram conectados inicialmente a circuitos de condicionamento de sinal e, em seguida, ao microcontrolador por meio de fios conectados diretamente ao conversor analógico-digital embarcado no microcontrolador.



**Figura 9** - Camada Superior da Palmilha contendo pinos para assegurar o direcionamento da pressão exercida na região de interesse do pé no sensor. Fonte: Autor, 2015.

Para obter descrição da distribuição de carga a partir desses sensores, é necessário circuito de condicionamento de sinal, que permite a transformação do valor de resistência, que varia de acordo com a pressão, para um valor de tensão, que pode então ser adquirido por hardware específico. O circuito de condicionamento é um divisor de tensão formado por componentes passivos e amplificadores operacionais e fornece um valor de tensão na faixa de X0 a Y 3.3 V, proporcional à variação de pressão no sensor. O amplificador operacional utilizado foi o LM324 (*Texas Instruments*, Estados Unidos).

Uma vez que o condicionamento de sinal é realizado, a aquisição é efetuada por meio de microcontrolador MSP430, fabricado pela *Texas Instruments*, Estados Unidos. O microcontrolador possui conversor analógico-digital de 10 bits embarcado.

A unidade eletrônica é composta por um circuito eletrônico com amplificadores operacionais e contém um microcontrolador, uma bateria e um conector para comunicação com componentes externos. A unidade eletrônica é revestida por um envoltório (dimensões: 140 x 85 x 40 mm), fabricado em plástico, que evita o contato dos componentes com o ambiente externo, possuindo apenas uma abertura para o acesso ao conector USB para transferência de dados. Este envoltório possui uma alça que permite o encaixe em um cinto ou na vestimenta, para que a unidade eletrônica fique próxima ao corpo e, ao mesmo tempo, não interfira nos movimentos do usuário e tem peso total.

A calibração do sistema de condicionamento do sinal da palmilha visa inicialmente eliminar a possibilidade de saturação dos sensores FSR e, em seguida, obter maior precisão das medidas utilizadas. Assim, as palmilhas (direita e esquerda) foram submetidas a testes com balança analógica, chapa rígida e presilhas que permitiram variar de forma controlada a pressão aplicada na palmilha. Para o procedimento de calibração considerou-se que o circuito de condicionamento de sinal dos sensores FSR consistia em um divisor de tensão formado por um sensor FSR e um potenciômetro.

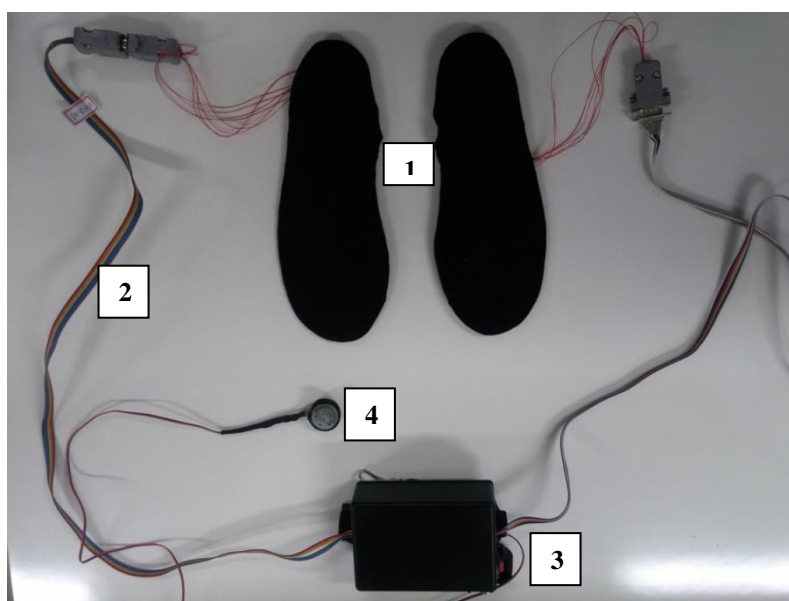
Foram conduzidos testes nos quais o potenciômetro variava de 10 a 300 kOhms, com um passo de 50 kOhms, e aplicava-se a cada iteração pesos de 0 a 100 Kg (passo de 10 Kg), com intervalo de 10 s para cada. Este teste possibilitou a visualização do sinal dos sensores em vários pesos possíveis e, assim, a associação de resistências ideais para cada faixa de peso para qual o sensor foi submetido. Uma vez escolhida a resistência que fornecia sensibilidade adequada, foi possível calcular ganhos correspondentes para efetivamente calibrar os sensores. Algumas resistências de calibração permitiram se obter maior sensibilidade de medição, enquanto que, ao utilizar-se outras resistências, não houve variação perceptível na medida para diferentes pesos aplicados. Portanto, tal procedimento de calibração dos sensores foi fundamental para permitir uma validação preliminar da funcionalidade do sistema.

O microcontrolador recebe a informação transmitida pelos sensores de pressão, processa o sinal e controla os motores, por meio de um sinal do tipo PWM, que permite a modulação da intensidade de sensação tátil transmitida ao usuário. A partir dos dados obtidos dos sensores, o microcontrolador é capaz de calcular a distribuição de pressão e comparar o resultado obtido com valores de referência previamente definidos pelo fisioterapeuta. A partir

desses dados de entrada, o microcontrolador controla o sinal PWM dos motores por um circuito de acionamento padrão, formado por transistores e diodos. A fonte de alimentação, constituída por bateria de 9V, fornece autonomia ao sistema, alimentando o circuito eletrônico, sensores e motores.

O protótipo atual não dispõe de memória. No entanto, testes adicionais serão realizados utilizando memória EEPROM ou FLASH para armazenamento dos dados coletados e análise posterior.

Um motor vibratório (*Precision Microdrives*, Alemanha), foi posicionado em uma faixa aderida em torno do tornozelo e transmitia um sinal de retroalimentação na forma de alerta vibratório, quando os valores encontrados estavam fora dos limites de simetria previamente definidos, para que o usuário pudesse corrigir conscientemente esse padrão de distribuição do suporte de peso. O motor utilizado tem diâmetro e comprimento do corpo de 24,3 mm e 12,5 mm, respectivamente, além de contrapeso com comprimento de 4,8 mm. Na versão atual, utilizamos somente um motor vibratório (Figura 10).



**Figura 10** - Protótipo do dispositivo desenvolvido. 1=Par de Palmilhas; 2= Fios conectando as palmilhas à Unidade Eletrônica; 3= Unidade Eletrônica; 4= Motor vibratório. Fonte: Autor, 2016.

A unidade eletrônica recebe as medidas obtidas pelos sensores de pressão localizados nas palmilhas do lado direito e esquerdo e calcula a diferença entre as distribuições do peso nos dois lados, conforme apresentado na equação 1:

$$m = \sum_{i=1}^4 e_i + \sum_{j=1}^4 d_j$$

$$m_e = \frac{\sum_{i=1}^4 e_i}{m}$$

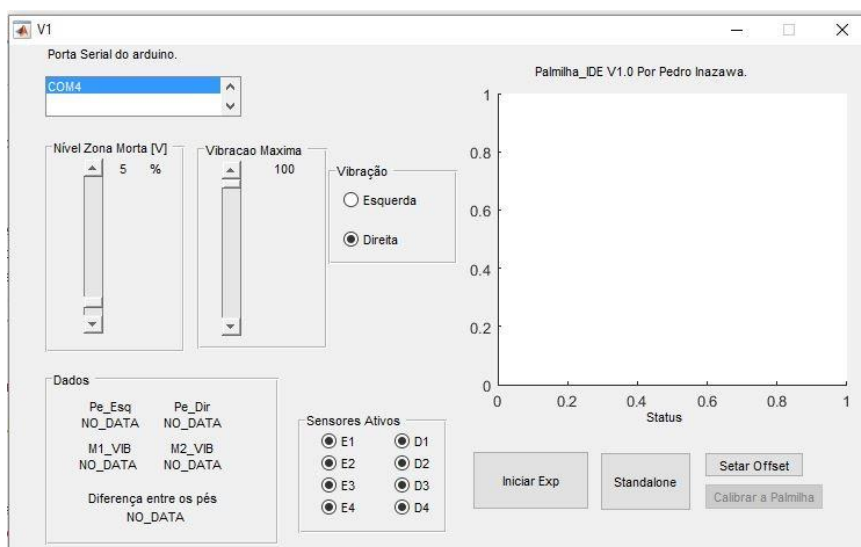
$$m_d = \frac{\sum_{j=1}^4 d_j}{m}$$

$$diff = m_e - m_d$$

onde  $m$  corresponde à soma de todas as medidas,  $m_e$  a porcentagem da distribuição do peso no pé esquerdo;  $m_d$ , a porcentagem no pé direito e  $diff$ , a diferença entre as distribuições do peso nos dois lados.

Para ativação do feedback vibrotátil, o fisioterapeuta deve definir, a priori, o limiar denominado Zona Morta. Se a  $diff$  exceder a Zona Morta, o microcontrolador ativa os motores vibratórios, informando ao usuário que houve uma distribuição assimétrica do peso corporal.

Além da definição da Zona Morta, o fisioterapeuta pode ajustar a intensidade do sinal vibratório através de um programa especialmente desenvolvido para esse sistema, em Matlab. No programa, ainda é possível selecionar dois diferentes modos: Modo Teste, que permite ao fisioterapeuta visualizar informações sobre a distribuição do suporte de peso e alterar parâmetros (Zona Morta e intensidade do sinal vibratório) e *StandAlone*, para utilização do dispositivo fora do ambiente de teste. (Figura 11)

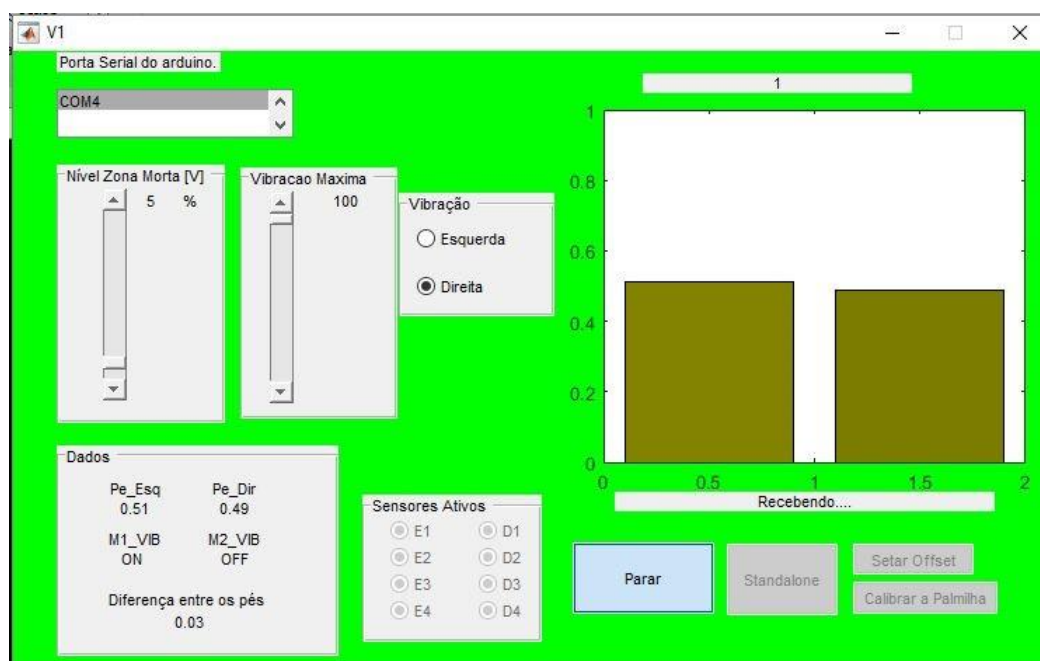


**Figura 11** - Layout inicial do Programa desenvolvido para ajuste dos parâmetros do protótipo de palmilha. Fonte: Autor, 2016.

É possível selecionar no Programa a intensidade da vibração dos motores (variando de 0 a 100%), o lado dos motores ativados (direito ou esquerdo) e os sensores ativos de cada lado. No layout atual, ainda é possível “setar offset”, para eliminar possíveis ruídos. Tal comando deve ser acionado antes do indivíduo calçar as palmilhas (Figura 11).

Após definição dos níveis de Zona Morta e Intensidade de Vibração dos motores, lado dos motores ativados, sensores e eliminação dos ruídos (“setar offset”), pode-se iniciar os experimentos no Modo Teste com visualização de informações sobre a distribuição do suporte de peso ou no Modo Standalone, sem visualização de tais informações (Figura 12).

Nesse protótipo pode-se transmitir os dados captados via porta USB para o computador para análise posterior.

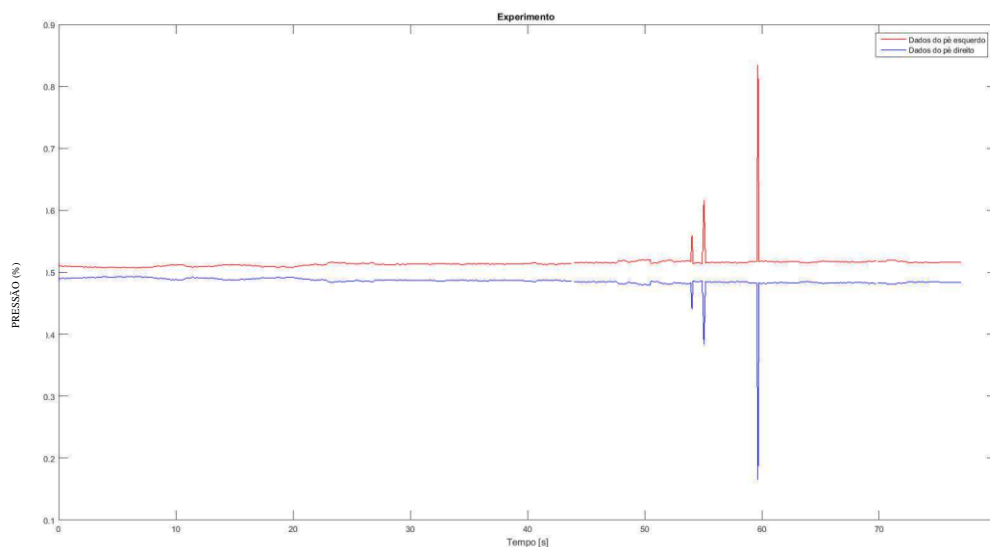


**Figura 12** - Layout do Programa desenvolvido para ajuste de parâmetros de protótipo do dispositivo e visualização dos dados referentes à distribuição do suporte de peso em pé, no Modo Teste. As colunas em verde representam a distribuição do suporte de peso nos dois pés, sendo que a linha horizontal representa o tempo (em segundos) e a linha vertical representa os valores referentes à distribuição do peso (em percentual, %, da distribuição total), nos dois pés (direito e esquerdo). Fonte: Autor, 2016.

#### 4.5.2. Testes iniciais com protótipo do dispositivo

Testes foram realizados com protótipo do dispositivo na posição em pé estática e durante transição da posição sentada para de pé e a marcha, em indivíduos saudáveis. Os

gráficos gerados demonstrando a distribuição do suporte de peso entre os membros inferiores, em função do peso corporal, num dado período de tempo, serão apresentados em seguida.

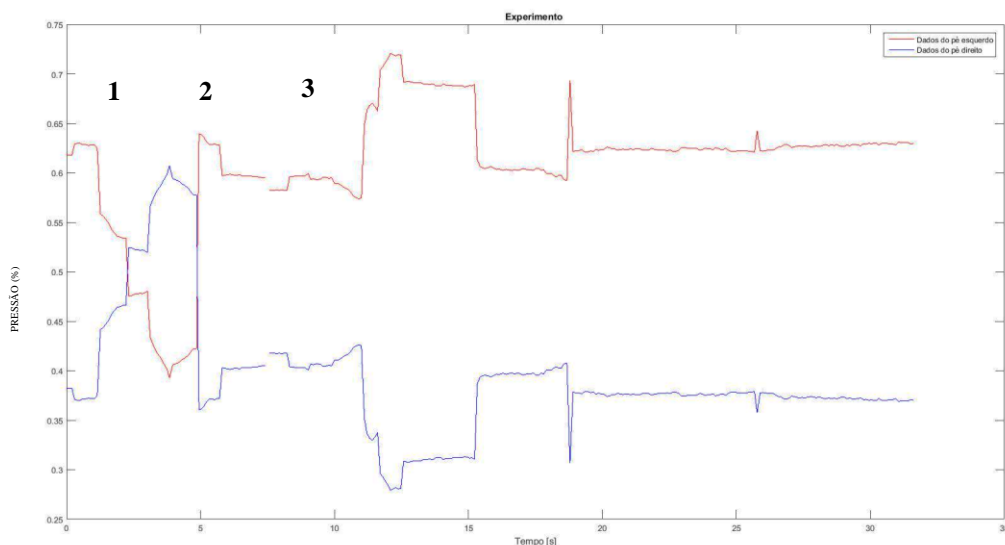


**Figura 13** - Gráfico demonstrando a distribuição do suporte de peso em pé, expressa como porcentagem da pressão total (%), num dado período de tempo (em segundos). A linha em vermelho representa o comportamento da distribuição da pressão no pé esquerdo quando comparado ao pé direito. A linha em azul representa o comportamento da distribuição da pressão no pé direito quando comparado ao pé esquerdo. Fonte: Autor, 2016.

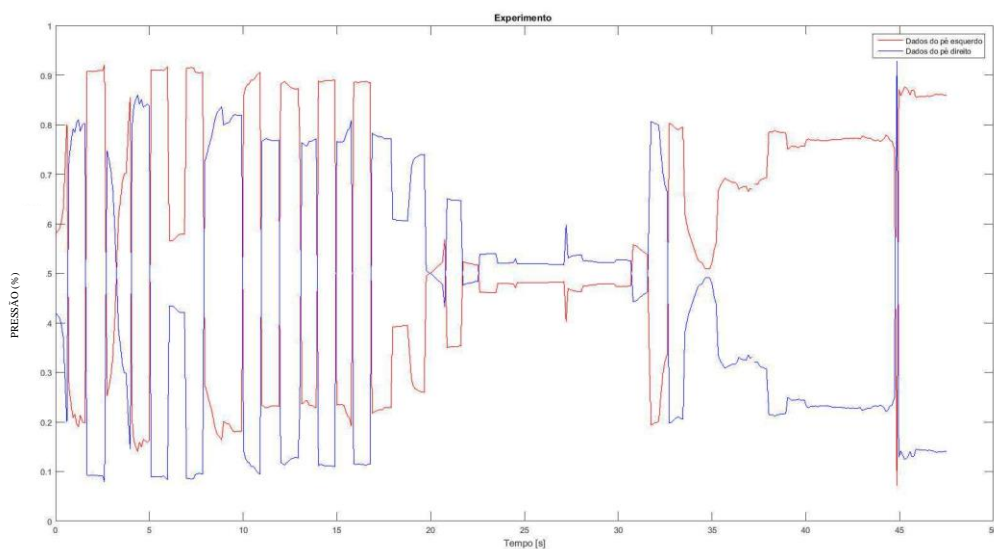
Na posição ortostática, podemos observar que a distribuição do suporte apresentou-se praticamente simétrica entre os membros, neste indivíduo. Além disso, mostrou-se estável ao longo do tempo de coleta (Figura 13).

Durante as transições posturais e a marcha, observa-se que a distribuição do suporte de peso varia consideravelmente, dependendo da fase do movimento em questão. Na posição sentada, a distribuição do suporte de peso varia entre os pés, ora o pé esquerdo é sobrecarregado, ora o pé direito é sobrecarregado. Quando o indivíduo recebe comando verbal para levantar-se da cadeira, ocorre um pico da pressão em um pé, em detrimento do outro, seguido pela estabilização da pressão entre os pés na posição em pé (Figura 14).

Durante a marcha, as variações nas distribuições do peso são ainda maiores e alcançam o pico quando o peso está apoiado no membro inferior em questão (Figura 15).



**Figura 14** - Gráfico demonstrando a distribuição do peso durante a transição da postura sentada para de pé, expressa como porcentagem da pressão total (%), num dado período de tempo (em segundos), em indivíduo saudável. A linha em vermelho representa o comportamento da distribuição da pressão no pé esquerdo quando comparado ao pé direito. A linha em azul representa o comportamento da distribuição da pressão no pé direito quando comparado ao pé esquerdo. 1) Na posição sentada; 2) Momento em que o indivíduo é orientado a levantar-se da cadeira; 3) Na posição em pé. Fonte: Autor, 2016.



**Figura 15** - Gráfico demonstrando a distribuição do peso durante a marcha, expressa como porcentagem da pressão total (%), num dado período de tempo (em segundos), em indivíduo saudável. A linha em vermelho representa o comportamento da distribuição da pressão no pé esquerdo quando comparado ao pé direito. A linha em azul representa o comportamento da distribuição da pressão no pé direito quando comparado ao pé esquerdo. Fonte: Autor, 2016.

## 5. DISCUSSÃO

Neste trabalho, tivemos por objetivo investigar parâmetros que subsidiassem o desenvolvimento de tecnologias para análise de efeitos terapêuticos da indução de simetria na distribuição do suporte de peso em pé de pessoas com hemiparesia crônica.

Para manter a lógica de apresentação das informações neste estudo, organizamos a discussão em cinco partes que possuem correspondência com os cinco objetivos específicos que nortearam a organização da descrição metodológica, bem como a descrição dos resultados.

### 5. 1. DISCUSSÃO DAS EVIDÊNCIAS SISTEMATIZADAS

Esta revisão mostrou que informações sobre o comportamento de distribuição do suporte na postura em pé são bastante descritas na população de pessoas com hemiparesia (67 resumos relevantes foram encontrados). Ainda, apontou que este comportamento é estudado por meio de uma variedade de medidas adquiridas em três principais instrumentos de medida: as plataformas de força, as plataformas de baropodometria e as balanças digitais. As plataformas de força são consideradas, pela maioria dos trabalhos, o padrão ouro para este tipo de análise (35,49,84,95–97).

Apesar da diversidade de publicações na temática de distribuição do suporte de peso na postura em pé de sujeitos com hemiparesia, quando a busca desta temática é combinada por meio dos termos suporte de carga ou suporte de peso (*Weight-bearing*, na versão em inglês), um número limitado de referências foram encontradas (87 resumos). A análise mais detalhada das referências na íntegra mostrou uma variedade de métodos publicados para tratar de um mesmo objeto. Diversidade maior ainda foi observada quanto às medidas obtidas por estes métodos, o que possibilitou uma metanálise de apenas quatro estudos.

O tamanho da amostra nos estudos variou consideravelmente, sendo encontrado desde amostras bem pequenas em trabalhos que apresentaram estudos de caso ou série de casos (19,98) até amostras maiores com mais de 10 sujeitos. Estudo analisando recrutamento, presença e adesão a protocolos de tratamento por sobreviventes de AVE mostrou que a cada 150 pacientes triados em 14 meses para protocolo de ensaio clínico randomizado, 10 foram recrutados, tendo sido observadas taxa de presença de 72% e adesão de 97% ao protocolo



(99). Tais dificuldades metodológicas poderiam justificar o tamanho reduzido das amostras observado em algumas referências.

Nesta revisão, os estudos que não utilizaram controles para definir parâmetros de simetria tenderam a adotar a tradicional ideia de que o suporte de peso de pessoas com hemiparesia crônica é caracterizado pela distribuição assimétrica com sobrecarga no hemicorpo não-parético. Essa ideia também é predominante na literatura científica que trata do assunto (11–17,19,25,98,100–104).

Entretanto, evidências mais recentes que usaram padrões de referência para definir assimetria no suporte inseriram achados que incluem novas perspectivas de análise do suporte de peso na condição de hemiparesia, apresentando sujeitos com hemiparesia em comportamentos distintos do tradicionalmente aceito, ou seja, sujeitos cujo suporte de peso em pé se caracteriza por simetria na distribuição (4,10,20,49,65,105) e assimetria com sobrecarga no hemicorpo parético (42,43).

A metanálise dos dados sugere que simetria e assimetria para o lado parético poderiam ser mascaradas pelo comportamento predominante e tradicionalmente já aceito (assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético). Uma vez adotados métodos que evidenciassem os demais comportamentos de suporte de peso em pé, novas considerações e interpretações poderiam ser refletidas sobre a real contribuição da simetria em proporcionais vantagens ou desvantagens funcionais a esta população.

Segundo alguns dos trabalhos analisados nesta revisão, a assimetria no suporte de peso poderia representar uma estratégia adaptativa para compensar os déficits motores e somatossensoriais do membro afetado, permitindo ao indivíduo gerar os ajustes posturais necessários para manutenção da estabilidade postural em uma situação de assimetria (21,106). Essa nova perspectiva de análise sugere que as pessoas com hemiparesia poderiam ser treinadas em programas de reabilitação com diferentes estratégias a depender do comportamento de suporte utilizado para garantir sua estabilidade postural em pé, sendo inclusive a assimetria uma dessas estratégias (10,20).

Pioneiramente introduzido em 2011 por Martins e colaboradores e já utilizado como referência por outros autores, a inclusão de um grupo controle que permitiu definir os limites de simetria contribuiu para análises mais detalhadas quanto aos tipos de suporte de peso e a sua influência nas aquisições funcionais em programas de reabilitação (3,10,20). Observou-se nesta revisão sistemática que a ausência de critérios para se julgar o que é assimetria no suporte promoveu divergências nos resultados dos estudos selecionados, indicando que tal cuidado metodológico deve ser aplicado.

## 5.2. DISCUSSÃO DA VIABILIDADE DA TECNOLOGIA PROPOSTA JUNTO AOS USUÁRIOS TERAPEUTAS

Durante o processo de desenvolvimento de um produto, é importante conhecer percepções de usuários e consumidores sobre as funções, de antever a importância que eles atribuem a essas funções, já que as características, necessidades e as preferências definirão como o dispositivo funcionará e como sua função será percebida (74). Portanto, optou-se pela avaliação da percepção dos futuros usuários desse dispositivo quanto as suas funcionalidades.

Para análise dessa percepção, os participantes tiveram acesso somente a uma apresentação com informações preliminares do dispositivo em desenvolvimento, o que possivelmente influenciou na avaliação da viabilidade do equipamento e despertou inúmeras dúvidas relativas ao seu funcionamento. Apesar de não terem testado o dispositivo, observa-se que os entrevistados conseguiram identificar aspectos relacionados à funcionalidade e fragilidades do mesmo, conforme demonstrado na análise dos discursos.

Todos os entrevistados consideraram os treinamentos ou recursos que objetivam indução de simetria no suporte de peso como úteis, já que consideraram que a assimetria na distribuição do suporte de peso interfere no equilíbrio e na marcha, além de causar sobrecarga articular em indivíduos com hemiparesia. Portanto, possuem o consenso comum a respeito dos benefícios da indução de simetria observado também na literatura científica que precede a utilização de controles para se definir um limite do que seria comportamento de suporte de peso simétrico, baseado em uma população de sujeitos sem hemiparesia (14,32).

Seguem abaixo alguns depoimentos que reforçam esta visão:

“Eu acho que a assimetria pode trazer consequências como sobrecarga articular nos pacientes” (Entrevistado 1)

“...o que de certa forma tem se mostrado um fator dificultador na hora do paciente, por exemplo, controlar o equilíbrio e realizar a marcha...” (Entrevistado 3)

A indução da simetria no suporte de peso é frequentemente objetivo primário no planejamento de programas de reabilitação para indivíduos após o AVE (8,14,33,107).

Um entrevistado com ampla experiência na área da fisioterapia neurofuncional citou a assimetria como adaptativa e que, somente uma avaliação funcional criteriosa pode indicar se essa assimetria está influenciando no desempenho das atividades funcionais. Se

prejudicial, tecnologias para indução de simetria seriam indicadas no tratamento fisioterapêutico.

“... a assimetria pode ser uma adaptação necessária à falta de controle. Então, eu acho que tem que ser uma avaliação individualizada, naquele paciente que a assimetria contribua negativamente para a capacidade dele de andar, por exemplo, de levantar, etc, aí sim o recurso seria muitíssimo interessante.” (Entrevistado 1)

Percebemos por este depoimento que, apesar da tendência em considerar a indução de simetria uma opção quase que unânime de estratégia terapêutica, o depoimento contradiz esta tendência, mostrando um raciocínio clínico que considera a assimetria como uma adaptação necessária a um corpo com controle hemisférico unilateral. Mesmo assim, o terapeuta entrevistado confirma os benefícios da simetria.

Evidências recentes mostram que a assimetria no suporte de peso pode representar estratégia adaptativa para compensar os déficits motores e somatossensoriais do membro afetado, permitindo ao indivíduo gerar os ajustes posturais necessários para manutenção do equilíbrio (3,10,108)

Em relação à funcionalidade do dispositivo apresentado, os entrevistados foram unânimes ao destacarem como efeito esperado da retroalimentação sensorial extrínseca o treinamento de uma distribuição mais simétrica no suporte de peso corporal. Questionamentos surgiram em relação à dosagem desse *feedback*, considerando os efeitos deletérios do mesmo no aprendizado motor quando apresentado repetidamente e a possibilidade do sinal vibrotátil influenciar no desempenho das atividades de vida diária, já que o dispositivo utilizaria a propriocepção consciente para indução da simetria.

### **5.3. DISCUSSÃO DA ADAPTAÇÃO TRANSCULTURAL DE INSTRUMENTO DE SUPORTE ÀS ANÁLISES**

A adaptação transcultural de um questionário para uso em país, cultura ou língua, diferentes do qual foi desenvolvido, necessita de um método único para alcançar equivalência entre as versões original e traduzida (79). Apesar de amplamente utilizada na pesquisa e na prática clínica em diferentes países, a WFQ não tinha sido traduzida e nem adaptada para outras culturas, até então, conforme busca realizada por nosso grupo de pesquisa.

Nesta etapa do estudo, a WFQ foi traduzida e adaptada transculturalmente para o português e suas propriedades psicométricas (confiabilidades interexaminadores e interteste)

foram analisadas. Durante as fases de tradução e retrotradução do instrumento, não foram encontradas diferenças nas versões produzidas.

Já na fase de revisão pelo comitê de especialistas, o termo “inseto” foi substituído por “barata” para facilitar a compreensão, sem prejuízo da equivalência semântica. A expressão “trilhos de trem” também foi substituída por “meio fio”, uma vez que “ficar em pé sobre um pé só sobre os trilhos de trem” não representa uma tarefa comumente realizada em nosso país. Assim, o comitê de especialistas optou pela tarefa “ficar em pé sobre um pé só sobre o meio fio” para representar uma tarefa similar e que é realizada na nossa cultura, mantida então, a equivalência empírica (79).

A WFQ-Brasil demonstrou ser um instrumento de fácil e rápida aplicação, com duração média de preenchimento de cinco minutos.

Quanto às características da amostra, observa-se que a média de idade do grupo hemiparesia foi de  $61,83 \pm 12,88$  anos, semelhante àquela encontrada em outros estudos (31,87,104). No entanto, quando considerando o gênero, observa-se que 75% dos indivíduos do grupo hemiparesia eram mulheres, contrastando, portanto, com grande parte dos estudos revisados que demonstram uma maior prevalência de AVE entre homens (105,106). Já Pereira e colaboradores (2009), em estudo sobre prevalência do AVE em idosos residentes no município de Vassouras, Rio de Janeiro, não observaram diferenças estatisticamente significativas na prevalência do evento entre homens e mulheres (106).

O grupo hemiparesia apresentou desempenho cognitivo estatisticamente pior que o grupo controle. Déficits de memória, orientação, linguagem e atenção também foram encontrados em uma amostra de 227 idosos com história de AVE isquêmico (107). Além disso, considerando que 50% dos indivíduos do grupo hemiparesia relataram escolaridade entre um e quatro anos, o menor grau de escolaridade também pode ter contribuído para o menor desempenho cognitivo no MEEM nesse grupo (108,109). O menor grau de escolaridade pode desencadear, por sua vez, falta de conhecimentos sobre estratégias de prevenção, hábitos de vida e comportamentos de risco à saúde, fazendo com que este segmento populacional seja mais propenso a um quadro de AVE (106).

Em relação à cronicidade do AVE, observa-se que o grupo hemiparesia apresentou cronicidade média de  $95,58 \pm 81,13$  meses (variando de 20 a 254 meses), tal característica difere significativamente de estudo recente realizado por Da Silva e colaboradores (2015), com amostra de 37 indivíduos com hemiparesia e cronicidade de  $28,5 \pm 29,6$  meses (104). Cabe ressaltar que os indivíduos do nosso estudo foram amostrados por

conveniência na comunidade em geral e em grupos de pacientes em atendimento fisioterapêutico em domicílio, em Projeto de Extensão vinculado à Universidade de Brasília.

A cronicidade do AVE observada nessa amostra pode estar relacionada a um melhor ajuste dos indivíduos a sua condição de saúde, contribuindo para maior aceitação das limitações impostas pela doença e para uma melhor qualidade de vida, conforme observado pela alta pontuação na SQQOL-Brasil (110,111).

Quando considerando as atividades identificadas na COPM pelos indivíduos do grupo hemiparesia como aquelas que precisam e desejam realizar ou àquelas que não têm conseguido ou não está satisfeito com seu desempenho, nota-se que os voluntários identificaram em sua maioria atividades relacionadas à mobilidade funcional, como a marcha independente (sem necessidade de dispositivo auxiliar ou acompanhamento de terceiros) e a tolerância à marcha e a habilidade de subir/descer escadas.

A melhora no desempenho da marcha constitui um dos principais metas na reabilitação motora dessa população (112). No entanto, ao considerar as pontuações nos domínios desempenho e satisfação da COPM neste grupo, os resultados divergem do estudo de Wu e colaboradores (2015), que demonstraram pontuações significativamente menores que a média obtida no nosso estudo ( $p=0,0324$ ). Os autores analisaram o desempenho ocupacional de um único indivíduo, de 44 anos, com história de AVE isquêmico em território de artéria cerebral média e anterior e apraxia ideomotora, antes e após programa de terapia física associado a prática mental (113). No entanto, como a apraxia têm sido relacionada à dependência para atividades de vida diária, como banho e uso do banheiro, pode também ter influenciado no desempenho ocupacional do indivíduo avaliado por Wu e colaboradores (2015) (114).

Ainda observamos que a divergência quanto à utilização de dispositivo auxiliar de marcha nos dois grupos foi estatisticamente significante, sendo que 58% dos indivíduos com hemiparesia relataram uso de algum dispositivo. Depois do AVE, aproximadamente 20% das pessoas são incapazes de sair de casa sem usar algum dispositivo de auxílio à marcha (115). Evidências recentes sugerem que o uso desses dispositivos pode auxiliar na mobilidade e na independência durante atividades de vida diária, podendo acarretar em uma maior participação social nessa população (26,115,116).

Considerando a confiabilidade da WFQ-Brasil, notamos que a confiabilidade interexaminadores mostrou-se boa tanto para o grupo controle quanto para o grupo hemiparesia (CCI de 0,875 e 0,864, respectivamente). Já na análise da confiabilidade

interteste, observou-se que no grupo hemiparesia, a confiabilidade foi considerada excelente, enquanto que, para o grupo controle, foi moderada.

Estudos que analisaram a preferência podal em indivíduos saudáveis utilizaram diferentes instrumentos nessa avaliação: questionários que incluíram diferentes funções do pé, sendo que o WFQ, desenvolvido por Elias e colaboradores (1998), o mais utilizado, além de testes experimentais usando plataformas de força (53,55). Considerando que a preferência podal é comumente analisada no contexto de atividades bilaterais, Wang e Newell (2013) afirmaram ainda que a mesma pode ser diferente em tarefas unilaterais (como o apoio unipodal) e em condições que aumentam as dificuldades impostas às tarefas (por exemplo, quando ocorre privação da informação visual para a realização das mesmas). Assim, propõem que a preferência podal é dependente da tarefa e do contexto na qual é realizada (37,53).

Além disso, em análise da distribuição do suporte de peso corporal durante 15 minutos em jovens, Prado e colaboradores (2011) observaram que os participantes alternavam o suporte de peso entre os pés, sem identificar um pé preferido para receber maior parte da carga (37). Assim, é possível que os indivíduos saudáveis, devido à integridade sensorial e motora nos dois hemisférios, consigam utilizar os dois pés para realização das mesmas tarefas, em diferentes contextos. Essa possibilidade de alternar a utilização dos pés poderia justificar a confiabilidade interteste moderada da WFQ-Brasil, observada no grupo controle.

Enquanto que os indivíduos do grupo hemiparesia, em decorrência dos déficits somatossensoriais de um hemisfério, ficariam restritos a utilizar o hemisfério sadio para estabilização na posição em pé, enquanto o membro afetado ficaria livre para adotar estratégias compensatórias para manutenção do equilíbrio ou para movimentação. Assim, poderia justificar a excelente confiabilidade interteste da WFQ-Brasil entre sujeitos com hemiparesia.

#### **5.4. DISCUSSÃO DO APERFEIÇOAMENTO DE INSTRUMENTOS PARA VERIFICAR A HIPÓTESE DE PREDOMINÂNCIA SEVERIDADE-DEPENDENTE**

Baseados no pressuposto de que a predominância de uso de membro inferior em indivíduos com hemiparesia crônica é influenciada pela severidade do AVE, Mundim e colaboradores (2015) postularam a hipótese que o hemisfério predominantemente usado e sobrecarregado na postura em pé é definido por conveniência em pessoas com severidade moderada a grave (hipótese de conveniência), enquanto que aqueles com severidade leve a

moderada podem escolher o membro que será sobrecarregado, baseados na preferência ou durante os processos de aquisições e reaquisições motoras (31).

No teste de hipótese, os autores supracitados utilizaram a *Orpington Prognostic Scale* para definição da gravidade do comprometimento do lado afetado (31). Embora, o instrumento seja considerado um excelente preditor de desfechos como desempenho em atividades funcionais e duração da internação hospitalar em idosos que sofreram o AVE, é considerada como uma escala de prognóstico. A maioria dos estudos que analisaram o poder preditivo da escala recomenda a sua utilização entre o sétimo e décimo quarto dia após o AVE (109,110). Portanto, considerando que o objetivo do presente trabalho é categorizar os indivíduos com hemiparesia crônica em diferentes níveis de comprometimento motor para, então, analisar as hipóteses de conveniência e preferência baseadas na severidade, optamos por utilizar a Escala de Fugl-Meyer, em sua versão traduzida e adaptada para população brasileira (87).

A Escala de Fugl-Meyer têm sido amplamente utilizada tanto para descrever a recuperação sensório-motora dos indivíduos que sofreram AVE, como para classificá-los quanto à gravidade da sequela. Além disso, trata-se de um instrumento que, por não exigir equipamentos em sua utilização, pode ser empregado em diferentes contextos, exigindo somente treinamento do examinador. Ainda apresenta adequadas propriedades psicométricas em sua versão traduzida (87). Portanto, utilizando um instrumento tradicionalmente aceito para análise da severidade do comprometimento motor após o AVE, os indivíduos do presente estudo foram classificados em comprometimento severo, marcante, moderado e leve (87).

Na análise da concordância entre diferentes métodos para classificar os indivíduos em destros ou sinistros, consideramos que o hemicorpo predominantemente usado poderia ser determinado pela conveniência (nesse caso, o membro inferior não-afetado) ou pela preferência (definido pela preferência manual autorrelatada ou pela preferência podal, obtida através do WFQ-Brasil) (31). Assim, observamos que a concordância obtida nas classificações definidas pela conveniência e pela preferência manual autorrelatada foi considerada mediana, enquanto a concordância foi considerada excelente para as classificações definidas por conveniência e preferência podal.

Evidências apontam que preferência manual não está diretamente associada à preferência podal, uma vez que tanto destros quanto sinistros podem apresentar preferência podal cruzada. Martin e colaboradores (2007) observaram que 4% dos indivíduos destros e 33% dos sinistros possuíam preferência podal cruzada (111). Além disso, a preferência podal foi considerada uma medida mais confiável de lateralização funcional do que a preferência

manual, uma vez que está menos sujeita às pressões sociais e às variações culturais (55,112). Como a preferência manual não determina o membro inferior preferencialmente usado, uma menor concordância entre o hemicorpo definido pela conveniência e pela preferência manual autorrelatada, poderia ser então justificada.

Na amostra estudada, podemos ainda verificar indivíduos destros com hemicorpo esquerdo comprometido pelo AVE, além de ambidestros e sinistros com hemicorpo direito afetado, confirmando que, o membro preferencialmente usado foi, comumente, determinado pela conveniência. Esse achado corrobora a hipótese de conveniência de Mundim e colaboradores (2005) de que os indivíduos com hemiparesia crônica aprendem a utilizar predominantemente o hemicorpo não-afetado para executar atividades de vida diária, inclusive na postura em pé, com sobrecarga de um membro em detrimento do outro, modificando sua preferência natural de antes da lesão (31). Cabe ressaltar que a totalidade dos indivíduos do grupo hemiparesia relatou uma modificação na escolha do membro inferior preferencialmente usado para realização das tarefas (conforme observado no item 11, da WFQ-Brasil), após o AVE.

Na análise da correlação entre as pontuações obtidas na WFQ-Brasil e a severidade do comprometimento motor após o AVE, observa-se uma correlação fraca. Considerando que a inclusão de itens referentes a suporte e movimentação em um único instrumento pode influenciar na determinação da preferência podal, as correlações para os subitens suporte e movimentação da WFQ-Brasil e da EFM foram analisadas (112). Tais correlações também foram consideradas fracas. O tamanho reduzido da amostra e a ausência de indivíduos com déficits leves poderiam ainda justificar a fraqueza dessas correlações. Somente a correlação entre a pontuação no subitem movimentação para indivíduos sinistros e severidade do comprometimento motor foi considerada excelente.

A literatura aponta que as atividades de estabilização presentes em questionários comportamentais, incluindo no *WFQ-Revised*, são consideradas relativamente mais simples em termos de demandas para o indivíduo quando comparadas às atividades de movimentação. Assim, o pé preferencialmente usado seria determinado para atividades de manipulação e o pé não-preferencialmente usado seria escolhido para estabilização do corpo (112). O pé direito é o mais comumente utilizado para tarefas de movimentação tanto em indivíduos normais (113) quanto nos sujeitos com hemiparesia após o AVE avaliados em nosso estudo. Já os indivíduos que usaram predominantemente o membro inferior esquerdo para movimentação, apresentaram comprometimento motor mais severo, com menor pontuação na EFM. Esses indivíduos tinham o hemicorpo direito afetado e, portanto, relataram o uso do membro menos



afetado (no caso, o esquerdo) para executar tarefas consideradas mais complexas. Esse achado está de acordo, portanto, com a hipótese da conveniência levantada por Mundim e colaboradores (2015)(31).

## 5.5. DISCUSSÃO DA TECNOLOGIA DESENVOLVIDA

O dispositivo desenvolvido é composto por um par de palmilhas que captam dados relativos a pressão, que são enviados a uma unidade eletrônica contendo um microcontrolador, que analisa os dados. Caso estes dados estejam fora dos limites previamente definidos, o microcontrolador envia um sinal a motores vibratórios, inseridos em uma faixa aderida em torno do tornozelo do usuário, que alertam sobre esta condição e possibilitam que o mesmo corrija conscientemente esse padrão de distribuição/redistribuição do suporte de peso. O dispositivo tem finalidade diagnóstica, visto que monitora o padrão de distribuição do suporte de peso e assistiva, pois pode ser utilizado diariamente, pelo usuário, na correção de distribuição do suporte de peso, conforme a indicação e prescrição pelo fisioterapeuta.

O protótipo atual possui algumas limitações com relação ao *design*. Além disso, o arranjo em camadas, como sensores posicionados entre as partes inferior e superior das palmilhas, ainda não assegurou a integridade necessária aos sensores durante as atividades. Assim, em decorrência do cisalhamento e da tensão entre as camadas, poderia haver danos aos sensores decorrentes da aplicação da pressão sob os pés, gerada nas atividades de suporte.

O peso da caixa onde estão localizadas a unidade eletrônica e a bateria também poderia dificultar a movimentação do usuário. Portanto, um sistema embarcado contendo sensores, unidade eletrônica e bateria poderia tornar mais viável a utilização e a aceitação pelo usuário.

Além disso, o dispositivo atual não dispõe de memória para arquivamento dos dados coletados e análise posterior dos dados relativos à distribuição do suporte de peso durante as atividades de vida diária dos usuários, nos formatos de gráficos e tabela, pelo fisioterapeuta. A instalação de memória do tipo EEPROM ou FLASH poderia solucionar esse problema.

Na tentativa de superar as limitações apontadas pelos possíveis usuários terapeutas no item “Viabilidade da Tecnologia Proposta junto aos Usuários Terapeutas” foi definido no software, especialmente desenvolvido para visualização dos dados captados, um comando denominado “Intensidade da Vibração” que permite ao fisioterapeuta a modulação

da intensidade de vibração de acordo com nível de assimetria apresentada ou de acordo com limiar de sensibilidade do indivíduo.

Além disso, o desenvolvimento de uma interface mais amigável para o usuário terapeuta e até mesmo uma interface para o usuário paciente (na forma de um aplicativo de smartphone, por exemplo) que permitisse a visualização dados relativos à distribuição do suporte de peso em pé e durante transições posturais, podem tornar o dispositivo ainda mais atrativo. A utilização de software de programação gratuito, em substituição ao Matlab, para ajuste dos parâmetros e visualização dos dados captados também tornaria a interface mais acessível aos terapeutas.

Estudos adicionais são necessários para analisar se a retroalimentação vibratória fornecida por esse dispositivo pode desencadear aprendizado motor com redução na assimetria na distribuição do suporte de peso em diferentes tarefas, na população com hemiparesia espástica após o AVE, bem como a influência de tal dispositivo no desempenho das atividades cotidianas do usuário. Um próximo passo antes de partir para ensaios clínicos em diferentes contextos de análise, seria a prova de conceito apresentando o dispositivo aos prováveis usuários e validando o produto.

## 6. CONCLUSÃO

Baseados nos resultados das análises estabelecidas como metas no presente estudo, concluímos que:

- I. Após o levantamento e sistematização das evidências, foi confirmado que prevalece na literatura a tradicional ideia de que as pessoas que convivem com hemiparesia há mais de seis meses (crônica) possuem assimetria na distribuição do suporte de peso em pé com sobrecarga no hemicorpo não-parético. Entretanto, ao considerar a heterogeneidade dos estudos, a falta de parâmetros de quais são os limites de simetria e as poucas informações sobre as propriedades psicométricas dos instrumentos utilizados, é possível concluir que estudos mais padronizados, bem parametrizados quanto ao comportamento assimétrico e adequadamente instrumentalizados poderiam introduzir novas perspectivas a serem consideradas na definição de indução de simetria nos programas de tratamento de reabilitação da condição de hemiparesia. Já começamos a presenciar na literatura uma nova geração de estudos que estão aplicando o conceito de limites de simetrias nas suas análises.
- II. Na análise da percepção do usuário terapeuta quanto à viabilidade de tecnologia para indução de simetria na distribuição do suporte de peso, podemos apreender que o dispositivo de inovação tecnológica proposto pareceu útil para unanimidade dos entrevistados, docentes com ampla experiência na área de Fisioterapia Neurofuncional, uma vez que, salientaram os efeitos negativos da assimetria no equilíbrio e na marcha de pessoas com hemiparesia após o AVE. Possíveis limitações do dispositivo apresentado como a influência da retroalimentação sensorial no desempenho de atividades de vida diária e o risco de habituação do usuário ao sinal vibratório foram consideradas durante o processo de desenvolvimento do dispositivo em questão, de forma a atender às necessidades dos usuários.
- III. A versão brasileira do *Waterloo Footedness Questionnaire-Revised* (WFQ-Brasil) não mostrou discrepâncias semânticas, linguísticas, culturais que pudessem sugerir alguma restrição para seu uso pela população brasileira, com ou sem hemiparesia

após o AVE. O processo de tradução e adaptação transcultural para a língua portuguesa obteve sucesso seguindo as normas metodológicas sugeridas e aceitas internacionalmente. Foram encontradas boa confiabilidade interexaminadores, confiabilidade interteste excelente para o grupo com hemiparesia e moderada para o grupo controle, o que faz do WFQ-Brasil um instrumento útil na prática clínica e na pesquisa para identificar o membro inferior preferencialmente usado em diferentes tipos de tarefas.

- IV. Na fase de aperfeiçoamento de instrumentos para verificar a hipótese de predominância severidade-dependente, utilizamos a Escala de Fugl-Meyer para definir o grau de comprometimento motor em indivíduos com hemiparesia crônica e WFQ-Brasil para identificar o membro inferior preferencialmente usado. Os indivíduos do grupo hemiparesia adotaram o membro não-afetado como preferencialmente usado para realização de atividades de estabilização corporal e movimentação, confirmando a hipótese de conveniência. No entanto, as fracas correlações entre as pontuações obtidas na WFQ-Brasil e na Escala de Fugl-Meyer apontam para necessidade de estudos adicionais na população com hemiparesia com diferentes níveis de severidade para confirmar a hipótese de predominância de uso severidade-dependente.
  
- V. Por fim, baseados na análise das evidências sobre a distribuição do suporte de peso em pé em pessoas com hemiparesia crônica após o AVE, na percepção da viabilidade de dispositivo de inovação tecnológica para indução de simetria na redistribuição do suporte de peso pelos usuários fisioterapeutas e no aprimoramento de instrumentos disponíveis para análise dos efeitos terapêuticos da indução da simetria nessa população, foi desenvolvido um dispositivo contendo sistema eletrônico e palmilha, que monitora a pressão e emite sinal tátil do tipo vibratório para alertar o usuário quando a distribuição do suporte de peso entre os pés encontra-se fora dos limites de simetria, objetivando a indução de simetria nessa distribuição.

A soma dos procedimentos de investigação que foram adotados neste estudo nos permitiu concluir que a adoção do conceito de limite de simetria deve ser considerada na busca de parâmetros para aplicações diagnósticas e terapêuticas. Tal conceito abre

perspectivas para aprimoramento de muitas ferramentas de avaliação e monitoramento do suporte de peso em pé que, à luz da percepção do usuário-terapeuta e usuário-cliente, constituem estratégias para se melhor investigar possíveis efeitos terapêuticos da indução de simetria ou assimetria na distribuição do suporte de peso que, melhor compreendida, também fornecerá informações para o desenvolvimento de produtos assistivos com impacto na vida de pessoas que convivem cronicamente com a deficiência do tipo hemiparesia.

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Martins EF, de Menezes LT, de Sousa PH, de Araujo-Barbosa PH, Costa AS. Reliability of the Functional Reach Test and the influence of anthropometric characteristics on test results in subjects with hemiparesis. *NeuroRehabilitation*. 2012;31 (2):161–9.
2. de Araujo-Barbosa PH, de Menezes LT, Costa AS, Couto Paz CC, Fachin-Martins E. Reliability of the measures of weight-bearing distribution obtained during quiet stance by digital scales in subjects with and without hemiparesis. *Physiother Theory Pract*. 2015;31(4):288–92.
3. Martins EF, de Araujo-Barbosa PH, de Menezes LT, de Sousa PH, Costa AS. Is it correct to always consider weight-bearing asymmetrically distributed in individuals with hemiparesis? *Physiother Theory Pract* . 2011;27(8):566–71.
4. Balthazar RB, de Sousa PH, de Araújo-Barbosa PH, de Menezes LT, Costa AS, Carneiro DV, da Silva-Marães VR, Martins EF. Could heart rate variability be associated with weight - bearing asymmetries in cerebrovascular diseases ? *Int J Case Reports Images*. 2012;3(2):1–5.
5. Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol*. 1994;4(6):877–87.
6. Genthon N, Rougier P. Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. *J Biomech*. 2005;38(10):2037–49.
7. Genthon N, Rougier P, Gissot AS, Froger J, Péliissier J, Pérennou D. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. *Stroke*. 2008;39(6):1793–9.
8. Hendrickson J, Patterson KK, Inness EL, McIlroy WE, Mansfield A. Relationship between asymmetry of quiet standing balance control and walking post-stroke. *Gait Posture*. 2014;39(1):177–81.
9. Singer JC, Mansfield A, Danells CJ, McIlroy WE, Mochizuki G. The effect of post-stroke lower-limb spasticity on the control of standing balance: Inter-limb spatial and temporal synchronisation of centres of pressure. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2013;28(8):921–6.
10. Mansfield A, Danells CJ, Zettel JL, Black SE, Mcilroy WE. Determinants and consequences for standing balance of spontaneous weight-bearing on the paretic side among individuals with chronic stroke. *Gait Posture*. 2013;38(3):428–32.
11. Hung JW, Chou CX, Hsieh YW, Wu WC, Yu MY, Chen PC, Chang HF, Ding SE. Randomized Comparison Trial of Balance Training by Using Exergaming and Conventional Weight-Shift Therapy in Patients With Chronic Stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2014;95 (9):1629–37.
12. Itotani K, MurakaMi M, Itotani M, Nagai A, Imabori Y, FujiMoto K, Tanaka M, Kato J. Relationship between the weight-bearing ratio on the affected lower extremity and

- gait ability using a portable electronic foot sensor shoe (Step Aid ®) in hemiplegic stroke patients. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(2):321–3.
13. Song GB, Hwangbo G. The effect of a rehabilitational sliding machine and conventional neurological physical therapy on the balance of patients with hemiplegia. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(1):171–3.
  14. Adegoke BO, Olaniyi O, Akosile CO. Weight Bearing Asymmetry and Functional Ambulation Performance in Stroke Survivors. *Glob J Health Sci.* 2012;4(2):87-94.
  15. Don Kim K, Lee HJ, Lee MH, Hwangbo G. Effect of ankle-foot orthosis on weight bearing of chronic stroke patients performing various functional standing tasks. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(4):1059–61.
  16. Park CS, Kang KY. The Effects of Additional Action Observational Training for Functional Electrical Stimulation Treatment on Weight Bearing, Stability and Gait Velocity of Hemiplegic Patients. *J Phys Ther Sci.* 2013;25(9):1173–5.
  17. Lewek MD, Bradley CE, Wutzke CJ, Zinder SM. The Relationship Between Spatiotemporal Gait Asymmetry and Balance in Individuals With Chronic Stroke. *J Appl Biomech.* 2014;30 (1):31–6.
  18. Eng JJ, Chu KS. Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83(8):1138–44.
  19. Aruin AS, Hanke T, Chaudhuri G, Harvey R, Rao N. Compelled weightbearing in persons with hemiparesis following stroke: the effect of a lift insert and goal-directed balance exercise. *J Rehabil Res Dev.* 2000;37(1):65–72.
  20. Pereira LC, Botelho AC, Martins EF. Correlação entre simetria corporal na descarga de peso e alcance funcional em hemiparéticos crônicos. *Rev Bras Fisioter.* 2010;14(3):259–66.
  21. Genthon N, Rougier P, Gissot AS, Froger J, Pélissier J, Pérennou D. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. *Stroke.* 2008;39(6):1793–9.
  22. Geiger RA, Allen JB, O'Keefe J, Hicks RR. Balance and Mobility Following Stroke : Effects of Physical Therapy Biofeedback / Forceplate Training. *Phys Ther.* 2001;81(4):995–1005.
  23. Barra J, Oujamaa L, Chauvineau V, Rougier P, Pérennou D. Asymmetric standing posture after stroke is related to a biased egocentric coordinate system. *Neurology.* 2009;72(18):1582–7.
  24. Rodriguez GM, Aruin AS. The effect of shoe wedges and lifts on symmetry of stance and weight bearing in hemiparetic individuals. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(4):478–82.
  25. Lisiński P, Huber J, Gajewska E, Szłapiński P. The body balance training effect on

- improvement of motor functions in paretic extremities in patients after stroke. A randomized, single blinded trial. *Clin Neurol Neurosurg.* 2012;114(1):31–6.
26. Geurts AC, de Haart M, van Nes IJ, Duysens J. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait Posture.* 2005; 22(3):267–81.
  27. Teixeira-Salmela LF, Lima RCM, Lima LAO, Morais SG, Goulart F. Assimetria e Desempenho Funcional em Hemiplégicos Crônicos antes e após Programa de Treinamento em Academia. *Rev Bras Fisioter.* 2005;9(2):227–33.
  28. Dickstein R, Yoeli Y, Holtzman S, Faust A, Markoviz E. Weight bearing on the affected lower limb in residents of a geriatric rehabilitation hospital. *Am J Phys Med Rehabil.* 2010;89(4):287–92.
  29. de Haart M, Geurts AC, Dault MC, Nienhuis B, Duysens J. Restoration of weight-shifting capacity in patients with postacute stroke: A rehabilitation cohort study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(4):755–62.
  30. Roerdink M, Geurts ACH, de Haart M, Beek PJ. On the Relative Contribution of the Paretic Leg to the Control of Posture After Stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* 2009;23(3):267–74.
  31. Mundim AC, Paz CC, Fachin-Martins E. Could be the predominantly-used hemibody related to the weight bearing distribution modified by the chronic hemiparesis after stroke? *Med Hypotheses.* 2015;85(5):645-9.
  32. Tasseel-Ponche S, Yelnik AP, Bonan IV. Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiol Clin.* 2015;45(4-5):327–33.
  33. Mudie MH, Winzeler-Mercay U, Radwan S, Lee L. Training symmetry of weight distribution after stroke: a randomized controlled pilot study comparing task-related reach, Bobath and feedback training approaches. *Clin Rehabil.* 2002;16 (6):582–92.
  34. Alabdulwahab SS, Ahmad F, Singh H. Effects of Functional Limb Overloading on Symmetrical Weight Bearing, Walking Speed, Perceived Mobility, and Community Participation among Patients with Chronic Stroke. *Rehabil Res Pract.* 2015;2015: 241519.
  35. Hurkmans HL, Bussmann JB, Benda E, Verhaar JA, Stam HJ. Techniques for measuring weight bearing during standing and walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003; 18(7):576–89.
  36. Wang Z, Newell KM. Asymmetry of foot position and weight distribution channels the inter-leg coordination dynamics of standing. *Exp Brain Res.* 2012;222(4):333–44.
  37. Wang Z, Newell KM. Inter-foot coordination dynamics of quiet standing postures. *Neurosci Biobehav Rev.* 2014;47:194–202.
  38. Rougier PR, Genthon N. Dynamical assessment of weight-bearing asymmetry during upright quiet stance in humans. *Gait Posture.* 2009;29(3):437–43.



39. Anker LC, Weerdesteyn V, van Nes IJ, Nienhuis B, Straatman H, Geurts AC. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait Posture*. 2008;27(3):471–7.
40. Blaszczyk JW, Prince F, Raiche M, Hébert R. Effect of ageing and vision on limb load asymmetry during quiet stance. *J Biomech*. 2000;33(10):1243–8.
41. de Kam D, Kamphuis JF, Weerdesteyn V, Geurts AC. The effect of weight-bearing asymmetry on dynamic postural stability in healthy young individuals. *Gait Posture* 2016;45:56–61.
42. Babyar SR, Peterson MGE, Bohannon R, Pérennou D, Reding M. Clinical examination tools for lateropulsion or pusher syndrome following stroke: a systematic review of the literature. *Clin Rehabil*. 2009;23(7):639–50.
43. Johannsen L, Broetz D, Karnath HO. Leg orientation as a clinical sign for pusher syndrome. *BMC Neurol*. 2006;6:30.
44. Pérennou D. Weight bearing asymmetry in standing hemiparetic patients. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2005;76(5):621.
45. de Haart M, Geurts AC, Huidekoper SC, Fasotti L, van Limbeek J. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(6):886–95.
46. Mansfield A, Danells CJ, Inness E, Mochizuki G, McIlroy WE. Between-limb synchronization for control of standing balance in individuals with stroke. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2011;26(3):312–7.
47. Outermans JC, van Peppen RP, Wittink H, Takken T, Kwakkel G. Effects of a high-intensity task-oriented training on gait performance early after stroke: a pilot study. *Clin Rehabil*. 2010;24(11):979–87.
48. Engardt M, Ribbe T, Olsson E. Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down. *Scand J Rehab Med*. 1993;25 (1):41–8.
49. de Menezes LT, Araújo-Barbosa PH, Costa AS, Mundim AC, Ramos GC, Paz CC, Martins EF. Baropodometric technology used to analyze types of weight-bearing during hemiparetic upright position. *Fisioter Mov*. 2012;25(3):583–94.
50. Mansfield A, Inness EL, Lakhani B, McIlroy WE. Determinants of limb preference for initiating compensatory stepping poststroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012;93(7):1179–84.
51. Haddad JM, Rietdyk S, Ryu JH, Seaman JM, Silver TA, Kalish JA, Hughes CM. Postural asymmetries in response to holding evenly and unevenly distributed loads during self-selected stance. *J Mot Behav*. 2011;43(4):345–55.
52. Mutha PK, Haaland KY, Sainburg RL. The effects of brain lateralization on motor

- control and adaptation. *J Mot Behav.* 2012;44(6):455–69.
53. Wang Z, Newell KM. Footedness exploited as a function of postural task asymmetry. *Laterality.* 2013;18 (3):303–18.
  54. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture.* 2000;12(1):34–45.
  55. Elias LJ, Bryden MP, Bulman-Fleming MB. Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization. *Neuropsychologia.* 1998;36(1):37–43.
  56. Peters M. Footedness: asymmetries in foot preference and skill and neuropsychological assessment of foot movement. *Psychol Bull.* 1988;103(2):179–92.
  57. Hesse S, Schauer M, Jahnke MT. Standing-up in healthy subjects: symmetry of weight distribution and lateral displacement of the centre of mass as related to limb dominance. *Gait Posture.* 1996;4 (4):287–92.
  58. Chu VW, Hornby TG, Schmit BD. Perception of lower extremity loads in stroke survivors. *Clin Neurophysiol.* 2015;126(2):372–81.
  59. Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, Tang FT, Lee MY, Lin PS. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;79(9):1043–6.
  60. Jorgensen L, Crabtree N, Reeve J, Jacobsen BK. Ambulatory level and asymmetrical weight bearing after stroke affects bone loss in the upper and lower part of the femoral neck differently: bone adaptation after decreased mechanical loading. *Bone.* 2000;27(5):701–7.
  61. Ellis RG, Howard KC, Kram R. The metabolic and mechanical costs of step time asymmetry in walking. *Proc Biol Sci.* 2013;280 (1756):20122784.
  62. 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. *Neurorehabil Neural Repair.* 2003;17(4):207–13.
  63. Kamphuis JF, de Kam D, Geurts AC, Weerdesteyn V. Is Weight-Bearing Asymmetry Associated with Postural Instability after Stroke? A Systematic Review. *Stroke Res Treat.* 2013; 2013:692137.
  64. Isakov E. Gait rehabilitation: a new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb. *Eura Medicophys.* 2007;43(1):21–6.
  65. Martins EF, de Araújo-Barbosa PH, de Menezes LT, de Souza PH, Costa AS. Comparação entre medidas de descarga, simetria e transferência de peso em indivíduos com e sem hemiparesia. *Fisioter Pesqui* 2011; 18(3):228-34.
  66. Mercer VS, Freburger JK, Chang SH, Purser JL. Measurement of Paretic-Lower-Extremity Loading and Weight Transfer After Stroke. *Phys Ther.* 2009;89(7):653–64.

67. Harry J, Collins J, Niemi J, Priplata A, Kleshinski S. Method and Apparatus for Improving Human Balance and Gait and Preventing Foot Injury. United States; US 8.308.665, 2012.
68. Kirtley C. Instrumented Insole. United States; US 2003/0009308, 2003.
69. Hegde N, Sazonov E. SmartStep: A Fully Integrated, Low-Power Insole Monitor. *Electronics*. 2014;3(2):381–97.
70. Lengsfeld CS, Shoureshi RA. Smart Apparatus for Gait Monitoring and Fall Prevention. United States; US 2008/0108913, 2008.
71. Batavia M, Gianutsos JG, Kambouris M. An Augmented Auditory Feedback Device. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997;78 (12):1389–92.
72. Redd CB, Bamberg SJ. A wireless sensory feedback device for real-time gait feedback and training. *IEEE/ASME Trans Mechatronics*. 2012;17(3):425–33.
73. Stehle C, Albrecht-Buehler C. Developing More Desirable Products for Stroke Survivors. *Top Stroke Rehabil*. 2008;15(2):109–17.
74. Dutra FC, Gouvinhas RP. Desenvolvimento de protótipo de cadeira de banho para indivíduos com paralisia cerebral tetraparética espástica. *Produção*. 2010;20(3):491–501.
75. Hughes AM, Burridge JH, Demain SH, Ellis-Hill C, Meagher C, Tedesco-Triccas L, Turk R, Swain I. Translation of evidence-based Assistive Technologies into stroke rehabilitation: users' perceptions of the barriers and opportunities. *BMC Health Serv Res* 2014;14(1):124.
76. Wells G, Shea B, O'Connell D, Peterson J, Welch V, Losos M, Tugwell P. The Newcastle-Ottawa Scale (NOS) for assessing the quality of nonrandomised studies in meta-analyses. [Internet]. 2015. Available from: [http://www.ohri.ca/programs/clinical\\_epidemiology/nosgen.pdf](http://www.ohri.ca/programs/clinical_epidemiology/nosgen.pdf)
77. Maher CG, Sherrington C, Herbert RD, Moseley AM, Elkins M. Reliability of the PEDro scale for rating quality of randomized controlled trials. *Phys Ther*. 2003;83(8):713–21.
78. Campos C. Método de análise de conteúdo: ferramenta para a análise de dados qualitativos no campo da saúde. *Rev Bras Enferm Brasília*. 2004;57(5):611–4.
79. Beaton D, Bombardier C, Guillemin F, Ferraz M. Guidelines for the Process of Cross-Cultural Adaptation of Self-Report Measures. *Spine*. 2000;25(24):3186–91.
80. Teasell RW, Foley NC, Bhogal SK, Speechley MR. An Evidence-Based Review of Stroke Rehabilitation. *Top Stroke Rehabil*. 2003;10 (1):29–58.
81. Folstein MF, Folstein SE, McHugh PR. "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res*.

- 1975;12(3):189–98.
82. Bertolucci PH, Brucki SM, Campacci SR, Juliano Y. The Mini-Mental State Examination in a general population: impact of educational status. *Arq Neuropsiquiatr.* 1994;52(1):1–7.
  83. Portney L, Watkins M. *Foundations of clinical research: Applications to practice.* 3 rd. New Jersey: Prentice Hall; 2008. 912 p.
  84. Bohannon RW, Smith MB. Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. *Phys Ther.* 1987;67 (2):206–7.
  85. Bailey MJ, Riddoch MJ, Crome P. Test–retest stability of three tests for unilateral visual neglect in patients with stroke: Star Cancellation, Line Bisection, and the Baking Tray Task. *Neuropsychol Rehabil.* 2004;14(4):403–19.
  86. Karnath HO, Broetz D. Understanding and treating “pusher syndrome”. *Phys Ther.* 2003;83(12):1119–25.
  87. Maki T, Quagliato EM, Cacho EW, Paz LP, Nascimento NH, Inoue MM, Viana MA. Estudo de Confiabilidade da Aplicação da Escala de Fugl-Meyer no Brasil. *Rev Bras Fisioter.* 2006;10(2):177–83.
  88. Lima RC, Teixeira-Salmela LF, Magalhães LC, Gomes-Neto M. Propriedades psicométricas da versão brasileira da escala de qualidade de vida específica para acidente vascular encefálico: aplicação do modelo Rasch. *Rev Bras Fisioter.* 2008;12(2):149–56.
  89. Law M, Baptiste S, Carswell A, McColl M, Polatajko H, Pollock N. *Medida Canadense de Desempenho Ocupacional (COPM).* Cardoso A, Magalhães L, Magalhães L, editors. Belo Horizonte: Editora UFMG; 2009. 63 p.
  90. Viera AJ, Garrett JM. Understanding interobserver agreement: The kappa statistic. *Fam Med.* 2005;37(5):360–3.
  91. Hijmans JM, Geertzen JH, Schokker B, Postema K. Development of vibrating insoles. *Int J Rehabil Res.* 2007;30(4):343–5.
  92. do Carmo Dos Reis M, Soares FA, da Rocha AF, Carvalho JL, Rodrigues SS. Insole with pressure control and tissue neoformation induction systems for diabetic foot. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2010; 2010:5748–51.
  93. da Silva FC, da Silva DFT, Mesquita-Ferrari RA, Fernandes KP, Bussadori SK. Correlation between upper limb function and oral health impact in stroke survivors. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(7):2065–8.
  94. Wu AJ, Radel J, Hanna-Pladdy B. Improved Function After Combined Physical and Mental Practice After Stroke: A Case of Hemiparesis and Apraxia. *Am J Occup Ther.* 2015;65(2):161–8.

95. Bohannon RW, Waters G, Cooper J. Perception of unilateral lower extremity weightbearing during bilateral upright stance. *Percept Mot Skills*. 1989;69 (3 Pt 1): 875–80.
96. Rothstein JM. *Measurement in Physical Therapy*. New York: Churchill Livingstone; 1985.
97. Winstein CJ, Pohl PS, Cardinale C, Green A, Scholtz L, Waters CS. Learning a partial weight-bearing skill: effectiveness of two forms of feedback. *Phys Ther*. 1996;76(9):985–93.
98. Marklund I, Klässbo M. Effects of lower limb intensive mass practice in poststroke patients: single-subject experimental design with long-term follow-up. *Clin Rehabil*. 2006;20(7):568–76.
99. Scianni A, Teixeira-Salmela LF, Ada L. Challenges in recruitment, attendance and adherence of acute stroke survivors to a randomized trial in Brazil: a feasibility study. *Rev Bras Fisioter*. 2012;16(1):40–5.
100. Peurala SH, Könönen P, Pitkänen K, Sivenius J, Tarkka IM. Postural instability in patients with chronic stroke. *Restor Neurol Neurosci*. 2007;25(2):101–8.
101. Lee H, Kim H, Ahn M, You Y. Effects of proprioception training with exercise imagery on balance ability of stroke patients. *J Phys Ther Sci*. 2015;27 (1):1–4.
102. Marigold DS, Eng JJ. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait Posture*. 2006;23(2):249–55.
103. Chen HY, Wing AM. Independent control of force and timing symmetry in dynamic standing balance: Implications for rehabilitation of hemiparetic stroke patients. *Hum Mov Sci*. 2012;31 (6):1660–9.
104. Dickstein R, Nissan M, Pillar T, Scheer D. Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients: major characteristics and patterns of improvement. *Phys Ther*. 1984;64(1):19–23.
105. Lu RR, Li F, Wu Y, Hu YS, Xu XL, Zou RL, Hu XF. Demonstration of posturographic parameters fo squat-stand activity in hemiparetic patients on a new multi-utility balance assessing and training system. *J Neuroeng Rehabil*. 2013;10:37.
106. Chagas EF, Tavares MC. A Simetria e transferência de peso do hemiplégico: relação dessa condição com o desempenho de suas atividades funcionais. *Rev Fisioter Univ São Paulo*. 2001;8(1):40–50.
107. Lomaglio MJ, Eng JJ. Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait Posture*. 2005; 22(2):126-31.
108. Nardone A, Godi M, Grasso M, Guglielmetti S, Schieppati M. Stabilometry is a predictor of gait performance in chronic hemiparetic stroke patients. *Gait Posture*. 2009; 30(1):5–10.

109. Wright CJ, Swinton LC, Green TL, Hill MD. Predicting final disposition after stroke using the Orpington Prognostic Score. *Can J Neurol Sci.* 2004;31(4):494–8.
110. Lai SM, Duncan PW, Keighley J. Prediction of functional outcome after stroke: comparison of the Orpington Prognostic Scale and the NIH Stroke Scale. *Stroke.* 1998;29(9):1838–42.
111. Martin WL, Porac C. Patterns of handedness and footedness in switched and nonswitched Brazilian left-handers: cultural effects on the development of lateral preferences. *Dev Neuropsychol.* 2007;31(2):159–79.
112. Grouios G, Hatzitaki V, Kollias N, Koidou I. Investigating the stabilising and mobilising features of footedness. *Laterality.* 2009;14(4):362–80.
113. Hart S, Gabbard C. Examining the Mobilizing Feature of Footedness. *Percept Mot Skills.* 1998;86 (3 Pt2):1339–42.

**APÊNDICES**

**APÊNDICE A-** Autorização para Tradução e Adaptação Transcultural do *Waterloo Footedness Questionnaire-Revised*.

**De:** "Elias, Lorin" <[lorin.elias@usask.ca](mailto:lorin.elias@usask.ca)>  
**Data:** 30 de março de 2015 16:31:07 BRT  
**Para:** Monike Camargos <[monikecamargos@gmail.com](mailto:monikecamargos@gmail.com)>  
**Assunto:** Re: Waterloo Footedness Questionnaire Revised

Hello Monike - you certainly have my permission to do that. I would love to see a copy when you're done!

Best regards,

Lorin

On Mar 30, 2015, at 12:18 PM, Monike Camargos <[monikecamargos@gmail.com](mailto:monikecamargos@gmail.com)> wrote:

Dear Lorin Elias,

My name is Monike Camargos and I'm a PhD student in Health Sciences and Technologies at University of Brasília (Brazil). Our research group study neurological dysfunction and we would like to translate and make the cross-cultural adaptation of The Waterloo Footedness Questionnaire - Revised (WFQ-R) to the Brazilian population. We would like to have the permission to translate and make the cross-cultural adaptation of the WFQ-R. We expect your answer and I thank you kindly.

Sincerely,

Monike Camargos

--

**APÊNDICE B - Ficha de Avaliação para Coleta de Dados****FICHA DE AVALIAÇÃO INICIAL**

CÓDIGO: \_\_\_\_\_

DATA: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

**1. Dados Demográficos**

- Nome: \_\_\_\_\_ Sexo: ( ) M ( ) F Telefone: \_\_\_\_\_
- Endereço: \_\_\_\_\_
- Data de Nascimento: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Naturalidade: \_\_\_\_\_ Idade (anos): \_\_\_\_\_
- Estado civil: \_\_\_\_\_ Mora com: \_\_\_\_\_
- Escolaridade: ( ) Analfabeto ( ) EFI ( ) EFC ( ) EMI ( ) EMC ( ) ESI ( ) ESC
- Ocupação: \_\_\_\_\_
- Nome acompanhante: \_\_\_\_\_ Telefone: \_\_\_\_\_

**2. Dados Clínicos do AVE**

- ( ) Não se aplica ( ) Uma História de AVE. Data: \_\_\_\_\_ Tempo de evolução (meses): \_\_\_\_\_
- Tipo: ( ) Isquêmico ( ) Hemorrágico
- Lado Acometido: ( ) Esquerdo ( ) Direito

**3. Dados Clínicos Gerais**

- Membro superior dominante: \_\_\_\_\_
- Patologias Associadas: ( ) HAS ( ) Diabetes ( ) Problemas Cardíacos ( ) Problemas Ortopédicos  
( ) Osteoporose ( ) Depressão ( ) Hipercolesterolemia ( ) Déficit Visual ( ) Outras
- \_\_\_\_\_
- Medicamentos em uso: \_\_\_\_\_
- Atividade física: ( ) Sim ( ) Não. Se sim, Quantas vezes na semana? \_\_\_\_\_ Quantos minutos por dia?  
\_\_\_\_\_ Tipo de Atividade física realizada? ( ) Aeróbica ( ) Fortalecimento muscular
- \_\_\_\_\_
- Tabagismo? ( ) Sim ( ) Não.
- Faz uso de bebidas alcoólicas? ( ) Sim ( ) Não. Quantas doses por dia? ( ) 1 ( ) 2 ( ) mais de 2 doses  
ao dia. \_\_\_\_\_
- Órteses: ( ) Sim ( ) Não. Se sim, descrever. \_\_\_\_\_
- Dispositivo Auxiliar de Marcha: ( ) Sim ( ) Não. Se sim, descrever \_\_\_\_\_
- Faz ou já realizou sessões de reabilitação? \_\_\_\_\_

**4. Dados Antropométricos**

- Peso Corporal (Kg): \_\_\_\_\_ Altura (m): \_\_\_\_\_ IMC(Kg/m<sup>2</sup>): \_\_\_\_\_

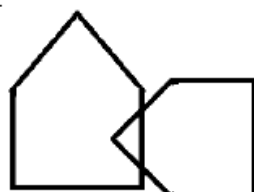


### Mini-Exame do Estado Mental

Código: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

<u>Orientação Temporal:</u>	(5)
-Que horas são? (1); Que dia é hoje? (1); Em que dia da semana estamos? (1); Em que mês estamos? Em que ano estamos? (1).	
<u>Orientação Espacial</u>	(5)
Em que local estamos? (1); Em que andar estamos? (1); Em que rua estamos? (1); Em que cidade nós estamos? (1); Em que estado nós estamos? (1).	
<u>Registro:</u>	(3)
Eu vou dizer três palavras e peço que as repita logo em seguida: gelo (1); leão (1); planta (1).	
<u>Atenção e Cálculo</u>	(5)
100-7; 93-7; 86-7; 79-7; 72-7 = 65. Considere 1 ponto para cada resultado correto. Se houver erro, corrija-o e prossiga. Considere correto se o examinado espontaneamente se autocorrige	
<u>Memória recente:</u>	(3)
Você se lembra das três palavras que lhe pedi para repetir a pouco tempo atrás?	
<u>Linguagem:</u>	(3)
Nomear dois objetos: caneta (1), relógio (1).	
Repetir: Paralelepípedo (1).	
<u>Compreensão:</u> comando em três estágios.	(3)
“Apanhe uma folha de papel com a mão direita (1), dobre-a ao meio (1) e coloque-a no chão (1)”.	
<u>Leitura:</u> Ler e executar a frase abaixo:	(1)
“Feche os olhos”.	
<u>Escrita:</u>	(1)
Escreva uma frase completa. Se não compreender o significado, ajude com alguma frase que tenha começo, meio e fim; alguma coisa que aconteceu hoje; alguma coisa que queira dizer. Para a correção, não são considerados erros gramaticais ou ortográficos (1 ponto).	
<u>Visuoespacial:</u>	(1)
Copiar o diagrama	
<b>SCORE TOTAL</b>	<b>(30)</b>



**Escala de Avaliação dos Sintomas de Empurrar (*Contraversive Pushing Scale*)**

Código: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

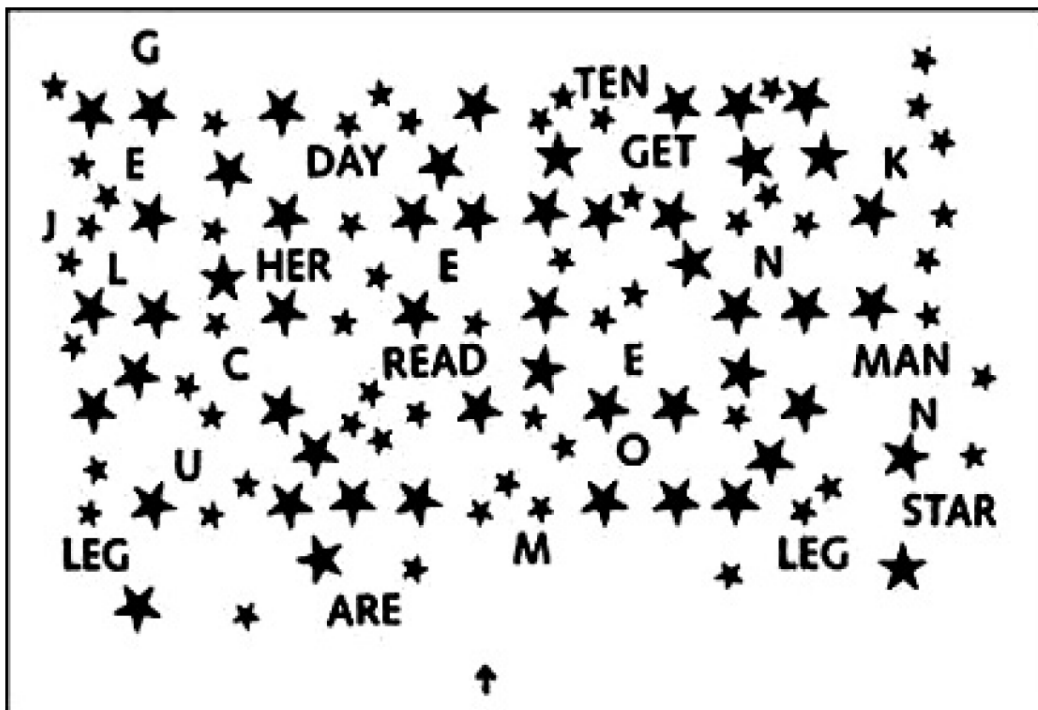
<b>A</b>	<b>Postura (Simetria na Postura espontânea)</b>	<b>Sentado</b>	<b>Ortostatismo</b>
	Pontuação 1 = severa inclinação com queda para o lado oposto à lesão. Pontuação 0,75 = severa inclinação sem queda. Pontuação 0,25 = leve inclinação sem queda. Pontuação 0 = sem inclinação/ orientação corporal ereta.		
	<b>Total (Máximo 2 pontos)</b>		
<b>B</b>	<b>Extensão (uso do braço/ perna para aumentar área de contato físico com a superfície)</b>	<b>Sentado</b>	<b>Ortostatismo</b>
	Pontuação 1 = realiza espontaneamente em repouso Pontuação 0,5 = realiza somente quando a posição é alterada. Pontuação 0 = sem extensão		
	<b>Total (Máximo 2 pontos)</b>		
<b>C</b>	<b>Resistência à correção passiva da postura</b>	<b>Sentado</b>	<b>Ortostatismo</b>
	Pontuação 1 = apresenta resistência. Pontuação 0 = não apresenta resistência		
	<b>Total (Máximo 2 pontos)</b>		

\*Diagnóstico de Sd. Pusher: Apresentar todos os critérios e pelo menos 01 (um) ponto em cada.

Teste de Cancelamento de Estrelas

Código: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_



## Avaliação da Espasticidade- Escala de Asworth Modificada

Código: \_\_\_\_\_

Grau	Descrição
0	Sem aumento do tônus muscular
1	Discreto aumento do tônus muscular, manifestado por contração e relaxamento ou por uma <b>resistência mínima no final do movimento</b> quando a articulação é fletida ou estendida.
1+	Discreto aumento do tônus muscular, manifestado por contração associada a uma <b>resistência mínima durante o restante (menos da metade) da amplitude de movimento.</b>
2	Aumento mais pronunciado do tônus muscular <b>durante a maior parte da ADM</b> , mas a movimentação passiva é facilmente realizada.
3	Aumento considerável do tônus muscular e a <b>movimentação passiva é realizada com dificuldade.</b>
4	Articulação afetada <b>rígida em flexão ou extensão.</b>

### 1) Avaliação de MMSS

**Punho:** Flexores de punho \_\_\_\_\_

**Cotovelo:** Flexores de cotovelo \_\_\_\_\_

Extensores de punho \_\_\_\_\_

Extensores de cotovelo \_\_\_\_\_

### 2) Avaliação de MMII

**Tornozelo:** Dorsiflexores de tornozelo \_\_\_\_\_

**Joelho:** Flexores de joelho \_\_\_\_\_

Flexores plantares de tornozelo \_\_\_\_\_

Extensores de joelho \_\_\_\_\_

**ESCALA DE AVALIAÇÃO DE FUGL-MEYER- SUBESCALA FUNÇÃO MOTORA**

Código: \_\_\_\_\_

FUNÇÃO MOTORA DE MEMBRO SUPERIOR	PONTUAÇÃO
<p><b>1. Motricidade Reflexa (sentado):</b> Bíceps ( ) Tríceps ( )</p> <p><b>Pont. Máx.: (2)</b></p>	<p>0- sem atividade reflexa 1-atividade reflexa presente.</p>
<p><b>2. Sinergia Flexora :</b> elevação ( ), retração do ombro ( ), abdução + 90 ( ), rot. externa ( ), flexão de cotovelo ( ), supinação ( ). ( )</p> <p><b>Pont. Máx. : (12)</b></p>	<p>0 – tarefa não pode ser realizada completamente. 1 – tarefa pode ser realizada parcialmente. 2 – tarefa é realizada perfeitamente.</p>
<p><b>3. Sinergia Extensora (sentado):</b> adução de ombro ( ), rot. interna ( ), extensão cotovelo ( ), pronação ( ). ( )</p> <p><b>Pont. Máx.: (8)</b></p>	<p>0 – tarefa não pode ser realizada completamente. 1 – tarefa pode ser realizada parcialmente. 2 – tarefa é realizada perfeitamente.</p>
<p><b>4. Mov. Com e Sem Sinergia (sentado)</b></p> <p>a) Mão à coluna lombar ( )</p> <p>b) Flexão de Ombro até 90° ( )</p> <p>c) Prono-supinação ( )</p> <p>d) Abdução do ombro a 90° com cotovelo estendido e pronado</p> <p>e) Flexão do ombro de 90 a 180° ( )</p> <p>f) prono-supinação (cotovelo estendido e ombro fletido de 30 a 90°) ( )</p>	<p>a) 0 – tarefa não pode ser realizada completamente. 1 – tarefa pode ser realizada parcialmente. 2 – tarefa é realizada perfeitamente.</p> <p>b) 0- Se no início do mov., o braço é abduzido ou cotovelo é fletido. 1- se na fase fina do mov., o ombro abduz e/ou ocorre flexão de cotovelo. 2 - a tarefa é realizada perfeitamente.</p> <p>c) 0 - Não ocorre posicionamento correto do cotovelo e ombro e/ou prono-supinação não pode ser realizada completamente. 1- prono-supino pode ser realizada com ADM limitada e, ao mesmo tempo, ombro e cotovelo estão corretamente posicionados. 2- a tarefa é realizada corretamente.</p> <p>d) 0- Não é tolerada nenhuma flexão de ombro ou desvio da pronação do antebraço no início do movimento. 1- realiza parcialmente ou ocorre flexão do cotovelo e o antebraço não se mantém pronado na fase tardia do movimento. 2- a tarefa pode ser realizada sem desvio.</p> <p>e) 0- o braço é abduzido e cotovelo fletido no início do movimento. 1- o ombro abduz e/ou ocorre flexão de cotovelo na fase final do movimento. 2- a tarefa é realizada perfeitamente.</p> <p>f) 0 – Posição não pode ser obtida pelo paciente e/ou prono-supinação não pode ser realizada perfeitamente.</p>

<p><b>Pont. Máx.: (12)</b></p>	<p>1- atividade de prono-supinação pode ser realizada mesmo com ADM limitada e, ao mesmo tempo, ombro e cotovelo estão bem posicionados. 2- a tarefa é realizada perfeitamente.</p>
<p><b>5. Atividade reflexa normal</b> Bíceps/tríceps/flexor dedos (Avaliar o reflexo somente se o paciente atingiu nota 2 para os itens d, e, f do item anterior. Se o paciente não atingiu a nota 2, pontuar 0 neste item) ( ).</p> <p><b>Pont. Máx.: (2)</b></p>	<p>0- 2 ou 3 reflexos estão hiperativos. 1-1 reflexo está marcadamente hiperativo ou 2 estão vivos. 2- não mais que 1(um) reflexo está vivo e nenhum está hiperativo.</p>
<p><b>6. Controle de Punho (sentado)</b> a) Ombro 0°, cotovelo 90° e antebraço pronado –Ext punho contra resistência (assistência, se necessário) ( )</p> <p>b) Máxima flexo-extensão de punho, cotovelo 90°, ombro 0°, dedos fletidos e pronação (auxílio se necessário) ( )</p> <p>c) Extensão de punho com cotovelo a 0°, ombro a 30° e pronação com resistência (auxílio) ( )</p> <p>d) Máxima flexo-extensão, com cotovelo 0°, ombro a 30° e pronação (auxílio) ( )</p> <p>e) Circundução ( )</p> <p><b>Pont. Máx.: (10)</b></p>	<p>a) 0- o pte não pode estender o punho na posição requerida. 1- a extensão pode ser realizada, mas sem resistência alguma. 2- a posição pode ser mantida contra alguma resistência.</p> <p>b) 0- não ocorre movimento voluntário. 1- o pte não move ativamente o punho em todo grau de movimento. 2- a tarefa pode ser realizada.</p> <p>c) 0- o pte não pode dorsifletir o punho na posição requerida. 1- a dorsiflexão pode ser realizada, mas sem resistência alguma. 2- a posição pode ser mantida contra alguma resistência.</p> <p>d) 0- não ocorre movimento voluntário. 1- o pte não move ativamente o punho em todo grau de movimento. 2- a tarefa pode ser realizada.</p> <p>e) 0- não ocorre movimento voluntário. 1- o pte não move ativamente o punho em todo grau de movimento. 2- a tarefa pode ser realizada.</p>
<p><b>7. Mão (sentado)</b> a) Flexão em massa dos dedos ( )</p> <p>b) Extensão em massa dos dedos ( )</p> <p>c) Preensão 1: Art. Metacarpofalangeanas (II-V) estendidas e interfalangeanas distal e proximal fletidas. Preensão contra resistência ( )</p>	<p>a) 0 – tarefa não pode ser realizada completamente. 1 – tarefa pode ser realizada parcialmente. 2 – tarefa é realizada perfeitamente.</p> <p>b) 0- nenhuma atividade ocorre. 1- ocorre relaxamento (liberação) da flexão em massa. 2- extensão completa (comparado com mão afetada).</p> <p>c) 0- posição requerida não pode ser realizada. 1- a preensão é fraca. 2- a preensão pode ser mantida contra considerável resistência.</p>

<p>d) Preensão 2: O pcte é instruído a aduzir o polegar e segurar um papel interposto entre o polegar e o indicador ( )</p> <p>e) Preensão 3: O paciente opõe a digital do polegar contra o do dedo indicador, com um lápis interposto ( )</p> <p>f) Preensão 4: Segurar com firmeza um objeto cilíndrico, com a superfície volar do primeiro e segundo dedos contra os demais ( )</p> <p>g) Preensão 5: o paciente segura com firmeza uma bola de tênis ( )</p> <p><b>Pont. Máx.: (14)</b></p>	<p>d) 0- a função não pode ser realizada. 1- o papel pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão. 2- o pedaço de papel é segurado firmemente contra um puxão.</p> <p>e) 0- a função não pode ser realizada. 1- o lápis pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão. 2- o lápis é segurado firmemente contra um puxão.</p> <p>f) 0- a função não pode ser realizada. 1- o objeto interposto pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão. 2- o objeto é segurado firmemente contra um puxão.</p> <p>g) 0- a função não pode ser realizada. 1- o objeto pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão. 2- o objeto é segurado firmemente contra um puxão.</p>
<p><b>Coordenação/Velocidade MS:</b></p> <p>a) Tremor ( )</p> <p>b) Dismetria ( )</p> <p>c) Velocidade: Index-nariz 5 vezes e o mais rápido que conseguir ( )</p> <p><b>Pont. Máx.: (6)</b></p>	<p>a) 0- tremor marcante/1- tremor leve/ 2- sem tremor.</p> <p>b) 0-dismetria marcante/ 1-dismetria leve/ 2-sem dismetria.</p> <p>c) 0- 6s mais lento que o lado não-afetado /1- 2-5 s mais lento que o lado não-afetado/ 2- menos de 2 s de diferença.</p>
<b>PONTUAÇÃO MS</b>	_____/66
<b>FUNÇÃO MOTORA DE MEMBRO INFERIOR</b>	<b>PONTUAÇÃO</b>
<p><b>Motricidade Reflexa (DD ou sentado)</b></p> <p>a) Aquiles ( ) b) Patelar ( )</p> <p><b>Pont. Máx.: (4)</b></p>	<p>0- sem atividade reflexa</p> <p>2- atividade reflexa pode ser avaliada</p>
<p><b>1. Motricidade Reflexa</b></p> <p>Patelar e aquileu/adutor ( )</p> <p><b>Pont. Máx.: (2)</b></p>	<p>0- 2 ou 3 reflexos estão marcadamente hiperativos</p> <p>1- 1 reflexo está hiperativo ou 2 estão vivos</p> <p>2- não mais que 1 reflexo está vivo.</p>
<p><b>2. Sinergia flexora (DD):</b> flexão quadril ( ), joelho ( ) e dorsiflexão ( ). ( )</p> <p><b>Pont. Máx.: (6)</b></p>	<p>0 – tarefa não pode ser realizada completamente</p> <p>1 – tarefa pode ser realizada parcialmente</p> <p>2 – tarefa é realizada perfeitamente</p>
<p><b>3. Sinergia extensora (DL):</b> extensão de quadril ( ), adução de quadril ( ), extensão de joelho ( ), flexão plantar ( ).</p> <p><b>Pont. Máx.: (8)</b></p>	<p>0 – tarefa não pode ser realizada completamente</p> <p>1 – tarefa pode ser realizada parcialmente</p> <p>2 – tarefa é realizada perfeitamente</p>

<p><b>4. Mov. com e sem sinergias:</b></p> <p>a) A partir de leve extensão de joelho, realizar um flexão de joelho além de 90° (<b>sentado</b>) ( ).</p> <p>b) Dorsiflexão de tornozelo (<b>sentado</b>) ( ).</p> <p>c) Quadril a 0°, realizar flexão do joelho mais que 90° (<b>em pé</b>) ( )</p> <p>d) Dorsiflexão de Tornozelo (<b>em pé</b>) ( )</p> <p><b>Pont. Máx: (8)</b></p>	<p>a) 0- sem movimento ativo 1- o joelho pode ativamente ser fletido até 90° (palpar os tendões dos flexores do joelho) 2 – o joelho pode ser fletido além de 90°.</p> <p>b) 0 – tarefa não pode ser realizada completamente 1 – tarefa pode ser realizada parcialmente 2 – tarefa é realizada perfeitamente</p> <p>c) 0-o joelho não pode ser fletido se o quadril não é fletido simultaneamente. 1–inicia flexão de joelho sem flexão do quadril, porém não atinge os 90° de flexão de joelho ou flete o quadril durante o término do movimento. 2- a tarefa é realizada completamente.</p> <p>d) 0 – tarefa não pode ser realizada completamente. 1 – tarefa pode ser realizada parcialmente. 2 – tarefa é realizada perfeitamente.</p>
<p><b>Coordenação/ Velocidade MI:</b></p> <p>a) Tremor ( )</p> <p>b) Dismetria ( )</p> <p>c) Velocidade: Calcanhar-joelho 5 vezes e o mais rápido</p> <p><b>Pont. Máx: (6)</b></p>	<p>a) 0- tremor marcante/1- tremor leve/ 2- sem tremor.</p> <p>b) 0-dismetria marcante/ 1-dismetria leve/ 2-sem dismetria.</p> <p>c) 0- 6s mais lento que o lado não-afetado /1- 2-5 s mais lento que o lado não-afetado/ 2- menos de 2 s de diferença.</p>
<p><b>PONTUAÇÃO MI</b></p>	<p>____/34</p>
<p><b>PONTUAÇÃO DE MS + MI</b></p>	<p>____ + ____ = ____/100.</p>



**Escala de Qualidade de Vida Específica para o AVE (SSQOL-Brasil) Código: \_\_\_\_\_**

<b>Cada item será pontuado com o seguinte critério:</b>	<b>Pontuação</b>				
Ajuda Total – Não pude fazer de modo algum – Concordo inteiramente	<b>1</b>				
Muita ajuda – Muita dificuldade – Concordo mais ou menos	<b>2</b>				
Alguma ajuda – Alguma dificuldade – Nem concordo nem discordo	<b>3</b>				
Um pouco de ajuda – Um pouco de dificuldade – Discordo mais ou menos	<b>4</b>				
Nenhuma ajuda necessária – Nenhuma dificuldade mesmo – Discordo inteiramente	<b>5</b>				
<b>Item</b>	<b>Pontuação</b>				
<b>1. Energia</b>					
1. Eu me senti cansado a maior parte do tempo	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
2. Eu tive que parar e descansar durante o dia.	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
3. Eu estava cansado demais para fazer o que eu queria	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
<b>2. Papéis Familiares</b>					
1. Eu não participei em atividades apenas por lazer/diversão com minha família	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
2. Eu senti que era um fardo/peso para minha família.	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
3. Minha condição física interferiu com minha vida pessoal	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
<b>3. Linguagem</b>					
1. Você teve dificuldade para falar? Por exemplo, não achar a palavra certa, gaguejar, não conseguir se expressar, ou embolar as palavras?	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
2. Você teve dificuldade para falar com clareza suficiente para usar o telefone?	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
3. Outras pessoas tiveram dificuldade de entender o que você disse?	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
4. Você teve dificuldade em encontrar a palavra que queria dizer?	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
5. Você teve que se repetir para que os outros pudessem entendê-lo?	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
<b>4. Mobilidade</b>					
1. Você teve dificuldade para andar? (Se o paciente não pode andar, vá para questão 4 e pontue as questões 2 e 3 com 1 ponto.)	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
2. Você perdeu o equilíbrio quando se abaixou ou tentou alcançar algo?	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
3. Você teve dificuldade para subir escadas?	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
4. Ao andar ou usar a cadeira de rodas você teve que parar e descansar mais do que gostaria?	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
5. Você teve dificuldade para permanecer de pé?	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
6. Você teve dificuldade para se levantar de uma cadeira?	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
<b>5. Humor</b>					
1. Eu estava desanimado sobre meu futuro.	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
2. Eu não estava interessado em outras pessoas ou em outras atividades.	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
3. Eu me senti afastado/isolado das outras pessoas.	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
4. Eu tive pouca confiança em mim mesmo.	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
5. Eu não estava interessado em comida.	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
<b>6. Personalidade</b>					

1. Eu estava irritável/irritado. (“Com os nervos à flor da pele”)	1	2	3	4	5
2. Eu estava impaciente com os outros.	1	2	3	4	5
3. Minha personalidade mudou.	1	2	3	4	5
<b>7. Auto-cuidado</b>					
1. Você precisou de ajuda para preparar comida?	1	2	3	4	5
2. Você precisou de ajuda para comer? Por exemplo, para cortar ou preparar a comida?	1	2	3	4	5
3. Você precisou de ajuda para se vestir? Por exemplo, para calçar meias ou sapatos, abotoar roupas ou usar um zíper?	1	2	3	4	5
4. Você precisou de ajuda para tomar banho de banheira ou chuveiro?	1	2	3	4	5
5. Você precisou de ajuda para usar o vaso sanitário?	1	2	3	4	5
<b>8. Papéis Sociais</b>					
1. Eu não saí com a frequência que eu gostaria.	1	2	3	4	5
2. Eu dediquei menos tempo aos meus hobbies e lazer do que eu gostaria.	1	2	3	4	5
3. Eu não encontrei tantos amigos meus quanto eu gostaria.	1	2	3	4	5
4. Eu tive relações sexuais com menos frequência do que gostaria.	1	2	3	4	5
5. Minha condição física interferiu com minha vida social.	1	2	3	4	5
<b>9. Memória / Concentração</b>					
1. Foi difícil para eu me concentrar.	1	2	3	4	5
2. Eu tive dificuldade para lembrar das coisas.	1	2	3	4	5
3. Eu tive que anotar as coisas para me lembrar delas.	1	2	3	4	5
<b>10. Função da Extremidade Superior</b>					
1. Você teve dificuldade para escrever ou digitar?	1	2	3	4	5
2. Você teve dificuldade para colocar meias?	1	2	3	4	5
3. Você teve dificuldade para abotoar a roupa?	1	2	3	4	5
4. Você teve dificuldade para usar o zíper?	1	2	3	4	5
5. Você teve dificuldade para abrir uma jarra?	1	2	3	4	5
<b>11. Visão</b>					
1. Você teve dificuldade em enxergar a televisão o suficiente para apreciar um programa?	1	2	3	4	5
2. Você teve dificuldade para alcançar as coisas devido à visão fraca?	1	2	3	4	5
3. Você teve dificuldade em ver coisas nas suas laterais/de lado?	1	2	3	4	5
<b>12. Trabalho / Produtividade</b>					
1. Você teve dificuldade para fazer o trabalho caseiro diário?	1	2	3	4	5
2. Você teve dificuldade para terminar trabalhos ou tarefas que havia começado?	1	2	3	4	5
3. Você teve dificuldade para fazer o trabalho que costumava fazer?	1	2	3	4	5
<b>PONTUAÇÃO TOTAL:</b>					

## Medida Canadense de Desempenho Ocupacional – COPM

**PASSO 1:** identificação de questões no desempenho ocupacional- Para identificar problemas, preocupações e questões relativas ao desempenho ocupacional, entreviste o cliente questionando sobre as atividades do dia-a-dia no que se refere às atividades produtivas, de autocuidado e de lazer. Solicite ao cliente que identifique as atividades do dia-a-dia que quer realizar, que necessita realizar ou que é esperado que ele realize, encorajando-o a pensar num dia típico. Em seguida, peça que identifique quais dessas atividades atualmente são difíceis de realizar, de forma satisfatória. Registre estas atividades problemáticas nos Passos 1A, 1B ou 1C.

**PASSO 2:** classificação do grau de importância- Usando os cartões de pontuação, peça ao cliente que classifique, numa escala de 1 a 10, a importância de cada atividade. Coloque as pontuações nos respectivos quadrados nos Passos 1A, 1B e 1C.

<b>A. Autocuidado</b>	<b>Importância</b>
Cuidados Pessoais (Ex: Vestuário, Banho, Alimentação e Higiene)_____	
_____	
Mobilidade funcional: (ex.: transferências, mobilidade dentro e fora de casa)_____	
_____	
Independência fora de casa: (ex.: transportes, compras, finanças)	
<b>B. Produtividade</b>	
Trabalho (remunerado/não-remunerado) (ex.: procurar/manter um emprego, atividades voluntárias)_____	
_____	
Tarefas domésticas (ex.: limpezas, lavagem de roupas, preparação de refeições)_____	
Brincar/Escola (ex.: habilidade para brincar, fazer o dever de casa)_____	
<b>C. Lazer</b>	
Recreação tranquila (ex.: hobbies, leitura, artesanato)_____	
_____	
Recreação ativa (ex.: esportes, passeios, viagens)_____	
_____	

**PASSO 3:** Pontuação – avaliação inicial Confirme com o cliente os 5 problemas mais importantes e registre-os abaixo. Usando os cartões de pontuação, peça ao cliente para classificar cada problema no que diz respeito ao Desempenho e Satisfação, depois calcule a pontuação total. Para calcular a pontuação total some a pontuação do desempenho ocupacional ou da satisfação de todos os problemas e divida pelo número de problemas.

Problemas no Desempenho Ocupacional	Avaliação Inicial		Reavaliação	
	Desempenho 1	Satisfação 1	Desempenho 2	Satisfação 2
1.				
2.				
3.				
4.				
5.				
<b>Pontuação total =</b> Pontuação Total do Desempenho ou Satisfação/Número de Problemas	___/___=___	___/___=___	___/___=___	___/___=___

**PASSO 4 :** Computando os escores de mudança

**Mudança no Desempenho:** Pontuação do Desempenho 2 – Pontuação do Desempenho 1 =

\_\_\_\_\_ - \_\_\_\_\_ = \_\_\_\_\_

**Mudança na Satisfação:** Pontuação na Satisfação 2 – Pontuação na Satisfação 1 =

\_\_\_\_\_ - \_\_\_\_\_ = \_\_\_\_\_

**APÊNDICE C-** Versão Brasileira do Questionário de Waterloo para Avaliar a Preferência Podal (WFQ-Brasil)

Instruções: Por favor, responda a cada uma das seguintes questões da melhor forma que puder. Se você **SEMPRE** usa um pé para realizar a atividade descrita, circule DS ou ES (para direito sempre ou esquerdo sempre). Se você **FREQUENTEMENTE** usa um pé, circule DF ou EF, se apropriado. Se você usa **AMBOS** os pés com a mesma frequência, circule AMB.

Por favor, não marque uma única resposta para todas as questões. Imagine-se realizando cada uma das atividades e, em seguida, marque a resposta apropriada. Se necessário, pare e simule o movimento.

1. Qual pé você usaria para chutar uma bola parada em linha reta em direção a um alvo a sua frente?	DS	DF	AMB	ES	EF
2. Se você tivesse que ficar em um pé só, em qual pé ficaria?	DS	DF	AMB	ES	EF
3. Qual pé você usaria para alisar a areia da praia?	DS	DF	AMB	ES	EF
4. Se você tivesse que subir em uma cadeira, qual pé você colocaria primeiro sobre ela?	DS	DF	AMB	ES	EF
5. Qual pé você usaria para pisar em um inseto que se move rapidamente?	DS	DF	AMB	ES	EF
6. Se você tivesse que se equilibrar em um pé sobre o meio-fio, qual pé usaria?	DS	DF	AMB	ES	EF
7. Se você tivesse que pegar uma bolinha de gude usando os dedos do pé, qual pé usaria?	DS	DF	AMB	ES	EF
8. Se você tivesse que pular em um pé só, qual pé usaria?	DS	DF	AMB	ES	EF
9. Qual pé você usaria para cravar uma pá na terra?	DS	DF	AMB	ES	EF
10. Posicionado confortavelmente em pé, pessoas inicialmente colocam a maioria do seu peso sobre um dos pés, dobrando levemente o joelho da outra perna. Qual pé você colocaria a maior parte do seu peso primeiro?	DS	DF	AMB	ES	EF
11. Existe alguma razão (ou seja, lesão) para que você tenha mudado o seu pé preferido para qualquer uma das atividades acima?	( ) Sim ( ) Não				
12. Você têm dado treinamento especial ou preferência de uso para um pé em particular para certas atividades?	( ) Sim ( ) Não				
Se você respondeu Sim para as questões 11 e 12, por favor, explique.					

## DISPOSITIVO INDUTOR DE DISTRIBUIÇÃO SIMÉTRICA DE PESO CORPÓREO

P. H. G. Inazawa\*, A. P. Zago\*, G. H. Moretti\*, D. Visintainer\*, M. Camargos\*\*,  
A. P. L. Bó\*, E. F. Martins\*\*

\* Laboratório de Automação e Robótica (LARA), Departamento de Engenharia Elétrica (ENE),  
Faculdade de Tecnologia (FT), Universidade de Brasília (UnB), Brasília, Brasil

\*\*Faculdade de Ceilândia (FCE), Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

email: antonio.plb@lara.unb.br

**Resumo:** Um dos maiores efeitos em indivíduos que sofreram Acidentes Vasculares Encefálicos (AVE) é a diminuição de mobilidade, associada a uma perda de participação e independência nas atividades diárias. Dentre os déficits locomotores mais comuns, está a instabilidade postural causada por efeitos relacionados à alteração de tônus muscular e, principalmente, à hemiparesia e assimetrias relacionadas à distribuição de peso corporal na posição de pé. Esse artigo propõe um novo dispositivo indutor de distribuição simétrica de peso corpóreo por *feedback* vibrotátil, que juntamente com treinamento funcional, pode auxiliar na recuperação desse tipo de paciente. O artigo apresenta o projeto do dispositivo, bem como testes iniciais para obter o posicionamento dos sensores na palmilha e a calibração dos sensores.

**Palavras-chave:** Palmilha instrumentada, Estimulação vibrotátil, Distribuição de peso, Acidente Vascular Encefálico, Tecnologia Assistiva.

**Abstract:** One of the most serious consequences on subjects after stroke is the reduction of mobility, associated to a lack of participation and independence on activities of daily living. Postural instability, one of the most common of such motor disabilities, is caused by alterations on muscle tension and, mostly, to hemiparesis and asymmetries due to body weight distribution on the feet. In this project we propose a new device that induces a symmetry distribution of body weight by vibrotactile feedback that, along with functional training, may help in the rehabilitation of those patients. This paper presents the design of such device, as well as preliminary tests for positioning the sensors within the insole and the calibration of such sensors.

**Keywords:** Instrumented insole, Vibrotactile stimulation, Body weight distribution, Stroke, Assistive technology

### Introdução

Assimetria na distribuição de peso corpóreo é uma condição geralmente associada a disfunções como Acidentes Vasculares Encefálicos (AVEs) e outros males. Pacientes com esse quadro apresentam uma perda de qualidade de vida, dada à dificuldade de realizar Atividades da Vida Diária (AVD), como se movimentar, além do forte risco de queda. Esse último fator representa um risco maior de hospitalização e morte se o paciente também for idoso [1, 2, 3].

Nesse cenário, tratamentos fisioterápicos tornam-se importantes ferramentas para que o indivíduo alcance ganhos funcionais e maior independência em termo de AVD [3]. Alguns tipos de treinamento envolvem manutenção de equilíbrio estático em pé enquanto realiza alguma tarefa e treinamento do movimento sentado para de pé, que são propostos também por representarem algumas das mais típicas situações em que ocorrem quedas e acidentes nessa população [2, 4]. Tais procedimentos são baseados num treinamento por repetição e podem ser realizados em um circuito fechado, onde um *feedback* de alguma natureza pode existir para auxiliar o paciente [5].

Retornos visuais e táteis via baropodômetros e plataformas vibratórias foram utilizados em alguns estudos e apresentaram bons resultados [2, 4, 5]. Porém, esses não permitem que o treinamento seja continuado em outros locais, tais como a residência do paciente, além de sempre exigir um profissional fisioterapeuta em cada sessão de treino.

Nesse contexto, este trabalho introduz um dispositivo de *feedback* tátil extrínseco que auxilia no treinamento de indivíduos apresentando assimetria na distribuição de peso corpóreo. O equipamento verifica continuamente a distribuição de pressão plantar do paciente e, com bases nesses dados, o induz a distribuir de forma igual o peso entre os pés a partir de uma estimulação tátil. Nesse artigo, inicialmente são descritos o projeto do dispositivo e a metodologia inicial de testes para validar seu funcionamento. As seções seguintes apresentam os resultados de tais testes, bem como a discussão e propostas de trabalhos futuros.



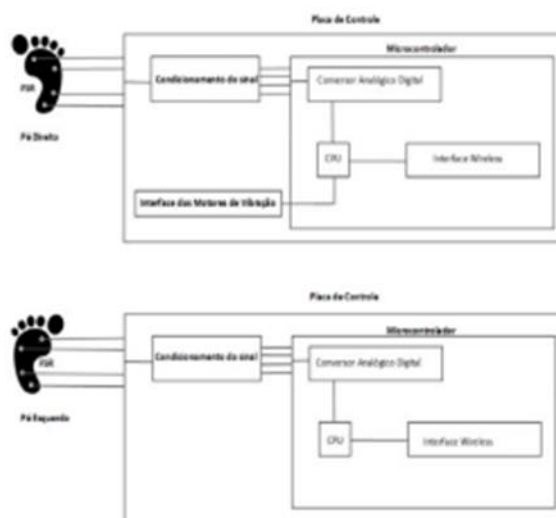


Figura 1. Diagrama de blocos representativo do sistema.

### Materiais e métodos

**Sistema desenvolvido** – O sistema eletrônico desenvolvido é constituído de duas palmilhas instrumentadas, em que são incorporados 4 sensores de pressão por palmilha. Cada uma está acoplada a uma placa de controle que contém circuito intermediário de interface e um microcontrolador. Em uma das placas, está acoplado também um sistema de vibração que servirá ao propósito de gerar estimulação tátil ao usuário. As placas de controle e o módulo de estimulação podem ser posicionados em diferentes pontos do membro inferior. A Figura 1 ilustra os elementos que compõem o sistema e seu funcionamento.

Em relação aos componentes de medição e atuação, foram escolhidos sensores de pressão FSR A201 (Tekscan, Estados Unidos) e motores de vibração de pequeno porte (Precision Microdrives, Alemanha). Como circuitos de interface entre os sensores, motores e o microcontrolador, foram utilizados respectivamente um divisor de tensão simples e um *driver* de corrente.

Acerca do hardware, o microcontrolador utilizado foi o MSP430 RF2500 (Texas Instruments, Estados Unidos). Tal dispositivo já possui embarcado o *transceiver* CC2500, que utiliza o protocolo proprietário SimpliciTI para comunicação. Dessa forma, para garantir a comunicação do sistema com um PC para *debugging*, monitoramento e calibração, é necessário um módulo MSP430 adicional.

O software embarcado no microcontrolador atua em duas frentes. São elas “Palmilha esquerda”, cujo papel é somente de tratamento e envio de dados, e “Palmilha direita”, cujo papel engloba também o acionamento dos motores. Os fluxogramas ilustrados nas Figuras 2 e 3 descrevem o funcionamento de cada palmilha.

**Posicionamento dos sensores** – De maneira a encontrar o melhor compromisso entre quantidade de sensores embarcados na palmilha e precisão da estimativa da descarga de peso em cada pé, foi realizado procedimento experimental para verificação da distribuição de peso. O procedimento consistiu na manutenção da posição de pé em um baropodômetro (Biomech Studio, Logan Engineering, Estados Unidos) durante 10 segundos para medição da distribuição de peso entre diferentes áreas do pé. O equipamento forneceu as medidas de força e área de descarga de peso para 10 regiões plantares distintas: T1 (hálux), T2345 (dedos 2 a 5), M1-5 (metatarsos 1 a 5), MF (mediopé), MH (região medial do calcâneo), LH (região lateral do calcâneo). Os dados foram coletados após parecer favorável do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, sob o número 199.318.

Participaram dessa etapa do estudo 19 indivíduos hígidos: 15 homens ( $25,6 \pm 5,1$  anos de idade,  $78,6 \pm 13,1$  Kg e  $175,9 \pm 6,6$  cm de altura) e 4 mulheres ( $26,8 \pm 4,4$  anos de idade,  $51,5 \pm 1,7$  Kg e  $160,5 \pm 3,7$  cm de altura).

**Calibração dos sensores** – Para atingir seu objetivo de forma mais efetiva, é necessário que o sistema possua sensores calibrados. A calibração do sistema de condicionamento do sinal da palmilha visa inicialmente eliminar a possibilidade de saturação dos sensores FSR, e em seguida obter maior precisão nas medidas utilizadas. Para tanto, ambas as palmilhas foram submetidas a testes com uma balança analógica, chapa rígida e presilhas que permitiram variar de forma controlada a pressão aplicada na palmilha. Os dados medidos foram enviados para PC e processados em Matlab (Mathworks, Estados Unidos).

Para descrever o procedimento de calibração efetuado, considera-se que o circuito de condicionamento de sinal dos sensores FSR da palmilha consiste em um divisor de tensão formado por um sensor FSR e um potenciômetro. Para avaliar corretamente qual seria o valor ideal para o resistor variável, foram conduzidos testes que consistiram em variar o potenciômetro de 10 a 300 kOhms, com um passo de 50 kOhms, e aplicar a cada iteração pesos de 0 a 100 kg (passo de 10 kg), com um intervalo de 10 segundos para cada.



Figura 2. Fluxograma ilustrativo da “Palmeira esquerda”.



Figura 3. Fluxograma ilustrativo da “Palmeira direita”.

Esse teste possibilitou a visualização do sinal dos sensores em vários pesos possíveis, e assim a associação de resistências ideais para cada faixa de peso para a qual o sensor esteja submetido. Uma vez escolhida a resistência que fornecia sensibilidade adequada, foi possível calcular ganhos correspondentes para efetivamente calibrar os sensores.

### Resultados

**Posicionamento dos sensores** – A Tabela 1 lista os resultados obtidos nos testes para determinação do posicionamento dos sensores. Os dados indicam uma maior concentração de força nas regiões MH, LH, MF e M1. Além disso, não indicam grande divergência entre os dados para o pé direito e esquerdo.

**Calibração dos sensores** – Conforme procedimento descrito na seção anterior, os sensores foram calibrados com auxílio de balança analógica e presilhas de pressão ajustável. A Figura 4 ilustra os dados medidos por um

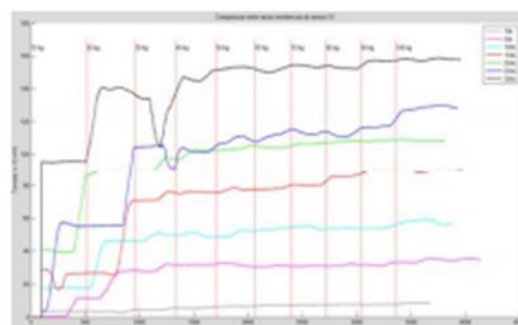


Figura 4. Medidas obtidas em um sensor durante procedimento de calibração.

dos sensores. Os dados ilustram as medidas obtidas para diferentes valores de peso ao se utilizar diferentes resistências no circuito de condicionamento do FSR. Algumas flutuações observadas nas medidas podem ser justificadas pela manipulação das presilhas de pressão, que não apresentam comportamento suave.

### Discussão

Os resultados obtidos até o momento indicam que a tecnologia possui potencial para proporcionar benefício funcional à população de interesse. O projeto do sistema levou em consideração princípios de baixo custo e simplicidade na interface com o usuário. Dessa forma, é possível conceber a utilização do dispositivo para treinamentos em casa e sem a presença de um profissional de saúde. Além disso, deve-se mencionar que o módulo de retorno vibrotátil pode ser posicionado em diferentes partes do membro inferior, permitindo assim que o usuário escolha o melhor local para receber o estímulo.

Em relação aos testes realizados, acerca dos experimentos com indivíduos hígidos para auxiliar no posicionamento dos sensores, tal procedimento permitiu de fato selecionar o tipo e a quantidade de sensores utilizados. Com base nos dados de área de descarga de peso em cada região e considerando a geometria dos sensores (que possui não apenas o elemento-sensor, mas também filamentos que não podem ser dobrados), foram escolhidos 4 sensores para medir a descarga de peso em cada pé. A Figura 5 ilustra o posicionamento final dos sensores.

Por fim, o procedimento para calibração dos sensores foi fundamental para permitir uma validação preliminar da funcionalidade do sistema. Pode-se observar na Fig. 4 que algumas resistências de calibração de fato permitiram obter sensibilidade maior de medição, enquanto que, ao utilizar-se outras resistências, não houve variação perceptível na medida para diferentes pesos aplicados.





Figura 5. Foto ilustrativa do posicionamento dos sensores nas palmilhas.

Tabela 1: Distribuição de peso em indivíduos hígidos.

Região	Pé	Área [cm <sup>2</sup> ]	Área [%]	Força [Kgf]	Força [%]
T1	E	4,6	3,9±3,5	1,7	1,9±1,9
	D	7,3	5,8±3,9	3,0	3,6±3,0
T2345	E	1,6	1,4±2,1	0,4	0,4±0,6
	D	4,5	3,5±4,1	1,7	1,9±3,3
M1	E	18,5	13,2±2,1	13,4	12,1±2,1
	D	17,7	11,8±2,2	12,1	11,45±2,7
M2	E	9,5	6,9±1	8,8	8,4±2,4
	D	10,3	6,8±1,2	8,7	8,4±1,5
M3	E	10,0	7,3±1,2	9,7	9,3±2,5
	D	10,0	7,0±1,1	8,0	8,5±2,2
M4	E	10,7	7,5±1,7	10,6	9,3±2,5
	D	10,2	7,1±0,9	7,9	8,3±2,0
M5	E	11,5	8,2±2,3	7,4	6,6±2,6
	D	14,0	9,3±1,9	8,4	7,8±2,0
MF	E	25,2	18,0±10,8	17,1	13,6±11,4
	D	26,8	18,1±9,1	15,5	14,0±9,8
MH	E	24,3	16,8±3,0	21,8	19,1±4,4
	D	25,2	16,2±3,3	23,0	20,4±6,0
LH	E	25,0	16,9±4,5	23,5	19,3±7,2
	D	22,5	14,5±4,1	16,9	15,6±4,4

### Conclusão

Nesse trabalho foi descrito o desenvolvimento e testes iniciais de dispositivo indutor de distribuição simétrica de peso corpóreo. Tal tecnologia pode auxiliar no treinamento de indivíduos que possuem deficiência nos membros inferiores, condição muitas vezes corrente após AVE. O sistema é baseado em palmilhas instrumentadas e mecanismo de estimulação vibrotátil que fornece informação em tempo real ao usuário para correção da descarga de peso. Nesse trabalho, foi descrito o projeto do sistema, bem como testes realizados com indivíduos hígidos para encontrar o posicionamento ideal dos sensores e o procedimento de calibração destes.

Como trabalhos futuros, pretende-se inicialmente realizar testes adicionais com o subsistema de estimulação tátil. Com base em diferentes modelos de motores de vibração, pretende-se avaliar qual solução permite obter maior sensibilidade ao usuário. Além disso, pretende-se verificar quais tipos de estímulo provocam as reações mais adequadas na população de interesse. Por exemplo, enquanto alguns indivíduos podem instintivamente remover o peso daquele membro em que é aplicada a estimulação, outros podem reagir de forma oposta, intensificando a descarga em tal membro. Por fim, pretende-se realizar testes em sujeitos que sofreram AVE para avaliar a funcionalidade completa do sistema.

### Agradecimentos

Gostaríamos de agradecer especialmente aos voluntários que participaram do protocolo experimental realizado no estudo.

### Referências

- [1] Langhorne, P., F. Coupar, and A. Pollock, Motor recovery after stroke: a systematic review. *The Lancet Neurology*, 2009. 8(8):741-754.
- [2] Cheng, P., Wu, S., Liaw, M., Wong, A., and Tang, F., Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2001. 82(12):1650-1654.
- [3] Genthon, N., Rougier, P., Gissot, A., Froger, J., Pélissier, J., and Pérennou, D., Contribution of Each Lower Limb to Upright Standing in Stroke Patients. *Stroke*, 2008. 39(6):1793-1799.
- [4] Geurts, A., de Haart, M., van Nes, I., and Duysens, J., A review of standing balance recovery from stroke. *Gait & Posture*, 2005. 22(3):267-281.
- [5] Cheng, P., Wu, S., Liaw, M., Wong, A., and Tang, F., The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1998. 79(9):1043-1046.
- [6] Mudie, M., Winzeler-Mercay, U., Radwan, S., and Lee, L., Training symmetry of weight distribution after stroke: a randomized controlled pilot study comparing task-related reach, Bo bath and feedback training approaches. *Clinical Rehabilitation*, 2002. 16(6):582-592.

## ANEXOS

## ANEXO 1- Aprovação em Comitê de Ética em Pesquisa

FACULDADE DE CIÊNCIAS DA  
SAÚDE DA UNIVERSIDADE DE  
BRASÍLIA - CEP/FS-UNB



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** Efeito do treino funcional com inclusão de tecnologia para indução de simetria na distribuição do suporte de peso e nos padrões de ativação muscular e cerebral em pessoas com hemiparesia crônica.

**Pesquisador:** MONIKE BARROS CAMARGOS

**Área Temática:**

**Versão:** 3

**CAAE:** 07791412.8.0000.0030

**Instituição Proponente:** Faculdade de Ceilândia - FUNDACAO UNIVERSIDADE DE BRASILIA

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 199.318

**Data da Relatoria:** 30/01/2013

**Apresentação do Projeto:**

Trata-se de um projeto de doutorado de Monike Barros Camargos, que será orientado pelo Prof. Dr. Emerson Fachin Martins, do programa de pós-graduação em Ciências e Tecnologia da Saúde, da UnB/FCE. Segundo o relatado no projeto existem várias formas de se fazer reabilitação de pessoas com hemiparesia com a melhora da capacidade funcional, na maioria das quais se procura fazer o paciente ficar mais simétrico. Contudo, não se sabe se o paciente mais simétrico é realmente o que possui mais vantagens e também não se sabe qual forma de tratamento determina melhores resultados relacionados à capacidade funcional e à qualidade de vida. Sessenta (60) sujeitos de pesquisa serão distribuídos em sessões de exercícios supervisionados por um fisioterapeuta serão realizadas 03 (três) vezes por semana, durante 12 semanas. Durante as sessões de exercícios, o grupo que utilizará as palmilhas desenvolvidas para informar como o peso do corpo está sendo distribuído, durante o seu treinamento de atividades funcionais, verificando a atividade elétrica do seu cérebro e dos seus músculos e a repercussão disso na qualidade de vida do sujeito com hemiparesia. O ensaio clínico, aleatorizado controlado, triplo-cego, avaliará a distribuição do suporte de peso corporal, ativação hemisférica cerebral, recrutamento muscular de membros inferiores, qualidade de vida e desempenho ocupacional. O grupo experimental será formado por conveniência de indivíduos com hemiparesia crônica após um AVE, do banco de dados do Projeto de Extensão do grupo de pesquisa - *¿Viver sem limites em*

Endereço: Facul. de Ciências da Saúde-Campus Darcy Ribeiro  
Bairro: Lago Sul CEP: 70.910-900  
UF: DF Município: BRASILIA  
Telefone: (61)3307-2113 Fax: (61)3307-3799 E-mail: cepfs@unb.br

FACULDADE DE CIÊNCIAS DA  
SAÚDE DA UNIVERSIDADE DE  
BRASÍLIA - CEP/FS-UNB



um corpo pela metade, (Faculdade de Ceilândia, UnB). É apresentado com detalhamento os procedimentos de coleta e análise de dados. Os resultados esperados devem favorecer a melhoria da qualidade de vida de pacientes com hemiparesia, podendo haver uma incorporação das palmilhas aos tratamentos.

**Objetivo da Pesquisa:**

2.1. Objetivo Geral

O objetivo deste estudo é verificar o efeito do treino funcional com inclusão de tecnologia para indução da simetria na distribuição do suporte de peso e nos padrões de ativação muscular e cerebral de pessoas com hemiparesia crônica, investigando a repercussão desta intervenção na qualidade de vida destes sujeitos.

2.2. Objetivos Específicos

- Avaliar o efeito de um protocolo individualizado e orientado para as queixas nas medidas de distribuição do suporte de peso e nos padrões de ativação cerebral e muscular;
- Avaliar o efeito da adição de retroalimentação vibratória que informa sobre assimetrias na distribuição do suporte de peso quando associada ao protocolo individualizado e orientado para as queixas nas medidas de distribuição do suporte de peso e no padrão de ativação cerebral e muscular;
- Comparar o efeito dos protocolos sem e com indução de simetria na qualidade de vida e atividades ocupacionais de pessoas com hemiparesia crônica.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Segundo relatado a pesquisa aparentemente não oferece riscos, embora utilize eletrodos fixados na cabeça e nas coxas. Os possíveis benéficos são para pessoas que sofreram derrame, com a possível indicação do melhor tipo de treinamento para se alcançar uma maior capacidade funcional, também é sugerida a incorporação das palmilhas nos serviços de saúde, caso se mostrem eficazes.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Foram apresentados de forma clara os critérios de inclusão e exclusão. A análise de currículos permitiu concluir que os pesquisadores têm experiência na área do projeto de doutorado. Segundo o informado, o projeto em questão foi submetido ao Edital Universal MCTI/CNPQ N.14/ 2012 para obtenção de recursos. A previsão de execução do estudo é a partir outubro de 2012 até fevereiro de 2015.

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

A folha de rosto contém a assinatura de um dos pesquisadores do projeto, o que pode caracterizar-se como conflito de interesses. Os memorandos de encaminhamento da pesquisadora

Endereço: Facul. de Ciências da Saúde-Campus Darcy Ribeiro  
Bairro: Lago Sul CEP: 70.910-900  
UF: DF Município: BRASÍLIA  
Telefone: (61)3307-2113 Fax: (61)3307-3799 E-mail: cepfs@unb.br



FACULDADE DE CIÊNCIAS DA  
SAÚDE DA UNIVERSIDADE DE  
BRASÍLIA - CEP/FS-UNB



e do orientador, o termo de responsabilidade e de compromisso da pesquisadora, o termo de concordância do diretor em exercício da UnB/FCE Prof. Dr. Emerson Fachin Martins e do responsável pelo laboratório de habilidades Terapêuticas Prof.Dr. João Paulo Matheus, estão instruídos adequadamente. É apresentado o projeto e o TCLE adequadamente elaborados.

**Recomendações:**

O projeto parece estar dentro dos requisitos para o que se propõe, com as informações pertinentes apresentadas de forma clara e concisa. Contudo, recomendamos a substituição da folha de rosto, em que deve ser alterado o representante da direção que a assina.

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

A recomendação foi acatada pela pesquisadora, e a folha de rosto substituída.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

O documento de aprovação estará disponível na secretaria do cep a partir do dia 28/02/13

BRASILIA, 19 de Fevereiro de 2013



---

**Assinador por:**  
**Natan Monsores de Sá**  
**(Coordenador)**

Endereço: Facul. de Ciências da Saúde-Campus Darcy Ribeiro  
Bairro: Lago Sul CEP: 70.910-900  
UF: DF Município: BRASILIA  
Telefone: (61)3307-2113 Fax: (61)3307-3799 E-mail: cepfs@unb.br


## ANEXO 2 - Processo de Pedido de Patente de Invenção registrado junto ao INPI.

< Uso exclusivo do INPI >


 INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL  
 BRASÍLIA - DF  
 08/10/2015 01215000277  
 10:28 DEDF  
  
 BR 10 2015 025668 0

Espaço reservado para o protocolo      Espaço reservado para a etiqueta      Espaço reservado para o código QR

---


**INPI** INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL  
 Sistema de Gestão da Qualidade  
 Diretoria de Patentes

<b>DIRPA</b>	Tipo de Documento: <b>Formulário</b>	DIRPA	Página: 1/3
Título do Documento:	<b>Depósito de Pedido de Patente</b>	Código: FQ001	Versão: 2
		Procedimento: DIRPA-PQ006	

**Ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial:**  
O requerente solicita a concessão de um privilégio na natureza e nas condições abaixo indicadas:

1. **Depositante (71):**
  - 1.1 Nome: Fundação Universidade de Brasília
  - 1.2 Qualificação:
  - 1.3 CNPJ/CPF: 00.038.174/0001-43
  - 1.4 Endereço Completo: Universidade de Brasília Campus Universitário Darcy Ribeiro
  - 1.5 CEP: 70904-970
  - 1.6 Telefone: (61)3107-4100      1.7 Fax: (61)3107-4136
  - 1.8 E-mail: nupitecsedt.unb.br

continua em folha anexa

---

2. **Natureza:**     Invenção       Modelo de Utilidade       Certificado de Adição

---

3. **Título da Invenção ou Modelo de Utilidade (54):**

DISPOSITIVO CONTENDO SISTEMA ELETRÔNICO E PALMILHA, PARA INDUÇÃO DE SIMETRIA NA DISTRIBUIÇÃO DO SUPORTE DE PESO ENTRE OS PÉS

continua em folha anexa

---

4. **Pedido de Divisão: do pedido N°**      **Data de Depósito:**

---

5. **Prioridade:**       Interna (66)       Unionista (30)

O depositante reivindica a(s) seguinte(s):

País ou Organização do depósito	Número do depósito (se disponível)	Data do depósito

continua em folha anexa



**INPI** INSTITUTO  
NACIONAL  
DA PROPRIEDADE  
INDUSTRIAL

INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL  
Sistema de Gestão da Qualidade  
Diretoria de Patentes

<b>DIRPA</b>	Tipo de Documento:	Formulário	DIRPA	Página:	2/3
	Título do Documento:		Código:	versão:	
<b>Depósito de Pedido de Patente</b>			FQ001	2	
			Procedimento:		

**6. Inventor (72):**

Assinale aqui se o(s) mesmo(s) requer(em) a não divulgação de seus nome(s), neste caso não preencher os campos abaixo.

6.1 Nome: Emerson Fachin Martins

6.2 Qualificação: Fisioterapeuta

6.3 CPF: 163.770.148-99

6.4 Endereço Completo: Colina, Bloco J, Apartamento 408, Brasília, DF

6.5 CEP: 70904-110

6.6 Telefone: (61)3107-4128

6.7 FAX:

6.8 E-mail: nupitec@cdt.unb.br

continua em folha anexa

**7. Declaração de divulgação anterior não prejudicial.**

Artigo 12 da LPI – período de graça.

Informe no item 11.13 os documentos anexados, se houver.

**8. Declaração na forma do item 3.2 da Instrução Normativa PR nº 17/2013:**

Declaro que os dados fornecidos no presente formulário são idênticos ao da certidão de depósito ou documento equivalente do pedido cuja prioridade está sendo reivindicada.

**9. Procurador (74):**

9.1 Nome:

9.2 CNPJ/CPF:

9.3 APROAB:

9.4 Endereço Completo:

9.5 CEP:

9.6 Telefone:

9.7 FAX:

9.8 E-mail:

continua em folha anexa

**10. Listagem de seqüências biológicas.**

Informe nos itens 11.9 a 11.12 os documentos anexados, se houver.


**INPI** INSTITUTO  
NACIONAL  
DA PROPRIEDADE  
INDUSTRIAL

**INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL**  
Sistema de Gestão da Qualidade  
Diretoria de Patentes

<b>DIRPA</b>	Tipo de Documento:	Formulário	DIRPA	Página:	3/3
	Título do Documento:	<b>Depósito de Pedido de Patente</b>		Código:	FQ001
				Procedimento:	DIRPA-PQ006

**11. Documentos Anexados:**

(Assinale e indique também o número de folhas):

(Deverá ser indicado o número total de somente uma das vias de cada documento).

	Documentos Anexados		folhas
<input checked="" type="checkbox"/>	11.1	Guia de Recolhimento da União (GRU).	1
<input type="checkbox"/>	11.2	Procuração.	
<input type="checkbox"/>	11.3	Documentos de Prioridade.	
<input type="checkbox"/>	11.4	Documento de contrato de trabalho.	
<input checked="" type="checkbox"/>	11.5	Relatório descritivo.	10
<input checked="" type="checkbox"/>	11.6	Reivindicações.	3
<input checked="" type="checkbox"/>	11.7	Desenho(s) (se houver). Sugestão de figura a ser publicada com o resumo: n°, <u>  6  </u> por melhor representar a invenção (sujeito à avaliação do INPI).	3
<input checked="" type="checkbox"/>	11.8	Resumo.	1
<input type="checkbox"/>	11.9	Listagem de seqüências em arquivo eletrônico: _____ nº de CDs ou DVDs (original e cópia).	
<input type="checkbox"/>	11.10	Código de controle alfanumérico no formato de código de barras referente às listagem de seqüências.	
<input type="checkbox"/>	11.11	Listagem de seqüências em formato impresso.	
<input type="checkbox"/>	11.12	Declaração relativa à Listagem de seqüências.	
<input checked="" type="checkbox"/>	11.13	Outros (especificar) Ato da Reitoria n. 0432/2014 e Estatuto da UnB	5

**12. Total de folhas anexadas:** 23 fls.

**13. Declaro, sob as penas da Lei que todas as informações acima prestadas são completas e verdadeiras.**
BRASÍLIA 08 DE OUTUBRO DE 2015  
Local e Data

  
Assinatura e Carimbo

**Prof. Paulo Suarez**  
Diretor CDT  
Matrícula: 891384

**ANEXO 3 - Manuscrito aceito na Revista de Ciências da Saúde/Revista de Atenção à Saúde.**

**Comportamento da distribuição do suporte de peso em pé em pessoas com hemiparesia crônica: revisão com metanálise**

*Behavior of weight-bearing distribution on standing in people with chronic hemiparesis: a review with meta-analysis*

Monike B. Camargos<sup>1</sup>; Hudson A. Pinheiro<sup>2</sup>; Michelle Rabelo<sup>3</sup>; Roberto Baptista<sup>4</sup>; Emerson F. Martins<sup>5</sup>

Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologias em Saúde, Faculdade de Ceilândia, Universidade de Brasília, UnB, Brasília (DF), Brasil

1 Fisioterapeuta, Doutoranda em Ciências e Tecnologias em Saúde, Faculdade de Ceilândia, Universidade de Brasília, Brasília (DF), Brasil.

2 Fisioterapeuta, Mestre em Gerontologia pela Universidade Católica de Brasília, Brasília (DF), Brasil.

3 Fisioterapeuta, Doutoranda em Ciências e Tecnologias em Saúde, Faculdade de Ceilândia, Universidade de Brasília, Brasília (DF), Brasil.

4 Engenheiro, Doutorando em Engenharia de Sistemas Eletrônicos e de Automação pela Universidade de Brasília, Brasília (DF), Brasil.

5 Fisioterapeuta, PhD, Professor Adjunto da Faculdade de Ceilândia, Universidade de Brasília, Brasília (DF), Brasil.

**RESUMO** | Embora seja relatada a ideia de que pessoas com hemiparesia crônica possuem distribuição assimétrica do suporte de peso em pé, algumas evidências também apontam distribuições simétricas nesta população. Assim, esta revisão teve por objetivo levantar pesquisas que investigassem a distribuição do suporte de peso em pé em sujeitos que adquiriram hemiparesia crônica decorrente de Acidente Vascular Encefálico (AVE) identificando qual comportamento de suporte de peso foi descrito por estes autores para esta população. Foram consultadas as bases de dados PUBMED, EMBASE, COCHRANE, CINAHL e SCIELO, até Outubro de 2015. Destacou-se das referências selecionadas informações como: (1) medidas de distribuição do suporte de peso, (2) equipamentos utilizados para medir essa distribuição, (3) informações disponíveis sobre as propriedades psicométricas do instrumento utilizado e (4) ideia apresentada sobre o tipo de distribuição no suporte de peso. Dentre as referências encontradas, aquelas que apresentaram dados obtidos a partir de balanças digitais e que permitiam o cálculo de uma razão de simetria foram usadas para metanálise. Observou-se na maioria dos estudos, assim como mencionado previamente, que prevaleceu a ideia de que os indivíduos com hemiparesia crônica possuem distribuição assimétrica do suporte de peso com sobrecarga do hemicorpo não-parético. No entanto, a heterogeneidade dos estudos, a falta de parâmetros para se definir quais são os limites do que seria simetria no suporte de peso e a poucas informações sobre as propriedades psicométricas dos instrumentos utilizados apontam para necessidade de estudos adicionais. **Descritores** | Transtornos Cerebrovasculares; Hemiplegia; Equilíbrio Postural; Suporte de Carga; Revisão.

**ABSTRACT** | Although has been recorded the idea that chronic hemiparesis people present asymmetric distribution of the weight-bearing during upright position, some evidences also



point symmetric distribution in this population. Then, this review aimed to browse researches investigating weight-bearing distribution on quiet stance from subjects with hemiparesis after stroke identifying which weight-bearing behavior has been described by authors in this population. Data-bases as PUBMED, EMBASE, COCHRANE, CINAHL e SCIELO were browsed until October 2015. It was highlighted from the selected references information as: (1) weight-bearing distribution measurements, (2) used devices to measure this distribution, (3) available information about psychometric properties of the used device and (4) presented idea about type of weight-bearing distribution. Among found references, those presenting data obtained by digital scales and allowing calculation of symmetry ratio were used for meta-analysis. In the majority of studies, as previous mentioned, it was observed that was prevalent the idea affirming that subjects with chronic hemiparesis have asymmetric distribution overloading non-paretic hemibody. However, the heterogeneity among studies, the lack of parameters to define limits to define weight-bearing symmetry and little information about psychometric properties of the used devices pointing to necessity of additional studies. **Keywords:** Cerebrovascular Disorders; Hemiplegia; Postural Balance; Weight-Bearing; Review

## INTRODUÇÃO

Instabilidades posturais estão comumente presentes em sobreviventes de Acidente Vascular Encefálico (AVE) e são descritas na hemiparesia crônica como estando associadas às deficiências estruturais e funcionais que promovem uma distribuição assimétrica no suporte de peso entre os hemicorpos<sup>1-4</sup>.

Os profissionais que trabalham com reabilitação física costumam aceitar a ideia de que as pessoas que adquiriram hemiparesia apresentam, na posição ortostática, distribuição assimétrica do suporte de peso com sobrecarga sobre o hemicorpo não-parético<sup>2-5</sup>.

Fundamentados nesta ideia, muito profissionais estabelecem programas de reabilitação cujos objetivos incluem a indução da simetria nesta postura, justificada no pressuposto de que a simetria esteja associada a ganhos funcionais.

Entretanto, ao observar evidências científicas que estudaram o suporte de peso de pessoas com hemiparesia, pouco consenso se encontra quanto aos reais benefícios de um suporte simétrico nesta postura, sendo encontrados tanto resultados que apontam ganhos funcionais em indivíduos com suporte mais simétrico<sup>1,2,6</sup> quanto resultados que sugerem ser o desempenho funcional não afetado pela assimetria<sup>7,8</sup>. Além disso, mais recentemente foi descrito que pessoas com hemiparesia podem apresentar diferentes comportamentos de suporte de peso em pé, inclusive suporte simétrico, desde que seja estabelecida uma referência dos limites que definem o que é uma distribuição simétrica<sup>5,9,10</sup>.

Considerando as divergências encontradas, antes de se estabelecer a ideia de que simetria esteja associada ou não a ganhos funcionais é necessário melhor definir o comportamento de suporte de peso em pé destes indivíduos. Assim, esta revisão de literatura e metanálise tiveram como objetivo avaliar o comportamento de suporte de peso em pé em sujeitos com hemiparesia crônica decorrente de AVE.

## METODOLOGIA

### Estratégias de busca

Artigos publicados até Outubro de 2015 foram levantados nas bases de dados PUBMED, EMBASE, COCHRANE, CINAHL e SCIELO, utilizando combinação e sinônimos dos

descritores: acidente vascular encefálico, postura, equilíbrio, distribuição de peso, suporte de carga, bípede, postura ereta, e funcional.

Foram incluídas nesta revisão as referências que: (1) possuíam amostras compostas por adultos capazes de permanecerem de pé; (2) trabalharam com sujeitos com hemiparesia adquirida a um mínimo de seis meses após AVE e (3) utilizaram medidas de distribuição do suporte de peso na posição de pé. Para as referências que apresentavam estudos com intervenção terapêutica, consideraram-se somente as medidas obtidas antes da intervenção. Foram excluídas da revisão as referências que: (1) não especificavam faixa etária da sua amostra; (2) utilizavam indivíduos com hemiparesia adquirida por outras causas que não fossem cerebrovasculares e (3) investigavam sujeitos na fase aguda/subaguda após o AVE (menos de seis meses após o evento).

Dois examinadores analisaram os resumos de cada uma das referências levantadas para identificar os critérios de elegibilidade. Uma vez incluída, a referência era localizada na íntegra e suas referências bibliográficas foram checadas para identificar possíveis referências não encontradas nas buscas iniciais, mas que pudessem atender aos critérios de inclusão. Um terceiro examinador solucionou divergências.

### Extração e análise das informações

As informações dos artigos selecionados foram extraídas por dois examinadores, sendo que o terceiro examinador foi consultado no caso de divergências. Foram extraídos os seguintes dados dos artigos selecionados: a) Autores e ano de publicação; b) qualidade do estudo; c) delineamento do estudo; d) número de participantes; e) presença ou não de grupo controle; f) medida de simetria/assimetria na distribuição do suporte de peso; g) cálculo da medida de simetria/assimetria no suporte de peso; h) instrumento utilizado para avaliação da distribuição do peso; i) avaliação ou não das propriedades psicométricas do instrumento utilizado; j) ideia apresentada pelos autores sobre distribuição do suporte de peso (Tabela 1).

A qualidade das referências foi determinada pelo Índice de Newcastle-Ottawa (NOS)<sup>11</sup>, para os estudos transversais de caso-controle, e pela Escala PEDro de Fisioterapia em Evidência<sup>12</sup>, para os ensaios clínicos randomizados. Os estudos que não possuíam grupo controle não puderam ter sua qualidade metodológica analisada. Dois examinadores avaliaram a qualidade dos estudos selecionados.

A Razão de Simetria (RS) foi extraída dos estudos que utilizaram balanças digitais para medida da distribuição do suporte de peso, sendo definida pela divisão dos valores do peso aferidos no hemicorpo parético sobre os valores do hemicorpo não-parético conforme descrito previamente em outros estudos<sup>5,9,10</sup>.

Utilizou-se o *software Comprehensive Meta-Analysis 3.0 (Biostat, Englewood, NJ)* e adotou-se intervalo de confiança de 95%. O gráfico de *forest-plot* foi construído com o *software Excel* considerando a média e o desvio-padrão consultados nas referências.

## RESULTADOS

A busca inicial resultou em 87 resumos. Após análise dos critérios de inclusão, considerou-se 67 resumos relevantes, dos quais resultou em 20 selecionados para a revisão final (Figura 1).

Das 20 referências, 11 foram avaliados quanto a sua qualidade (Tabela 1). Dentre as referências com qualidade avaliada, 06 estudos não apresentaram boa qualidade metodológica, sendo três transversais<sup>19-21</sup> e três ensaios clínicos randomizados<sup>17,18,22</sup>. A tabela 1 permitiu observar que a maioria dos artigos utilizou delineamento observacional transversal (65%), sendo encontrados ainda 05 ensaios clínicos randomizados (25%) e uma minoria de estudos de caráter mais descritivo (10%).

O tamanho das amostras variou muito de um estudo para outro e somente 55% das pesquisas utilizaram grupo controle, sendo que somente os estudos com grupo controle puderam ter sua qualidade metodológica avaliada. As formas de se medir simetria no suporte também variou entre os estudos. Em 55% dos estudos o instrumento utilizado foram plataformas de força, 25% usaram balanças digitais e dois estudos utilizaram sistema de baropodometria.

Somente 15% das referências descreveram ou calcularam propriedades psicométricas das medidas, sendo que, em uma delas, as propriedades psicométricas foram extraídas de medidas feitas em pessoas sem hemiparesia.

Na maioria dos estudos, as medidas de simetria/assimetria na distribuição do suporte de peso foram apresentadas em função do peso corporal, na forma de porcentagem do peso<sup>14,20,22,24,26</sup> ou do componente vertical da força de reação do solo no membro inferior parético ou não-parético<sup>18,23,25,27,29</sup>. Enquanto que, os estudos remanescentes calcularam índice ou razão de simetria entre os membros afetado e não-afetado<sup>6</sup>, além de deslocamento do centro de pressão<sup>13</sup>, área do diâmetro circular resultante da pressão, em função da carga em cada pé<sup>15</sup>, ou apresentaram somente valores brutos referentes a carga nos membros inferiores<sup>31</sup>.

A maioria das pesquisas (80%) consideraram que o sujeito com hemiparesia possui um comportamento de suporte de peso assimétrico com sobrecarga do hemicorpo não-parético, frente a 20% de estudos que apontaram evidências de que nesta população é possível se observar outros comportamentos como simetria e assimetria com sobrecarga do hemicorpo parético.

A metanálise feita com as quatro referências<sup>5,28,30,31</sup> que permitiram um cálculo de Razão de Simetria (RS) e apontaram uma média abaixo de 1 que indica um sobrecarga no hemicorpo não-parético (Figura 2). Entretanto, o desvio padrão de alguns estudos e da própria resultante da metanálise apontam a possibilidade de RS indicativa de comportamento simétrico e assimétrico com sobrecarga do hemicorpo parético. Um dos estudos que utilizou balança digital na avaliação da distribuição do suporte de peso foi excluído da metanálise, porque a RS média dos participantes estava fora do intervalo de confiança de 95%.<sup>24</sup>

## DISCUSSÃO

Esta revisão mostrou que informações sobre o comportamento de distribuição do suporte na postura em pé são bastante descritas na população de pessoas com hemiparesia (67 resumos relevantes foram encontrados). Ainda, apontou que este comportamento é estudado por meio de uma variedade de medidas adquiridas em três principais instrumentos de medida: as plataformas de força, as plataformas de baropodometria e as balanças digitais. As plataformas de força são consideradas, pela maioria dos trabalhos, o padrão ouro para este tipo de análise<sup>10,32-36</sup>.

Apesar da diversidade de publicações na temática de distribuição do suporte de peso na postura em pé de sujeitos com hemiparesia, quando a busca desta temática é combinada por meio dos termos suporte de carga ou suporte de peso (*Weight-bearing*, na versão em inglês), um número limitado de referências foram encontradas (87 resumos). A análise mais detalhada das referências na íntegra mostrou uma variedade de métodos publicados para tratar de um mesmo objeto. Diversidade maior ainda foi observada quanto às medidas obtidas por estes métodos, o que possibilitou uma metanálise de apenas quatro estudos (Figura 2).

O tamanho da amostra nos estudos variou consideravelmente, sendo encontrado desde amostras bem pequenas em trabalhos que apresentaram estudos de caso ou série de casos<sup>29,31</sup> até amostras maiores com mais de 10 sujeitos. Estudo analisando recrutamento, presença e adesão a protocolos de tratamento por sobreviventes de AVE mostrou que a cada 150 pacientes triados em 14 meses para protocolo de ensaio clínico randomizado, 10 foram recrutados, tendo sido observadas taxa de presença de 72% e adesão de 97% ao protocolo<sup>37</sup>.

Tais dificuldades metodológicas poderiam justificar o tamanho reduzido das amostras observado em algumas referências.

Nesta revisão, os estudos que não utilizaram controles para definir parâmetros de simetria tenderam a adotar a tradicional ideia de que o suporte de peso de pessoas com hemiparesia crônica é caracterizado pela distribuição assimétrica com sobrecarga no hemicorpo não-parético. Essa ideia também é predominante na literatura científica que trata do assunto<sup>13-22,24-27, 29 e 31</sup>.

Entretanto, evidências mais recentes que usaram padrões de referência para definir assimetria no suporte inseriram achados que incluem novas perspectivas de análise do suporte de peso na condição de hemiparesia, apresentando sujeitos com hemiparesia em comportamentos distintos do tradicionalmente aceito, ou seja, sujeitos cujo suporte de peso em pé se caracteriza por simetria na distribuição<sup>9,10,23,28,30,38</sup> e assimetria com sobrecarga no hemicorpo parético<sup>39,40</sup>.

A metanálise dos dados sugere que simetria e assimetria para o lado não-parético poderiam ser mascaradas pelo comportamento predominante e tradicionalmente já aceito (assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético). Uma vez adotados métodos que evidenciassem os demais comportamentos de suporte de peso em pé, novas considerações e interpretações poderiam ser refletidas sobre a real contribuição da simetria em proporcionais vantagens ou desvantagens funcionais a esta população.

Segundo alguns dos trabalhos analisados nesta revisão<sup>2,6</sup>, a assimetria no suporte de peso poderia representar uma estratégia adaptativa para compensar os déficits motores e somatossensoriais do membro afetado, permitindo ao indivíduo gerar os ajustes posturais necessários para manutenção da estabilidade postural em uma situação de assimetria. Essa nova perspectiva de análise sugere que as pessoas com hemiparesia poderiam ser treinadas em programas de reabilitação com diferentes estratégias a depender do comportamento de suporte utilizado para garantir sua estabilidade postural em pé<sup>23,38</sup>, sendo inclusive a assimetria uma dessas estratégias<sup>28</sup>.

Pioneiramente introduzido em 2011 por Martins e colaboradores<sup>5</sup> e já utilizado como referência por outros autores<sup>23,38</sup>, a inclusão de um grupo controle que permitiu definir os limites de simetria contribuiu para análises mais detalhadas quanto aos tipos de suporte de peso e a sua influência nas aquisições funcionais em programas de reabilitação. Observou-se nesta revisão sistemática que a ausência de critérios para se julgar o que é assimetria no suporte promoveu divergências nos resultados dos estudos selecionados, indicando que tal cuidado metodológico deve ser aplicado.

## CONCLUSÃO

O presente estudo confirmou uma predominância da tradicional ideia de que as pessoas que convivem com sua deficiência hemiparética a mais de seis meses (crônica) possuem assimetria na distribuição do suporte de peso em pé com sobrecarga no hemicorpo não-parético. Entretanto, ao considerar a heterogeneidade dos estudos, a falta de parâmetros de quais são os limites de simetria e as poucas informações sobre as propriedades psicométricas dos instrumentos utilizados; é possível concluir que estudos mais padronizados, bem parametrizados quanto ao comportamento assimétrico e adequadamente instrumentalizados poderiam introduzir novas perspectivas a serem consideradas na definição de indução de simetria nos programas de tratamento de reabilitação da condição de hemiparesia.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Cheng PT, Liaw MY, Wong MK, Tang FT, Lee MY, Lin PS. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998; 79(9):1043-6.
2. Genthon N, Rougier P, Gissot AS, Froger J, Pelissier J, Perennou D. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. *Stroke.* 2008;39(6):1793-9.
3. Geurts AC, de Haart M, van Nes IJ, Duysens J. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait Posture.* 2005; 22(3):267-81.
4. Tyson SF, Hanley M, Chillala J, Selley A, Tallis RC. Balance disability after stroke. *Phys Ther.* 2006; 86(1):30-8.
5. Martins EF, de Araujo Barbosa PH, de Menezes LT, de Sousa PH, Costa AS. Is it correct to always consider weight-bearing asymmetrically distributed in individuals with hemiparesis? *Physiother Theory Pract.* 2011;27(8):566-71.
6. Chagas EF, Tavares MCGCF. A simetria e transferência de peso do hemiplégico: relação dessa condição com o desempenho de suas atividades funcionais. *Fisioter. Pesqui.* 2001; 8(1):40-50.
7. Camargos AC, Rodrigues-de-Paula-Goulart F, Teixeira-Salmela LF. The effects of foot position on the performance of the sit-to-stand movement with chronic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009; 90(2):314-9.
8. Teixeira-Salmela LF, Lima RCM, Lima LAO, Morais SG, Goulart F. Assimetria e desempenho funcional em hemiplégicos crônicos antes e após programa de treinamento em academia. *Rev Bras Fisioter.* 2005;9(2):227-33.
9. Martins EF, Barbosa PHF de A, Menezes LTd, Sousa PHC, Costa AS. Comparação entre medidas de descarga, simetria e transferência de peso em indivíduos com e sem hemiparesia. *Fisioter Pesqui.* 2011;18(3):228-34.
10. Menezes LTd, Barbosa PHF de A, Costa AS, Mundim AC, Ramos GC, Paz CCdSC, et al. Baropodometric technology used to analyze types of weight-bearing during hemiparetic upright position. *Fisioter. Movi.* 2012; 25(3):583-94.
11. Wells GA, Shea B, O'Connell D, Peterson J, V. W, Losos M, et al. The Newcastle-Ottawa Scale (NOS) for assessing the quality of nonrandomised studies in meta-analyses. [01/09/2013]; Available from: [http://www.ohri.ca/programs/clinical\\_epidemiology/nosgen.pdf](http://www.ohri.ca/programs/clinical_epidemiology/nosgen.pdf).
12. Maher CG, Sherrington C, Herbert RD, Moseley AM, Elkins M. Reliability of the PEDro scale for rating quality of randomized controlled trials. *Phys Ther.* 2003;83(8):713-21.
13. Peurala SH, Könönen P, Pitkänen K, Sivenius J, Tarkka IM. Postural instability in patients with chronic stroke. *Restor Neurol Neurosci.* 2007;25(2):101-8.

14. Hung JW, Chou CX, Hsieh YW, Wu WC, Yu MY, Chen PC, Chang HF, Ding SE. Randomized comparison trial of balance training by using exergaming and conventional weight-shift therapy in patients with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2014; 95(9):1629-37.
15. Lisinski P, Huber J, Gajewska E, Szlapinski P. The body balance training effect on improvement of motor functions in paretic extremities in patients after stroke. A randomized, single blinded trial. *Clin Neurol Neurosurg.* 2012; 114(1):31-6.
16. Dickstein R, Nissan M, Pillar T, Scheer D. Foot-ground pressure pattern of standing hemiplegic patients. Major characteristics and patterns of improvement. *Phys Ther.* 1984; 64(1):19-23.
17. Lee H, Kim H, Ahn M, You Y. Effects of proprioception training with exercise imagery on balance ability of stroke patients. *J Phys Ther Sci.* 2015; 27(1): 1–4.
18. Park CS, Kang KY. The Effects of Additional Action Observational Training for Functional Electrical Stimulation Treatment on Weight Bearing, Stability and Gait Velocity of Hemiplegic Patients. *J. Phys. Ther. Sci.* 2013; 25(3): 1173–1175.
19. Marigold DS, Eng JJ. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait Posture.* 2006; 23(2):249-55.
20. Itotani K, Murakami M., Itotani M., Nagai A, Imabori Y, Fujimoto K, Tanaka M, Kato J. Relationship between the weight-bearing ratio on the affected lower extremity and gait ability using a portable electronic foot sensor shoe (Step Aid®) in hemiplegic stroke patients. *J. Phys. Ther. Sci.* 2015; 27(2), 321–323.
21. Chen HY, Wing AM. Independent control of force and timing symmetry in dynamic standing balance: Implications for rehabilitation of hemiparetic stroke patients. *Hum Mov Sci.* 2012;31(6):1660-9.
22. Song G, Hwangbo G. The effect of a rehabilitational sliding machine and conventional neurological physical therapy on the balance of patients with hemiplegia. *J.Phys. Ther. Sci.* 2015;27(1):171-173.
23. Mansfield A, Danells CJ, Zettel JL, Black SE, McIlroy WE. Determinants and consequences for standing balance of spontaneous weight-bearing on the paretic side among individuals with chronic stroke. *Gait Posture.* 2013; 38(3):428-32.
24. Adegoke BO1, Olaniyi O, Akosile CO. Weight bearing asymmetry and functional ambulation performance in stroke survivors. *Glob J Health Sci.* 2012; 4(2):87-94.
25. Lewek MD1, Bradley CE, Wutzke CJ, Zinder SM. The Relationship Between Spatiotemporal Gait Asymmetry and Balance in Individuals With Chronic Stroke. *J Appl Biomech.* 2014;30(1):31-6.
26. Don Kim K, Lee HJ, Lee MH, Hwangbo G. Effect of ankle-foot orthosis on weight bearing of chronic stroke patients performing various functional standing tasks. *J Phys. Ther. Sci.* 2015; 27(4):1059-1061.

27. Eng JJ, Chu KS. Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(8):1138-44.
28. Pereira LC, Botelho AC, Martins EF. Relationships between body symmetry during weight-bearing and functional reach among chronic hemiparetic patients. *Rev Bras Fisioter.* 2010; 14(3):229-66.
29. Aruin AS, Hanke T, Chaudhuri G, Harvey R, Rao N. Compelled weightbearing in persons with hemiparesis following stroke: the effect of a lift insert and goal-directed balance exercise. *J Rehabil Res Dev.* 2000;37(1):65-72.
30. Balthazar RB, de Sousa PHC, de Araujo-Barbosa PHF, de Menezes LT, Costa AS, Carneiro DVA, da Silva Marães VRF, Martins EF. Could heart rate variability be associated with weight-bearing asymmetries in cerebrovascular diseases? *International Journal of Case Reports and Images* 2012;3(2):1-5.
31. Marklund I, Klassbo M. Effects of lower limb intensive mass practice in poststroke patients: single-subject experimental design with long-term follow-up. *Clin Rehabil.* 2006; 20(7):568-76.
32. Hurkmans HL, Bussmann JB, Benda E, Verhaar JA, Stam HJ. Techniques for measuring weight bearing during standing and walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18(7):576-89.
33. Bohannon RW, Tinti-Wald D. Accuracy of weightbearing estimation by stroke versus healthy subjects. *Percept Mot Skills.* 1991;72(3 Pt 1):935-41.
34. Bohannon RW, Waters G, Cooper J. Perception of unilateral lower extremity weightbearing during bilateral upright stance. *Percept Mot Skills.* 1989;69(3 Pt 1):875-80.
35. Rothstein JM. *Measurement in Physical Therapy.* New York: Churchill Livingstone; 1985.
36. Winstein CJ, Pohl PS, Cardinale C, Green A, Scholtz L, Waters CS. Learning a partial-weight-bearing skill: effectiveness of two forms of feedback. *Phys Ther.* 1996;76(9):985-93.
37. Scianni A, Teixeira-Salmela LF, Ada L. Challenges in recruitment, attendance and adherence of acute stroke survivors to a randomized trial in Brazil: a feasibility study. *Rev Bras Fisioter.* 2012;16 (1):40-5.
38. Lu RR, Li F, Wu Y, Hu YS, Xu XL, Zou RL, Hu XF. Demonstration of posturographic parameters of squat-stand activity in hemiparetic patients on a new multi-utility balance assessing and training system. *J Neuroeng Rehabil.* 2013;10:37. doi: 10.1186/1743-0003-10-37.
39. Babyar SR, Peterson MG, Bohannon R, Perennou D, Reding M. Clinical examination tools for lateropulsion or pusher syndrome following stroke: a systematic review of the literature. *Clin Rehabil.* 2009; 23(7):639-50..

40. Johannsen L, Broetz D, Karnath HO. Leg orientation as a clinical sign for pusher syndrome. *BMC Neurol.* 2006;6:30. doi: 10.1186/1471-2377-6-30.



Tabela 1. Informações identificadas para as referências bibliográficas selecionadas e sistematizadas nesta revisão.

#	Referência	Qualidade de	Delineamento	Amostra	Grupo controle?	Medida de simetria	Como foi calculada a medida?	Instrumento	Psicometria?	Ideia
1	Peurala et al., 2007	8*	Transversal	n=45	Sim	Não específica	Somente descreve valores de deslocamento do centro de pressão.	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético
2	Hung et al., 2014	8**	Ensaio Clínico Randomizado	n=30	Sim	Medida relativa (%)	Porcentagem de peso registrada no membro parético.	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético
3	Martins et al., 2011	7*	Transversal	n=20	Sim	Razão de simetria entre pés (adimensional)	Quociente do suporte registrado em forma de peso na balança em cada pé.	Balança digital	Sim***	Simetria e assimetria com sobrecarga tanto no hemicorpo parético como no não-parético
4	Lisinski et al., 2012	6**	Ensaio Clínico Randomizado	n=26	Sim	Medida relativa (%)	Porcentagem do centro de pressão em cada pé.	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético
5	Dickstein, 1984	6*	Transversal	n=23	Sim	Razão de ortostatismo lateral entre os pés (adimensional)	Valor da área de diâmetro circular resultante da pressão em função da carga em cada pé.	Baropodometria óptica	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético
6	Lee et al., 2015	5**	Ensaio Clínico Randomizado	n=36	Sim	Razão de simetria entre os pés (adimensional)	Quociente do suporte registrado em cada pé.	Baropodômetro	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético
7	Park e Kang, 2013	5**	Ensaio Clínico Randomizado	n=20	Sim	Medida relativa (%)	Porcentagem do componente da força de reação com o solo.	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético.
8	Marigold e Eng, 2006	5*	Transversal	n=28	Sim	Índice de assimetria (adimensional)	Resultante da relação entre a componente vertical da força de reação com o solo em cada pé.	Plataforma de força	Sim	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético
9	Itotani et al., 2015	5*	Transversal	n=17	Sim	Medida relativa (%)	Porcentagem do peso registrada no membro parético, em função do peso corporal.	Dispositivo com sensores de pressão	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético
10	Chen e Wing, 2012	5*	Transversal	n=18	Sim	Índice de assimetria entre os pés	Diferença do componente vertical da força de reação ao solo entre os pés, em função do peso corporal	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético
11	Song e Hwangbo, 2015	4**	Ensaio Clínico Randomizado	n=40	Sim	Medida relativa (%)	Porcentagem do peso corporal registrada no membro parético.	Sistema de Análise com Biofeedback	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético.
12	Mansfield et al., 2013	NA	Transversal	n=147	Não	Media relativa (%)	Porcentagem do componente da força de reação com o solo.	Plataforma de força	Não	Simetrias e assimetrias com sobrecarga tanto no hemicorpo parético como no não-parético.
13	Adegoke et al., 2012	NA	Transversal	n= 53	Não	Medida relativa (%)	Porcentagem do peso registrado em cada pé, em função do peso corporal.	Balança digital	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético

14	Lewek et al., 2014	NA	Transversal	n=39	Não	Medida relativa (%)	Porcentagem do componente da força de reação com o solo.	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético.
15	Don Kim et al., 2015	NA	Transversal	n=16	Não	Valores de carga (N), normalizados ou não pelo peso corporal (%)	Carga no membro parético, normalizada ou não pelo peso corporal	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético
16	Eng e Chu, 2002	NA	Transversal	n=15	Não	Medida relativa (%)	Porcentagem da componente vertical da força de reação com o solo em cada pé	Plataforma de força	Sim	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético
17	Pereira et al., 2010	NA	Transversal	n=14	Não	Razão de simetria entre pés (adimensional)	Quociente do suporte registrado em forma de peso na balança em cada pé	Balança digital	Não	Simetria e assimetria com sobrecarga tanto no hemicorpo parético como no não-parético
18	Aruin et al., 2000	NA	Quasi-experimental	n=8	Não	Medida relativa (%)	Porcentagem da componente vertical da força de reação com o solo em cada pé	Plataforma de força	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético
19	Balthazar et al., 2012	NA	Transversal	n=5	Não	Razão de simetria entre pés (adimensional)	Quociente do suporte registrado em forma de peso na balança em cada pé	Balança digital	Não	Simetria e assimetria com sobrecarga tanto no hemicorpo parético como no não-parético
20	Marklund e Klassbo., 2006	NA	Experimental com série de casos	n=5	Não	Valores de carga em cada pé (Kg)	Foi utilizado o valor indicado no visor	Balança digital	Não	Assimetria com sobrecarga do hemicorpo não-parético

Referências organizadas por ordem de qualidade sendo que aquelas indicadas com \* tiveram a qualidade avaliada pelo Índice de Newcastle-Ottawa Scale e aquela indicada com \*\* teve a qualidade avaliada pela Escala de PEDro. As referências cuja qualidade não foi avaliada foram identificadas na coluna pela sigla NA – Não Avaliados, nestes casos a ordem de qualidade foi dada pelo tamanho da amostra. Na referência 3, a marcação \*\*\* indica que apesar de ter apresentado informações de propriedades psicométricas, foi para população de sujeitos sem hemiparesia.

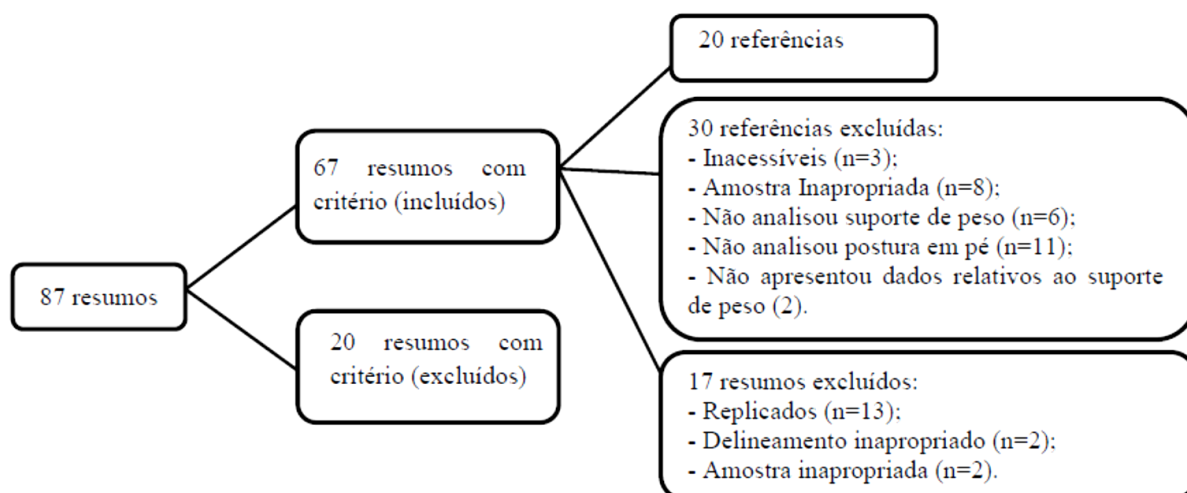


Figura 1. Fluxograma de busca e seleção das referências utilizadas no estudo.

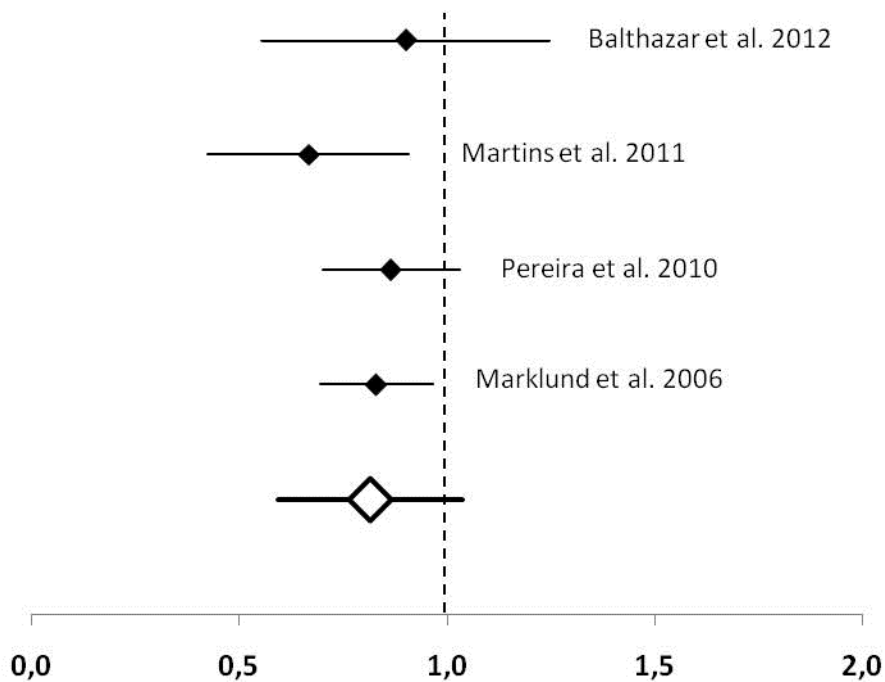


Figura 2. *Forest-plot* da metanálise das referências que permitiram calcular razão de simetria. Losangos negros indicam a média e a linha contínua o desvio padrão das razões de simetria de cada referência. O losango maior branco indica a média e desvio-padrão de todas as referências. A linha vertical descontínua indica razão de simetria igual a 1 (suporte simétrico).

**ANEXO 4 - Normas de submissão à Revista de Atenção à Saúde.**

## Diretrizes para Autores

1. O manuscrito deve conter o texto integral (não ultrapassando 21 (vinte e uma) páginas (incluindo referências, figuras, tabelas e anexos)), sem identificação do(s) autor(es), estar digitado com fonte *Times New Roman*, tamanho 12, espaço simples e 2,5 centímetros de margens, e elaborado na sequência abaixo, com todas as páginas numeradas, com início na página de título[1].
2. *Página de título e Identificação (1ª. página)*. A página de identificação deve conter os seguintes dados: a) *Título do manuscrito* em letras maiúsculas; b) *Título para as páginas do artigo*: indicar um título curto para ser usado no cabeçalho das páginas do artigo (língua portuguesa e inglesa), não excedendo 60 caracteres; c) *Palavras-chave*: uma lista de termos de indexação ou palavras-chave (máximo seis) deve ser incluída (versões em português e inglês).
3. A Revista de Atenção à Saúde (RAS) usa o DeCS – Descritores em Ciências da Saúde para consulta aos termos de indexação (palavras-chave) a serem utilizados no artigo (<http://decs.bvs.br/>).
4. *Resumo (2ª. página)*. Para autores brasileiros, o resumo deve ser escrito em língua portuguesa e língua inglesa. Para os demais países, apenas em língua inglesa. Uma exposição concisa, que não exceda 250 palavras em um único parágrafo, deve ser escrita em folha separada e colocada logo após a página de título. O resumo deve ser apresentado em formato estruturado, incluindo os seguintes itens separadamente: *Introdução, Objetivos, Materiais e Métodos, Resultados e Conclusões*. Notas de rodapé e abreviações não definidas não devem ser usadas.
5. *Abstract (3ª. página)* Em caso de submissão em língua portuguesa, o *título*, o *resumo* estruturado e as palavras-chave do artigo devem ser traduzidos para o inglês sem alteração do conteúdo.
6. *Texto*. Após o *Resumo* e o *Abstract*, incluir as páginas referentes ao texto do manuscrito com ou sem setores destacados, conforme o tipo de manuscrito: *comunicação, relato de caso (estudo de caso), artigo original e artigo de revisão*. Abaixo segue breve relato dos principais setores a serem destacados: Para artigo original: Introdução - deve informar sobre o objeto investigado e conter os objetivos da investigação, suas relações com outros trabalhos da área e os motivos que levaram o(s) autor(es) a empreender a pesquisa. Casística e Métodos ou Metodologia - descrever de modo a permitir que o trabalho possa ser inteiramente repetido por outros pesquisadores. Incluir todas as informações necessárias – ou fazer referências a artigos publicados em outras revistas científicas – para permitir a replicabilidade dos dados coletados. *Neste item deverá estar explícito a aprovação do CEP (Comitê de Ética e Pesquisa), portanto apresentando o número do protocolo.* Resultados - devem ser apresentados de forma breve e

concisa. Tabelas, Figuras e Anexos podem ser incluídos quando necessários (indicar onde devem ser incluídos e anexar no final) para garantir melhor e mais efetiva compreensão dos dados, desde que não ultrapassem o número de páginas permitido. Discussão - o objetivo da discussão é interpretar os resultados e relacioná-los aos conhecimentos já existentes e disponíveis, principalmente àqueles que foram indicados na Introdução do trabalho. As informações dadas anteriormente no texto (Introdução, Materiais e Métodos e Resultados) podem ser citadas, mas não devem ser repetidas em detalhes na discussão. Conclusão - deve ser breve, apoiada nos resultados e relacionada ao(s) objetivo(s). Pode apontar futuros encaminhamentos para o tema desenvolvido. Para comunicação, relato de caso:

7. **ATENÇÃO:** Utilizar os mesmos critérios que foram apresentados no ARTIGO ORIGINAL. Para artigo de revisão: Introdução - deve informar sobre o objeto investigado e conter os objetivos da investigação, suas relações com outros trabalhos da área e os motivos que levaram o(s) autores a empreender a pesquisa. Desenvolvimento - utilizada nos artigos de revisão de literatura, deverá apresentar a descrição da revisão de literatura feita ou não em setores determinados pelos autores. Conclusão – deve ser breve, apoiada nos resultados e relacionada ao(s) objetivo(s). Pode apontar futuros encaminhamentos para o tema desenvolvido. *Após o texto*, de qualquer natureza, incluir: a) *Agradecimentos*. Quando apropriados, os agradecimentos poderão ser incluídos, de forma concisa, no final do texto, antes das Referências Bibliográficas, especificando: assistências técnicas, subvenções para a pesquisa e bolsa de estudo e colaboração de pessoas que merecem reconhecimento (aconselhamento e assistência). Os autores são responsáveis pela obtenção da permissão, por escrito, das pessoas cujos nomes constam dos *Agradecimentos*.
8. *Referências Bibliográficas*. As referências bibliográficas devem ser organizadas em sequência numérica, de acordo com a ordem em que forem mencionadas pela primeira vez no texto, seguindo os Requisitos Uniformizados para Manuscritos Submetidos a Jornais Biomédicos, elaborado pelo Comitê Internacional de Editores de Revistas Médicas (International Committee of Medical Journal Editors – ICMJE – <http://www.icmje.org/index.html> ou <http://www.scielo.br/pdf/rsp/v33n3/0301.pdf>- Versão em português). As citações devem ser mencionadas no texto em números sobrescritos (expoente), sem datas. A exatidão das referências bibliográficas constantes no manuscrito e a correta citação no texto são de responsabilidade do(s) autor(es) do manuscrito.
9. *Notas de Rodapé*. Devem ser evitadas.
10. *Tabelas e Figuras* Tabelas. Todas as tabelas devem ser citadas no texto em ordem numérica. As tabelas devem ser numeradas, consecutivamente, com algarismos arábicos e inseridas no final. Um título descritivo e legendas devem tornar as tabelas compreensíveis, sem necessidade de consulta ao texto do artigo. Figuras. Explicar todos os símbolos e abreviações. As legendas devem tornar as figuras compreensíveis, sem necessidade de

consulta ao texto. Todas as figuras devem ser citadas no texto, em ordem numérica e identificadas. Figuras - Arte Final. Todas as figuras devem ter aparência profissional. Figuras de baixa qualidade podem resultar em atrasos na aceitação e publicação do artigo. Se possível, todos os símbolos devem aparecer nas legendas.

---

#### Condições para submissão

---

Como parte do processo de submissão, os autores são obrigados a verificar a conformidade da submissão em relação a todos os itens listados a seguir. As submissões que não estiverem de acordo com as normas serão devolvidas aos autores.

#### Declaração de Direito Autoral

---

Autores que publicam nesta revista concordam com os seguintes termos:

1. Autores mantém os direitos autorais e concedem à revista o direito de primeira publicação, com o trabalho simultaneamente licenciado sob a [Creative Commons Attribution License](#) que permitindo o compartilhamento do trabalho com reconhecimento da autoria do trabalho e publicação inicial nesta revista.
2. Autores têm autorização para assumir contratos adicionais separadamente, para distribuição não-exclusiva da versão do trabalho publicada nesta revista (ex.: publicar em repositório institucional ou como capítulo de livro), com reconhecimento de autoria e publicação inicial nesta revista.
3. Autores têm permissão e são estimulados a publicar e distribuir seu trabalho online (ex.: em repositórios institucionais ou na sua página pessoal) a qualquer ponto antes ou durante o processo editorial, já que isso pode gerar alterações produtivas, bem como aumentar o impacto e a citação do trabalho publicado (Veja [O Efeito do Acesso Livre](#)).

#### Proposta de Política para Periódicos que oferecem Acesso Livre Adiado

---

Autores que publicam nesta revista concordam com os seguintes termos:

1. Autores mantém os direitos autorais e concedem à revista o direito de primeira publicação, com o trabalho licenciado simultaneamente sob uma licença [Creative Commons Attribution License](#)[ESPECIFICAR TEMPO AQUI] após a publicação, permitindo o compartilhamento do trabalho com reconhecimento da autoria do trabalho e publicação inicial nesta revista.
2. Autores têm autorização para assumir contratos adicionais separadamente, para distribuição não-exclusiva da versão do trabalho publicada nesta revista (ex.: publicar em repositório

institucional ou como capítulo de livro), com reconhecimento de autoria e publicação inicial nesta revista.

3. Autores têm permissão e são estimulados a publicar e distribuir seu trabalho online (ex.: em repositórios institucionais ou na sua página pessoal) a qualquer ponto antes ou durante o processo editorial, já que isso pode gerar alterações produtivas, bem como aumentar o impacto e a citação do trabalho publicado (Veja [O Efeito do Acesso Livre](#)).

#### Política de Privacidade

---

Os nomes e endereços informados nesta revista serão usados exclusivamente para os serviços prestados por esta publicação, para envio de correspondências referente a Revista Brasileira de Ciências da Saúde, não sendo disponibilizados para outras finalidades ou a terceiros.

ISSN: 2359-4330