

**FÁBIO SANTI R. DA SILVA**

**EFEITO DA POSTURA NO CONTROLE DA FORÇA DE PREENSÃO  
DO MEMBRO SUPERIOR NÃO PARÉTICO AO ACIDENTE  
VASCULAR ENCEFÁLICO**

**FLORIANÓPOLIS – SC**

**2011**

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

FÁBIO SANTI R. DA SILVA

**EFEITO DA POSTURA NO CONTROLE DA FORÇA DE PREENSÃO  
DO MEMBRO SUPERIOR NÃO PARÉTICO AO ACIDENTE  
VASCULAR ENCEFÁLICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação *Strictu Sensu* em Ciências do Movimento Humano, Área de Concentração: Estudos Biocomportamentais do Movimento Humano, como requisito para a obtenção do título de mestre.

**Orientador:** Dr. Noé Gomes Borges Junior  
**Co-orientadora:** Dr<sup>a</sup>. Stella Maris Michaelsen

FLORIANÓPOLIS – SC

2011

**FABIO SANTI**

**EFEITO DA POSTURA NO CONTROLE DA FORÇA DE PREENSÃO DO  
MEMBRO SUPERIOR NÃO PARÉTICO AO ACIDENTE VASCULAR  
ENCEFÁLICO**

Dissertação aprovada como requisito para obtenção do grau de mestre, no Curso de Pós Graduação *Strictu Sensu* em Ciências do Movimento Humano, da Universidade do Estado de Santa Catarina, Área de Concentração: Estudos Biocomportamentais do Movimento Humano - Comportamento Motor.

**Banca examinadora:**

**Orientador:**

---

**Dr. Noé Gomes Borges Junior**  
Universidade do Estado de Santa Catarina

**Co-Orientador:**

---

**Dr<sup>a</sup>. Stella Maris Michaelsen**  
Universidade do Estado de Santa Catarina

**Membro:**

---

**Dr. Márcio José dos Santos**  
Universidade do Estado de Santa Catarina

**Membro:**

---

**Dr. Marcus Vinicius Marques de Moraes**  
Fundação Universidade Regional de Blumenau

Florianópolis,

02/03/2011

## DEDICATÓRIA

*Aos meus pais, por sermos um  
só na conquista desse objetivo.*

## AGRADECIMENTOS

Agradeço...

À **Deus** por me dar força interior e coragem para concluir mais essa etapa.

Ao meu orientador Professor Dr. Noé Gomes Borges Júnior, pela oportunidade de desenvolver o mestrado, pela confiança e quem admiro a inteligência, paciência e compreensão, meu muito obrigado.

À professora Dr. Susana Cristina Domenech, por me auxiliar no período de aluno especial.

Aos meus pais, familiares, pelo incentivo constante em especial a minha mãe, Jacinta pelo apoio, confiança e amor incondicional. TE AMO!

Aos meus amigos de longa data, Tiago Botelho, Karol Willemann, Isabella Gonçalves, Lucas Rossoni, Camila Lavratti que apesar da distância se preocupavam com o desfecho deste trabalho.

À minha grande amiga Livia Willemann onde fui privilegiado por contar com sua amizade desde a época de Cascavel até minha vinda a Florianópolis.

Aos meus amigos e colegas de laboratório que fizeram parte neste período de formação: Rodrigo, Natália, Angélica, Mavie, Vanessa, Carolzinha, André, Renato, Nayara, Micheli, Amábile, Marcelo, Jonathan, Fernanda, Karen, Gabriel, Paulinha dentre outros, onde compartilhei boa parte dos momentos e que me ensinaram muito nestes anos de convívio.

Ao programa de bolsas do Fundo de Apoio à Manutenção e ao Desenvolvimento da Educação Superior de Santa Catarina - FUMDES pelo suporte financeiro.

Ao Professor Dr. Márcio José dos Santos pelo apoio, sugestões, colaboração e ensinamentos.

E um agradecimento especial à minha co-orientadora, Professora Dr<sup>a</sup> Stella Maris Michaelsen pelo carinho com que me recebeu no laboratório, pelos valiosos ensinamentos, motivações, “puxões de orelha”, por sua competência e profissionalismo.

Aos funcionários do CEFID e aos pacientes que gentilmente colaboraram com este estudo.

## RESUMO

SANTI, Fábio Rosendo da Silva. **Efeito da postura no controle da força de preensão do membro superior ipsilateral ao acidente vascular encefálico.** Florianópolis, 2011. 100f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Centro de Ciências da Saúde e do Esporte, Universidade do Estado de Santa Catarina.

**Orientador:** Dr. Noé Gomes Borges Júnior e **Co-orientadora:** Dr<sup>a</sup> Stella Maris Michaelsen

Este trabalho teve como objetivo analisar a influência da condição postural sentado e em pé na adaptação do controle da força de preensão manual do membro superior não parético durante a atividade de pegar e levantar um objeto, em indivíduos com hemiparesia após acidente vascular encefálico (AVE). Foram avaliados 15 indivíduos com hemiparesia (GE) e 15 indivíduos saudáveis (GC) com idade de  $57,3 \pm 10,17$  e  $55,5 \pm 11,27$  anos respectivamente. Para caracterização do GE foram realizados os testes de força de preensão máxima, Fugl-Meyer, monifilamento de Semmes-Weinstein (MSW), teste de sensibilidade *moving touch-pressure* (MTP) e o teste de equilíbrio de BERG. Os parâmetros para o controle da força de preensão foram: força no momento de levantar o copo (FNML), pico da força de preensão (PFP), pico de velocidade (Pvel), latência (LT), força estática (FE) e diferença temporal (DT) realizado através de um copo instrumentado com um sensor de força e um acelerômetro triaxial. Os indivíduos realizaram uma tarefa de pegar e levantar um objeto uma altura pré-estabelecida, mantê-lo por um tempo e reposicioná-lo novamente a mesa realizaram 7 repetições com carga e 7 sem carga. A modulação da força de preensão nos parâmetros FNML e Pvel ocorreu de forma diferente nas posições sentado e em pé em ambos os grupos. A modulação da PFP foi diferente entre grupos. Ao levantar o objeto o GE não modulou a força de preensão em resposta a retirada do peso adicional do objeto. Para o parâmetro FE, LT e DT, não foram encontrados dados significantes. Através deste estudo foi possível verificar o possível comprometimento nos parâmetros do controle da força de preensão do membro superior não parético de indivíduos com hemiparesia.

**Palavras-chave:** Hemiparesia, membro superior não parético, controle da força de preensão.

## ABSTRACT

SANTI, Fábio Rosendo da Silva. **Effect of posture on the control of grip strength in the non-paretic upper limb due to stroke.** Florianópolis, 2011. 100f. Thesis (Master in Human Movement Science) – Centro de Ciências da Saúde e do Esporte, Universidade do Estado de Santa Catarina.

**Orientador:** Dr. Noé Gomes Borges Júnior; **Co-orientadora:** Dr<sup>a</sup>. Stella Maris Michaelsen

This study aimed to examine the influence of the postural control in the handgrip strength modulation of the non paretic upper limb during activity to pick up an object and in individuals with hemiparesis after Stroke. We evaluated 15 subjects with hemiparesis (EG) and 15 healthy subjects (CG) aged  $57.3 \pm 55.5$  and  $10.17 \pm 11.27$  years old respectively. To characterize the EG, tests were performed for maximum grip strength, Fugl-Meyer, Semmes-Weinstein monofilament (SWM), sensitivity test moving touch-pressure (MTP) and balance testing BERG. The parameters for the control of grip strength were: force at the time of lifting the cup (Grip lift off), peak grip force (PGF), peak velocity (Pvel), latency (LT), static force (SF) and difference time (DT), made through an instrumented glass with a force sensor and a three axial accelerometer. The subjects performed a task of picking and lifting an object at a predetermined height and keep it statically suspended for a time and reposition it back on the table. For the parameter EF, LT and DT, any significant data was found. Grip strength parameters Grip lift off, Pvel were different between positions. The grip force modulation (PGF) was different between groups. When asked to raise the object the EG didn't modulate the grip force in response to the withdrawal additional object weight. Through this study it was possible to determine the possible involvement in the control parameters of grip strength of non-paretic upper limb of subjects with hemiparesis.

**Key-words:** Hemiparesis, non-paretic upper limb, control of grip strength.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Imagem da posição do banco (A) e da mesa regulável (B). .....	20
Figura 2 - Exemplo de um objeto utilizado no teste, onde o indivíduo segurou e levantou com o polegar e os quatro dedos em oposição nas placas laterais.....	<b>Erro! Indicador não definido.</b>
Figura 3 - Representação esquemática das variáveis da curva do controle da força de preensão em uma tarefa manual de um indivíduo saudável que levantou um objeto de 260g. ....	28
Figura 4 - Pinceis utilizados para a realização do teste Moving Touch-Pressure (A).....	45
Figura 5 - Aplicação do teste Moving Touch-Pressure (B).....	45
Figura 6 - Kit de monofilamentos de náilon de Semmes-Weinstein.....	47
Figura 7 - Exemplo da aplicação do teste de sensibilidade de Semmes- Weinstein .....	47
Figura 8 - Dinamômetro de preensão manual <i>Chattanooga</i> ® .....	48
Figura 9 - Copo instrumentado.....	49
Figura 10 - Sistema de aquisição de dados.....	50
Figura 11 - Disposição do laboratório .....	53
Figura 12 – Variável força no momento de levantar o objeto .....	62
Figura 13 - Pico de velocidade na tentativa com carga de 260g (cc) e ao longo das tentativas seguintes (1-4) quando a carga foi retirada (sc). .....	63
Figura 14 - Pico da força de preensão (PFP) na tentativa com objeto com carga (cc) e ao longo das tentativas (1-4) sem carga (SC) no grupo Controle e membro superior não parético do grupo com hemiparesia (Hemi NP).....	64



## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Parâmetros do controle da força de preensão.....	19
---	----

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dados demográficos e clínicos.....	57
Tabela 2 - Medidas descritivas (média $\pm$ desvio padrão) dos parâmetros do controle da força de preensão durante a tarefa de modulação a carga para o grupo .....	59
Tabela 3 - Resultado da ANOVAs 3-Way para análise do efeito “grupo” (experimental e controle), da “postura” (sentado e em pé), da “carga do objeto” (com e sem carga adicional) e das suas interações nos parâmetros do controle da força de preensão manual durante a tarefa funcional transição.....	61

## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

AVE – Acidente Vascular Encefálico

AVD's – Atividade de vida diária

GE – Grupo experimental

GC – Grupo controle

FNML – Força no momento de levantar um objeto

PFP – Pico da força de preensão

LT – Latência

FE – Força estática

Pvel – Pico de velocidade

DT – Diferença temporal

TCLE – Termo de consentimento livre e esclarecido

MMSS – Membros superiores

MMII – Membros inferiores

MTP – Moving touch-pressure

MSW- Monofilamento de Semmes-Weinstein

OBJcc – Objeto com carga

OBJsc – Objeto sem carga

LADECOM – Laboratório de controle motor

UDESC – Universidade de Santa Catarina

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>12</b>
1.1	Contextualização.....	12
1.2	Objetivos.....	14
1.2.1	Objetivo Geral .....	14
1.2.2	Objetivos Específicos.....	15
1.3	<b>JUSTIFICATIVA .....</b>	<b>16</b>
1.4	Hipóteses.....	18
1.4.1	Geral .....	18
1.4.2	Específicas .....	18
1.5	Definição de variáveis.....	19
1.6	Delimitação do estudo .....	21
1.7	Limitações do estudo .....	21
1.8	Definição de termos .....	21
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>22</b>
2.1	Controle da força de preensão manual após acidente vascular encefálico (AVE).....	23
2.2	Comprometimento do lado ipsilateral ao acidente vascular encefálico (AVE) ....	28
2.3	Controle postural e preensão manual após acidente vascular encefálico (AVE) .	35
<b>3</b>	<b>MÉTODO.....</b>	<b>40</b>
3.1	Caracterização da pesquisa .....	40
3.2	Indivíduo do estudo .....	40
3.2.1	Crerérios de Inclusão .....	41
3.2.2	Crerérios de Exclusão .....	42

<b>3.3</b>	<b>Instrumentos de medida.....</b>	<b>43</b>
<b>3.3.1</b>	<b>Sistema de mensuração do controle da força de prensão.....</b>	<b>49</b>
<b>3.4</b>	<b>Coleta de dados .....</b>	<b>51</b>
<b>3.4.1</b>	<b>Processamento de dados.....</b>	<b>52</b>
<b>3.4.2</b>	<b>Preparação do ambiente .....</b>	<b>52</b>
<b>3.4.3</b>	<b>Preparação dos sujeitos.....</b>	<b>53</b>
<b>3.4.4</b>	<b>Preparação para a coleta de dados .....</b>	<b>54</b>
<b>3.5</b>	<b>Tratamento estatístico .....</b>	<b>55</b>
<b>4</b>	<b>APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.....</b>	<b>56</b>
<b>4.1</b>	<b>Características dos indivíduos.....</b>	<b>57</b>
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO .....</b>	<b>65</b>
<b>6</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>70</b>
<b>7</b>	<b>REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>72</b>
<b>Anexo A</b>	<b>Ficha de identificação .....</b>	<b>84</b>
<b>Anexo B</b>	<b>Teste de Fugl-Meyer .....</b>	<b>85</b>
<b>Anexo C</b>	<b>Monofilamento de Semmes-Weinstein.....</b>	<b>92</b>
<b>Anexo D</b>	<b>Escala de equilíbrio de Berg .....</b>	<b>93</b>
<b>Anexo E</b>	<b>Moving Touch-Pressure .....</b>	<b>94</b>
<b>Anexo F</b>	<b>Teste de força máxima de prensão manual .....</b>	<b>95</b>
<b>Anexo G</b>	<b>Termo de consentimento livre e esclarecido .....</b>	<b>96</b>
<b>Anexo H</b>	<b>Carta de aprovação do comite de ética e pesquisa .....</b>	<b>99</b>

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Contextualização

Durante diversas tarefas da vida diária o indivíduo deve manter seu equilíbrio postural enquanto realiza outra tarefa, como, por exemplo, no movimento dos membros superiores durante a manipulação de objetos, buscando constantemente a correta integração entre os movimentos manuais e o controle postural (HORAK, 1997; PAPAXANTHIS, POZZO & SCHIEPPATI, 2003; PATLA, ISHAC & WINTER, 2002; SILVA *et al*, 2004).

Movimentos realizados na posição em pé induzem forças de reação que podem perturbar o equilíbrio. Além das forças de reação os movimentos dos membros superiores podem causar deslocamento da massa do corpo em relação a base de suporte tornando necessário ajustamentos posturais para manter a estabilidade. Estes ajustamentos são chamados ajustamentos posturais antecipatórios (APA). Por outro lado, o ajuste das forças de preensão durante tarefas de pegar e levantar objetos esta correlacionado aos APAs (PEREIRA *et al*, 2001). Da mesma forma que movimentos dos membros superiores podem afetar os mecanismos de ajuste postural, a mudança na base de suporte pode afetar o controle das forças de preensão (MALLAU E SIMONEAU, 2009).

O acidente vascular encefálico (AVE) é uma síndrome neurológica frequente em adultos, sendo uma das maiores causas de morbi-mortalidade em todo o mundo. As manifestações clínicas presentes no AVE envolvem déficits que afetam a percepção,

cognição, força, sensibilidade, tônus, controle motor e o equilíbrio, limitando as habilidades para realizar atividades de vida diária AVD's. (GILES; ROTHWELL, 2008; ENG *et al*, 2002; NIESSEN *et al*, 2008; DOBKIN, 2004).

A incapacidade de adaptar os movimentos às demandas mutáveis da tarefa é uma característica de muitos pacientes com disfunções neurológicas, podendo ser uma fonte de instabilidade (LAYNE; ABRAHAM, 1991; BERGER *et al*, 1992).

Durante as atividades que envolvem o membro superior, mesmo indivíduos com leve hemiparesia apresentam movimentos mais lentos e com amplitude de movimento reduzida nos movimentos de alcance e preensão no membro superior acometido (MICHAELSEN, e LEVIN, 2004). Assim como o lado mais acometido, o lado ipsilateral ou não parético apresenta comprometimentos, não tão severos, mas de impacto para os indivíduos com hemiparesia. O impacto do acometimento do membro superior não parético fica ainda maior em muitos pacientes que o utilizam em suas tarefas diárias substituindo o lado parético (DESROSIERS *et al*, 1996; CHESTNUT & HAALAN, 2008; SCHAEFER *et al*, 2007).

Sunderland *et al* (1999) relata em sua pesquisa que a função do membro superior não parético pode apresentar déficits. As deficiências relatadas variam desde a redução da força, da velocidade do movimento em comparação com o grupo controle de indivíduos saudáveis até dificuldade em produzir a sequência da ação.

Recentemente foi demonstrado alteração na modulação da força de preensão na mão ipsilateral a lesão encefálica em pacientes com AVE crônico. Os resultados mostram que os pacientes apresentaram maior força de preensão durante a retirada do objeto da mesa quando comparado com o grupo saudável (QUANEY *et al*, 2005).

Após o AVE os indivíduos apresentam reações de equilíbrio interrompidas e atrasada, sendo atribuído à diminuição da função do sistema sensorial ou motor. No entanto,

dependendo da dificuldade da tarefa postural a demanda de atenção aumenta (BENSOUSSAN *et al*, 2007; YAVUZER *et al*, 2006; WOOLLACOTT *et al*, 2002).

Algumas pesquisas já relataram que o lado não parético pode apresentar comprometimentos motores se comparados a indivíduos saudáveis e que esta fraqueza pode avançar com o tempo. Assim, estudos que mostrem diferentes aspectos destes déficits motores são necessários, de forma a orientar o delineamento de um programa de reabilitação para esta população (McCREA *et al*, 2002; CHESTNUT & HAALAN, 2008; LAUFER *et al*, 2001).

Com base nos pressupostos de que as estratégias envolvidas em condições posturais diferentes possam alterar o controle da força de preensão manual no membro superior não parético, principalmente durante atividade funcional, por exemplo, no movimento de pegar e levantar um objeto propõe-se a seguinte questão problema levando-se em conta a modificações da tarefa:

Qual a influência da condição postural no controle da força de preensão manual do membro superior não parético em indivíduos com hemiparesia durante a atividade de pegar e levantar um objeto?

## **1.2 Objetivos**

### **1.2.1 Objetivo Geral**

Analisar a influência da condição postural no controle da força de preensão manual do membro superior não parético durante a atividade de pegar e levantar um objeto, em indivíduos com hemiparesia.

### 1.2.2 Objetivos Específicos

- Verificar a modulação dos parâmetros do controle de força preensão manual do membro superior não parético durante a tarefa de pegar e levantar um objeto com carga e nas tentativas após a retirada da carga na condição sentada;
- Verificar a modulação dos parâmetros do controle de força preensão manual do membro superior não parético durante a tarefa de pegar e levantar um objeto com carga e nas tentativas após a retirada da carga na condição em pé;
- Comparar os parâmetros do controle de força preensão manual do membro superior não parético durante a tarefa de pegar e levantar um objeto com e sem carga na condição sentada e em pé;
- Comparar os resultados com a execução da tarefa por indivíduos saudáveis, na mesma faixa etária e dominância de membro superior.



### 1.3 JUSTIFICATIVA

A presente pesquisa possibilitará o conhecimento sobre os mecanismos de ajuste do controle da força de preensão durante uma atividade funcional, de “pegar e levantar um objeto” mantendo uma condição postural (sentado ou em pé), ambos alterados em pacientes neurológicos.

O comprometimento do membro superior não parético é sutil em comparação com as perdas sensório-motoras no lado contralateral em indivíduos com hemiparesia. (GRICHTING *et al*, 2000). Entretanto alguns estudos evidenciaram que o controle da força de preensão pode estar comprometido no membro superior não parético após AVE (NOWAK *et al*, 2004; QUANNEY *et al*, 2005).

A maioria das pesquisas realizadas (BLENNERHASSETT; CAREY; MATYAS, 2008; NOWAK *et al*, 2004; QUANNEY *et al*, 2010; HERMSDORFER, 2005), foram limitadas a uma condição postural (sentado), no entanto, nas atividades de vida diária, várias tarefas de preensão são realizadas na postura em pé.

Considerando que o AVE pode comprometer o equilíbrio, particularmente a manutenção da postura em pé, é necessário determinar a possível influência que a condição postural (sentado ou em pé) pode ter sobre a modulação do controle da força de preensão do membro superior não parético de indivíduos com hemiparesia junto a uma tarefa de pegar e levantar um objeto, sendo esta, uma atividade funcional e realizada constantemente na vida diária tanto na posição sentada como em pé.

A manipulação de parâmetros obtidos pelo controle da força de preensão e/ou pela condição da postura (sentado ou em pé) possibilita o entendimento de estratégias de controle motor envolvidas nesta atividade no membro superior não parético de indivíduos com hemiparesia. Dessa forma, este estudo possui potencial para contribuir de forma original com o conhecimento existente preenchendo as lacunas existentes sobre os fatores que interferem na adaptação e controle do movimento decorrente da condição postural.

## 1.4 Hipóteses

### 1.4.1 Geral

A modulação dos parâmetros do controle da força de preensão manual do membro superior não parético sofrerão influência da condição postural durante a atividade de pegar e levantar um objeto.

### 1.4.2 Específicas

- H1 – Existe diferença nos parâmetros do controle da força preensão manual do membro superior não parético de indivíduos com hemiparesia e controle saudável na retirada da carga durante a execução da tarefa de pegar e levantar um objeto na condição sentado;
- H2 – Existe diferença nos parâmetros do controle da força preensão manual do membro superior não parético de indivíduos com hemiparesia e controle saudável na retirada da carga durante a execução da tarefa de pegar e levantar um objeto na condição em pé;
- H3 – Existe diferença entre os parâmetros do controle da força de preensão manual do membro superior não parético de indivíduos com hemiparesia e controle saudável durante a execução da tarefa de pegar e levantar um objeto entre as condições sentado e em pé.

## 1.5 Definição de variáveis

### Variáveis:

- **Controle da força de preensão** - *Conceitualmente*: é a habilidade de gerar e regular a força em tarefas na qual um objeto precisa ser agarrado e manipulado (SHUMWAY; WOOLLACOTT, 2003). *Operacionalmente*: é medida com objeto cilíndrico instrumentado em uma tarefa funcional na qual são adquiridos os valores de força de preensão e as acelerações nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ . Sendo assim, o movimento é analisado pelo cálculo dos seguintes parâmetros:

<i>Parâmetros</i>	<i>Definição</i>	<i>Unidade</i>
<b>Força no momento do levantamento (FNML)</b>	Definido como a força de preensão aplicada pelo polegar e os quatro dedos em oposição no momento que o objeto deixa a superfície de contato (JOHANSSON; WESTLING, 1984).	[N]
<b>Pico da força de preensão (PFP)</b>	Definido como a máxima força de preensão aplicada pelo polegar e os quatro dedos em oposição no copo durante o levantamento do copo (NOWAK <i>et al</i> , 2003; IYENGAR <i>et al</i> , 2009).	[N]
<b>Latência (LT)</b>	Definido como a diferença entre o contato dos dedos com o objeto e o seu levantamento (ARUIN <i>et al</i> , 2005)	[ms]
<b>Força de preensão estática (FE)</b>	Definida a partir da força de preensão média produzida enquanto o objeto instrumentado é segurado estaticamente suspenso por 5 segundos (NOWAK <i>et al</i> , 2003; IYENGAR <i>et al</i> , 2009).	[N]
<b>Pico de Velocidade (Pvel)</b>	Definido como a velocidade máxima do movimento desenvolvida durante o levantamento do objeto (NOWAK <i>et al</i> , 2004).	[m/s]
<b>Diferença temporal (DT)</b>	Definido como a diferença entre o pico de força de preensão e a força de carga (IYENGAR <i>et al</i> , 2009).	[ms]

**Quadro 1** - Parâmetros do controle da força de preensão

**Altura do assento** – *Conceitualmente*: é definida pelo Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial – INMETRO entre 380 e 490 mm do solo. *Operacionalmente*: foi regulado de acordo com a altura do indivíduo, correspondendo a 90° de flexão de joelho com os pés calçados apoiados firmemente ao chão.

**Altura do suporte** – *Conceitualmente*: é definida pela Associação Brasileira de Normas e Técnicas NBR 9050 – ABNT, como uma superfície plana de altura ajustável, com base retangular e que atenda os parâmetros de alcance e visualização. Possuir altura livre inferior de no mínimo 0,73m do piso. *Operacionalmente*: foi posicionado centralizado na linha média do corpo, e a base posicionada a altura do processo xifóide do indivíduo dependendo da condição adotada, mantendo uma distancia de 80% do comprimento do braço (ABNT 2004).



**Figura 1** - Imagem da posição do banco (A) e da mesa regulável (B).

**Fonte:** Do autor (2011).

## **1.6 Delimitação do estudo**

O estudo irá delimitar-se a analisar o comportamento dos parâmetros envolvidos no controle da força de preensão durante o movimento de pegar e levantar um objeto nas condições sentado e em pé realizado por indivíduos com hemiparesia e saudáveis. Os participantes serão indivíduos com hemiparesia por sequela de AVE unilateral, de ambos os sexos e indivíduos saudáveis na mesma faixa etária. Foi realizado no Laboratório de Controle Motor - LADECOM da Universidade do Estado de Santa Catarina - Centro de Ciências da Saúde e do Esporte, situado na cidade de Florianópolis – SC, durante o segundo semestre de 2010.

## **1.7 Limitações do estudo**

O sensor de força que se encontra fixado ao copo é uniaxial, portanto quando necessário o paciente foi orientado a evitar movimentos de inclinação durante a execução das tarefas, pois as forças de cisalhamento não podem ser mensuradas pelo equipamento utilizado.

## **1.8 Definição de termos**

**Acidente Vascular Encefálico (AVE)** - Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS) caracteriza o acidente vascular encefálico (AVE) como o “desenvolvimento rápido de sinais clínicos de distúrbios focais (ou globais) da função cerebral, com sintomas que

perduram por um período superior a 24 horas ou conduzem à morte, sem outra causa aparente que a de origem vascular” (WHO, 2001).

**Hemiparesia** - A hemiparesia é um comprometimento motor comum em sujeitos após o AVE, caracterizada por mudanças no controle motor, incluindo a fraqueza muscular e alterações no tônus muscular, afetando funções relacionadas com o desempenho de realizar as AVD's (NATIONAL STROKE ASSOCIATION, 2006; LINDQUIST *et al*, 2007; SMANIA; GAMBARIN; TINAZZI, 2009)

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Esta revisão de literatura pretende abordar os seguintes tópicos: Controle da força de preensão manual após acidente vascular encefálico (AVE); Comprometimento do lado não parético ao AVE; Controle postural e preensão manual após AVE. Para finalizar, serão abordados neste tópico estudos que envolvem métodos de avaliação em indivíduos com hemiparesia com ênfase no controle da força de preensão manual.

## 2.1 Controle da força de preensão manual após acidente vascular encefálico (AVE)

Os movimentos realizados pela mão, como preensão e manipulação de objetos são essenciais à vida diária. A complexidade desta estrutura confere à mão características singulares em relação a sua habilidade, como controle de força e da precisão, de acordo com a exigência de execução (ESTEVES *et al.*, 2005).

Existem dois padrões básicos de preensão: de força e de precisão. A preensão de precisão é uma forma mais delicada e se refere a segurar o objeto entre a face palmar, lateral ou ponta dos dedos e o polegar em oposição. Já a força de preensão está relacionada ao ato de segurar um objeto entre os dedos parcialmente flexionados, em oposição à pressão gerada pela palma da mão, pela eminência ténar e o segmento distal do polegar (NAPIER, 1983).

O movimento de preensão é descrito quando a mão segura um objeto, e o classifica como aperto de potência ou aperto de precisão. Embora os conceitos dos padrões de preensão de força e preensão de precisão pareçam simples, do ponto de vista biomecânico, a realização dessas funções é extremamente complexa. Além de envolver o movimento integrado e coordenado de todas as articulações da mão envolve um controle de sistema nervoso central normal e uma integração muscular perfeita (PARDINI, 2006; GRABINER, 1991).

Uma das limitações de vida diária de indivíduos com hemiparesia pode surgir devido a dificuldade e adaptação da força de preensão. No entanto é difícil analisar especificamente como esses indivíduos com hemiparesia controlam sua força na prática clínica. Outros estudos tendem a quantificar utilizando desempenho de tarefas e componentes das ações de força, tempo necessário para completar uma atividade (BLENNERHASSETT; CAREY; MATYAS, 2008).



A modulação da força de preensão é essencial para um bom desempenho de alcançar ou pegar. Readquirir a modulação dessa força melhora a função em ambas as mãos após um AVE. A recuperação funcional do membro superior contralateral (extremidade oposta ao lado da lesão) ocorre em menos de 50% dessa população. Consequentemente a hemiparesia obriga o uso exclusivo da mão não parética (extremidade do mesmo lado ao da lesão encefálica) para realizar tarefas funcionais, embora dados sugere que apesar da prática do membro superior não parético, o desempenho motor fino apresenta alteração e necessita de intervenção (SCHMITZ *et al*, 2005, QUANEY *et al* 2005, NOWAK, *et al*, 2007; SUNDERLAND, 2000).

O déficit no controle da força de preensão em indivíduos comprometidos pelo AVE pode ser devido a alguns fatores: alteração na aquisição da memória motora, alteração na integração sensório-motora ou incapacidade de produzir e controlar a força muscular. O ato de segurar e levantar um objeto pesado implica em apreender o quanto é necessário adaptar a força para mantê-lo preso na mão, utilizando as propriedades mecânicas do objeto e armazenando essas informações na memória (QUANEY *et al*, 2003; JOHANSSON; WESTLING, 1988; GORDON; WESTLING; COLE, 1993).

Quando o indivíduo manipula o mesmo objeto, as forças necessárias e os comandos motores são programados a níveis ideais, o que impede que venha usar uma força desnecessária para manter o objeto preso na mão. A partir dessa visão, a capacidade que o indivíduo acometido pelo AVE tem para adquirir lembranças sensório motora desse objeto, pode determinar a eficácia da tarefa (QUANEY *et al*, 2003; WESTLING; JOHANSSON, 1984).

Algumas mudanças na força de preensão podem ocorrer com relação à idade dos indivíduos. Um estudo realizado por Lindberg *et al* (2009), indicou que a força máxima de preensão durante a manipulação de objetos pode começar antes dos 50 anos de idade. A redução do teor de água na camada mais externa da pele e alterações sensoriais torna-a mais

seca e diminui o atrito com o objeto. A consequência dessa alteração é um escorregamento dos dedos durante a manipulação com o objeto, aumentando a probabilidade de queda do objeto (ou seja, a força mínima necessária para evitar que um objeto escorregue) é maior nos idosos.

Geralmente, as habilidades motoras são baseadas nas memórias de aprendizagem: “memórias implícitas” ou inconscientes, que consiste de redes neurais no córtex, cerebelo e gânglios da base. Enquanto as “memórias declarativas” ou “explícita” de aprendizagem baseiam-se em evidências, localizada no lobo temporal anterior. Isso indica que a nossa capacidade de aquisição de memórias implícitas é afetada pela gravidade e localização da lesão que são facilmente afetadas como o AVE. Independentemente do desempenho do membro, o movimento de pegar requer uma mistura de ambas as memórias implícitas e explícitas e requer um desenvolvimento cognitivo, motor, perceptual e temporal (QUANEY *et al*, 2010).

A dificuldade em conseguir uma força de preensão estável pode ser relacionado a uma variedade de deficiências, incluindo a força de preensão reduzida, flutuação da força de preensão, força exagerada, e os déficits de controle da força relacionado ao AVE (NOWAK *et al*, 2003; BLENNERHASSETT; MATYAS; CAREY, 2007; NOWAK, HERMSDORFER, 2005; BOISSY *et al*. 1999).

Nowak *et al* (2001), mostraram que indivíduos saudáveis cujos dedos foram anestesiados, aumentaram a força de preensão entre 90 e 260% durante o movimento com o membro superior com o objeto na mão. A falta de sensação tátil (no caso da anestesia) é associada com um déficit na modulação da força, levando também a um aumento da duração das fases de preensão (força no instante de levantar o objeto e força de carga), sugerindo que os sinais táteis são normalmente utilizados para marcar a transição entre essas fases.

Quando a informação sensorial digital é eliminada as propriedades de atrito do objeto não são detectadas e a modulação adequada da força de preensão ao atrito não ocorre. Em vez disso os indivíduos empregam maior força, aumentando a margem de segurança (JOHANSSON; WESTLING, 1984).

Em estudo realizado por Mallau e Simoneau (2009), que comparam jovens e idosos ao levantarem um objeto na postura sentado e em pé, verificou-se que na condição sentado entre tentativas, os jovens reduziram o pico de força de preensão em comparação com o grupo de idosos, e que ambos reduziram seu pico de força em relação ao pico da força de carga. A análise para a condição em pé demonstrou que os indivíduos jovens diminuíram o pico de força de preensão quando comparados aos idosos. Em geral estes resultados demonstraram que os indivíduos jovens reduziram de 3,8 a 3,9 vezes o pico de força de preensão em comparação com indivíduos idosos na condição sentado e em pé (condição sentado: diminuição de 46,78%; 12,32%; Condição, em pé: diminuição de 25,89%; 6,67%, respectivamente).

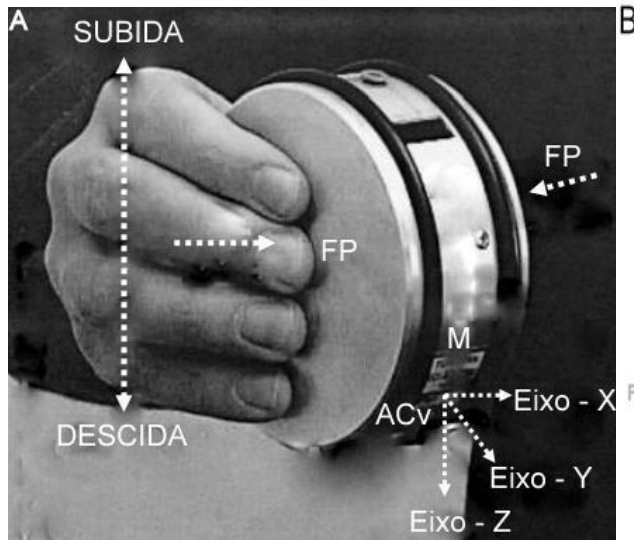
A força de preensão manual pode ser utilizada como um indicador de desenvolvimento da coordenação e no diagnóstico de disfunções neurológicas relacionadas à aprendizagem motora e à percepção. A força de preensão também serve para identificação de possíveis patologias do membro superior, no controle do processo de reabilitação e no estabelecimento dos padrões suportáveis de aplicação ou sustentação de cargas (PEREIRA *et al*, 2001).

Na pesquisa realizado por Quaney *et al* (2005), quando comparam a força de precisão do membro superior não parético de indivíduos com hemipareisia e de indivíduos controle saudáveis em uma tarefa funcional de pegar e levantar um objeto de massas diferentes (260g, 500g, 780g), observaram que independentemente do peso do objeto, o grupo com AVE utilizou força de preensão significativamente maiores ( $\geq 39\%$ ) no início do levantamento do

objeto comparado ao grupo controle. O grupo com AVE também teve um tempo prolongado para atingir o pico de força de preensão e a força aplicada para manter o objeto no ar foi também significativamente maior no grupo com AVE.

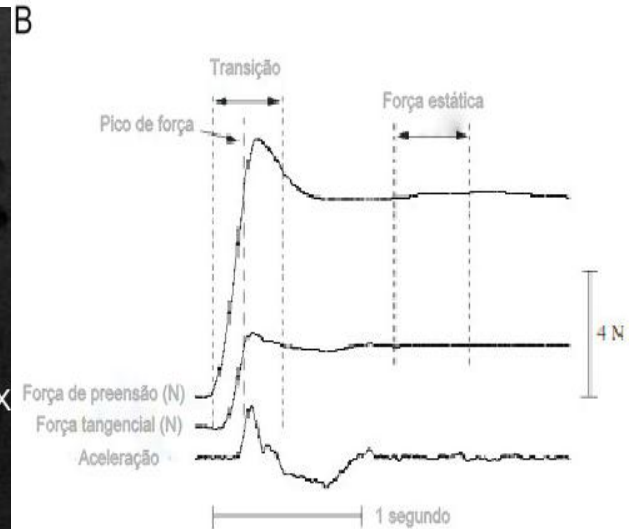
Nowak *et al* (2003) descreveu em seu trabalho que quando um paciente realizou a tarefa de elevação com a mão parética o tempo para atingir a força de preensão máxima foi significativamente prolongado em comparação com o desenvolvimento da mão correspondente dos controles ( $P < 0,01$ ) e, o intervalo de tempo entre a força de preensão e o início da aceleração foi significativamente maior para os pacientes com AVE. Para os controles saudáveis a força de preensão máxima coincidiu com a aceleração máxima do movimento de elevação.

Logo abaixo na figura 3 pode-se observar um exemplo de um objeto utilizado no teste, onde o indivíduo segurou e levantou com o polegar e os quatro dedos em oposição nas placas laterais; os parâmetros avaliados foram: FP – força de preensão; ACv – Aceleração vertical . Na Figura 1 a Representação esquemática das variáveis da curva do controle da força de preensão em uma tarefa manual de um indivíduo saudável que levantou um objeto de 260g. O início da tarefa é indicado pela transição da fase de elevação; O pico de força de preensão (N= newtons) ocorre após o ponto de retirada do objeto, quando o objeto chega à aceleração máxima.



**Figura 2** - Exemplo de instrumentação utilizada

**Fonte:** Adaptado de Nowak *et al* (2004, p. 184).



**Figura 3** - Representação esquemática das variáveis da curva do controle da força de preensão

**Fonte:** Adaptado Quaney *et al* (2008, p. 341).

## 2.2 Controle da força do membro não parético ao acidente vascular encefálico (AVE)

Durante o período de recuperação após um AVE, as internações de reabilitação enfatizam a recuperação sensório-motora do hemicorpo acometido. A hemiparesia causada nestes indivíduos é comumente associada afetando apenas o lado contra lateral à lesão encefálica sendo que lado não afetado é frequentemente considerado referencia de normalidade. Contudo, estudos têm demonstrado que existe diminuição do desempenho em algumas atividades sensório-motoras no membro superior não parético ao AVE (DESROSIERS *et al*, 1996; SUNDERLAND *et al*, 1999; KIM *et al*, 2007; YAROSH; HOFFMAN; STRICK, 2004; NOSKIN; KRAKAUER; LAZER, 2008).

Há alguns possíveis mecanismos para fraqueza no membro não parético. Primeiramente, a projeção ipsilateral a partir do córtex equivale de 10 a 15 % das fibras córtico-espinais de um hemisfério em humanos, o que significa que uma lesão que afeta um hemisfério após um AVE pode ter um efeito motor bilateral. Em segundo lugar, a inatividade física que frequentemente ocorre após um AVE pode causar atrofia muscular e, assim, fraqueza (YAROSH; HOFFMAN; STRICK, 2004; DÍAZ-ARRIBAS *et al*, 2005; CARIN-LEVY *et al*, 2006).

Estudos de neuroimagem demonstraram ativação do córtex motor ipsilateral durante movimentos do braço, indicando um papel de ambos os hemisférios para controlar o movimento do membro (CHEN *et al*, 2000; VOLKMANN *et al*, 1998).

Robert *et al* (2006) descreveram que lesões tanto no hemisfério dominante ou não dominante devem produzir déficits no controle do membro não parético. Tem-se usado em pesquisas tarefas motoras, que requerem movimentos rápidos tocando entre dois alvos que variam em tamanho e / ou distância, para analisar os déficits de movimento no membro não parético de indivíduos com AVE (HAALAND; CLEELAND; CARR, 1997; HAALAND *et al*, 2004; HAALAND *et al*, 1995; PRESTOPNIK *et al*, 2003).

Quaney *et al* (2010), relata em seu trabalho que uma lesão unilateral da artéria cerebral média por acidente vascular encefálico pode causar déficits bilaterais da extremidade superior.

Embora pesquisas anteriores enfatizaram o papel da hemisfério contralateral no controle dos movimentos dos membros, recentes estudos demonstraram um papel significativo do hemisfério ipsilateral. Ambos os estudos com animais e em humanos revelaram que a lesão cerebral unilateral pode produzir déficit motor ipsilesional. Estudos em pacientes com AVE crônico relataram comprometimento no desempenho testes como, o

teste Purdue Pegboard, teste de Jebsen- Taylor Hand Function, bem como outros testes que simulam as atividades da vida diária (AVD) (GONZALEZ *et al*, 2004; VERGARA-ARAGON; GOZALEZ; WHISHAW, 2003; CAREY; BAXTER; DI FABIO, 1998; YAROSH; HOFFMAN; STRICK, 2004; JEBSEN *et al*, 1969).

Colebatch e Gandevia (1989) identificaram uma redução da força de preensão na mão não parética em 14 paciente com comprometimento motor pós AVE na fase sub-aguda e crônica. As maiorias dos estudos têm demonstrado comprometimentos em funções do membro superior não-parético em tarefas como, por exemplo, atingir um alvo, levantar um objeto, testes de função manual, entre outros (KIM *et al*, 2007; QUANNEY *et al*, 2003; YAROSH; HOFFMAN; STRICK, 2004).

O hemisfério contra lateral do braço dominante tende a apresentar níveis mais altos de ativação do que o não dominante, ou seja, o hemisfério contra lateral é mais ativo durante o movimento do braço unilateral, mas o hemisfério do mesmo lado da lesão também apresenta níveis de ativação (CHEN *et al*, 2000; VOLKMANN *et al*, 1998).

Na pesquisa de Noskin; Krakauer e Lazar (2008), abordaram o desempenho da mão ipsilateral de indivíduos com hemiparesia no período inicial (24-48h) até um ano após AVE. Em sua pesquisa foi demonstrado uma diminuição da função da mão não parética durante a fase inicial de recuperação e uma correlação entre o grau de destreza ipsilateral e o grau de fraqueza muscular, mas não houve comprometimento demonstrado pela dinamometria manual.

Recentemente foi relatado que indivíduos com hemiparesia por AVE apresentam uma deficiência na modulação do controle da precisão da força de preensão na extremidade ipsilateral a lesão encefálica. Esses indivíduos aumentaram de 35 a 110% da força necessária para levantar um mesmo objeto repetidas vezes (RAGHAVAN *et al*, 2006).

Annes Kristensen e Häger-Ross (2010), verificaram o efeito da lesão encefálica cerebelar sobre membro superior não parético e contralateral de indivíduos com lesão cerebelar, sendo que a força de preensão da mão não parética apresentou um atraso e uma maior variabilidade na latência e do desenvolvimento da força estática quando comparados. O pico da força de preensão e a força de preensão estática foram semelhantes tanto na mão não parética do grupo experimental quanto do grupo controle.

Um dado interessante foi que indivíduos com hemiparesia apresentaram uma força de preensão aumentada no início do levantamento do objeto no membro não parético, provavelmente para evitar o deslizamento do objeto (ANNES; KRISTENSEN; HÄGER-ROSS, 2010).

Tem sido sugerido que o aumento da força de preensão pode ser interpretado como uma estratégia para manter a estabilidade durante a manipulação quando o feedback está prejudicado (JOHANSSON *et al*, 1994; NOWAK; HERMSDORFER, 2005).

Outras pesquisas mostraram uma melhora da mão não parética em várias tarefas motoras complexas no período subagudo do AVE e descreveram uma melhor recuperação ao longo dos 3 a 4 meses após a lesão encefálica (MARQUE *et al*, 1997; MAMATA *et al*, 2002).

Estudos têm sugerido que uma lesão unilateral em áreas motoras corticais causa déficits bilaterais na seqüência temporal apropriada de ativação de agonistas, sinergistas e antagonistas. Como hipótese para estes déficits discute-se o fato de que movimentos unilaterais de um membro correlacionam-se com a ativação de áreas sensório-motoras nos dois hemisférios cerebrais. Outros aspectos como o uso do membro superior não paréticos em atividades da vida diária e a natureza das tarefas realizadas, bem como a extensão da lesão



podem influenciar no déficit identificado no membro não parético (YAROSH; HOFFMAN; STRIK, 2004; KOBAYAHY *et al*, 2003).

Algumas experiências com animais e humanos tem revelado que um dano cerebral unilateral pode produzir déficits significativos ipsilesionais. Apesar dos ganhos que possam ser conseguidos ao nível da performance motora com o braço afetado, muitos dos pacientes que sofreram um AVE unilateral, apresentam déficits contralesionais que limitam a função desse segmento. Como resultado, os pacientes que sofrem hemiplegia moderada ou severa são obrigados a usar o braço não parético para realizar as tarefas unilateralmente, antes mesmo de se testar e treinar a performance bilateral (SAINBURG, 2005).

Existe controvérsia sobre a presença do déficit de força muscular no membro superior não parético em indivíduos com hemiparesia. Segundo Sunderland *et al* (1999) as deficiências relatadas variam desde a redução da força, da velocidade do movimento em comparação com o grupo controle de indivíduos saudáveis até dificuldade em produzir a sequência da ação, que é característica da apraxia. Em seus estudos Lima *et al* (2006), encontraram que o membro superior ipsilateral de sujeitos com hemiparesia apresentou desempenho inferior estatisticamente significativo no teste de força de preensão máxima em relação ao membro superior homólogo de seus controles da mesma dominância. Da mesma forma Colebatch; Gandevia (1989) encontraram redução significativa na força de preensão e força muscular em geral no membro superior ipsilateral em relação aos controles, destacando que os músculos do punho e flexores dos dedos são os mais acometidos.

Por outro lado, Desrosiers *et al* (1996) afirmam que não existe déficit de força de preensão e de sensibilidade tátil no membro superior não parético em indivíduos com hemiparesia. Em pesquisas que demonstram não haver perda de força muscular de preensão no membro superior não parético, a principal justificativa é o fato de que a força máxima de preensão é uma atividade que exige mínima integração sensório-motora (LIMA *et al*, 2006).

Estudos vêm demonstrando que indivíduos com AVE apresentaram alguma alteração na qualidade do braço não parético e que a função do membro superior tende a variar com o lado da lesão. Indivíduos com lesão do hemisfério cerebral direito podem apresentar déficits no controle da trajetória, e lesão no hemisfério cerebral esquerdo pode haver comprometimento no controle da posição do membro (YAROSH; HOFFMAN; STRICK, 2004; CAREY; BAXTER; DI FABIO, 1998).

Haaland *et al* (2004) descreveram em suas pesquisas que pacientes que apresentaram lesão no hemisfério esquerdo apresentaram déficits na velocidade de movimento, enquanto pacientes com lesão no hemisfério direito mostrou dificuldade em executar o final do movimento, quando comparados ao um grupo controle.

Estes autores compararam indivíduos com lesão esquerda e indivíduos com lesão direita em relação ao seu comprometimento inicial e recuperação três meses após a lesão. Observou-se que ocorre um maior déficit de movimentação voluntária em lesões hemisféricas esquerdas e uma perda na atenção espacial e no controle postural quando a lesão ocorre no hemisfério direito (VOOS; VALE; 2007).

No estudo realizado, mostrou-se que dentro de um mês após AVE a maioria dos pacientes com comprometimento do hemisfério esquerdo e uma amostra menor de pacientes com comprometimento do hemisfério direito, apresentaram alterações na destreza da mão não parética (SUNDERLAND *et al*, 1999).

Este resultado corrobora vários outros estudos anteriores que relataram déficit na destreza manual em grupos com AVE. Houve desaceleração e falta de habilidade para a realização das tarefas, mas todos foram capazes de realizar os testes de destreza (JEBSEN *et al*, 1971; SPAULDING, 1988; DESROSIERS *et al*, 1996; YELNIK *et al*, 1996).

A força de preensão da mão não parética foi reduzida, mas coexistiu com a destreza normal para pacientes com comprometimento do hemisfério direito, indicando que essa fraqueza não era suficiente para causar problemas de destreza. Um importante achado foi que pacientes com lesão do hemisfério esquerdo eram muitas vezes lentos em seu desempenho nas tarefas de destreza (SUNDERLAND *et al*, 1999).

Isso é consistente com uma série de pesquisas mostrando que danos hemisfério esquerdo provoca problemas maiores do que do lado direito em tarefas que requerem movimentos rápidos ou com precisão (GOODALE *et al*, 1990; HAALAND; HARRINGTON, 1996; WINSTEIN; POHL, 1995).

Como a maioria das atividades de vida diária envolve sequências motoras complexas, seria possível supor que o desempenho de pacientes com lesão no hemisfério esquerdo estivesse mais alterado em indivíduos com lesão à esquerda, principalmente, porque, diante da modificação decorrente do AVE nas respostas motoras (hemiparesia), parte do sequenciamento dos movimentos precisaria ser reprogramado nas atividades de vida diária (VOOS, VALLE, 2007).

Pesquisadores estudaram que lesões do hemisfério direito demonstraram erros substanciais na posição final de um membro superior numa atividade, quando comparados com sujeitos controles de idades semelhantes. Este fato pode explicar o déficit no desempenho de atividades funcionais, incluindo na simulação das AVD's (HAALAN; HARRINGTON, 1996).

### 2.3 Controle postural e preensão manual após acidente vascular encefálico (AVE)

A capacidade de manter o equilíbrio na postura ereta é mantida pela integração entre os sistemas: sensorial, motor e cognitivo (BROWN; SLEIK; WINDER, 2002). O controle do equilíbrio, ou a estabilidade postural, pode ser entendido como a habilidade de manter o centro de gravidade dentro dos limites da base de suporte, referidos como limites de estabilidade. Os limites de estabilidade não são fixos, mas se alteram de acordo com a tarefa, o movimento, a biomecânica do indivíduo e vários aspectos ambientais (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

Alguns pesquisadores vêm buscando em sujeitos que apresentam patologias neurológicas e sujeitos normais (não atletas), estabelecer relações entre os movimentos de preensão e as respostas posturais, visto que movimentos dos membros superiores geram perturbações no controle do equilíbrio (MOMIYAMA *et al*, 2006; KATO; MIYAOTO; SGIMIZU, 2004; WING; FLANAGAN; RICHARDSON, 1997).

Analisar os movimentos dos membros superiores nos estudos das respostas posturais tem provado sua adaptabilidade no contexto biomecânico e da tarefa. As vias motoras que controlam os movimentos dos braços e mãos e que normalmente contribuem para a manipulação fina dos membros superiores podem ser relacionados com os sistemas motores promovendo a estabilidade postural de todo o corpo. A relação previsível entre o controle postural e o controle dos membros superiores tem sido estudada, onde os movimentos voluntários dos braços produzem distúrbios no equilíbrio (WING, FLANAGAN, RICHARDSON, 1997).

Indivíduos que sofreram uma lesão cerebral, como um acidente vascular encefálico, frequentemente mostram diminuição do controle postural. Os problemas de equilíbrio e controle postural, também são comuns após o AVE e este implica em uma dificuldade no retorno às AVD's, mobilidade e no aumento do risco de quedas (TEASDALE *et al*, 1991). Os pacientes apresentam ainda uma redução da capacidade para realizar uma tarefa motora simultaneamente a uma tarefa cognitiva (LESLEY *et al*, 2002).

A diminuição da capacidade de manter o equilíbrio estático e dinâmico após AVE poderia estar relacionada com a incapacidade para selecionar algumas informação sensorial (sistemas visual, vestibular e somatossensorial) a fim de produzir uma ação motora adequada para manter a estabilidade da postura (SHUMWAY-COOK; ANSON; HALLER, 1988; DI FABIO E BADKE, 1990;. BONAN *et al*, 2004).

O desequilíbrio está entre os principais problemas que surgem após o AVE, sendo um fator importante na recuperação da postura sentada, em pé e da marcha. A fraqueza muscular, a perda sensitiva, o descontrole reflexo e a distorção visuo-espacial são vários dos aspectos que contribuem para a diminuição do equilíbrio nos indivíduos hemiplégicos (NICHOLS *et al*, 1996).

Um adequado controle de equilíbrio é necessário ativar sinergicamente vários músculos do corpo, quando sequencialmente e adequadamente contraídos, estes propiciam a escolha adequada da estratégia para a retomada do equilíbrio. Após um AVE, aparecem as limitações devido a dificuldade em eleger a estratégia adequada e/ou a incapacidade de planejar e executar a contração muscular em tempo hábil (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

A manutenção da postura ereta é uma tarefa importante e complexa para o corpo humano. Para manter o equilíbrio em qualquer postura, o corpo humano precisa receber

informações sobre a sua posição no espaço e sobre o ambiente. Essas informações são recebidas pelo corpo através do sistema neural: que integra a informação sensorial para acessar a posição e o movimento do corpo no espaço e músculo-esquelético: que geram forças para controlar a posição do corpo, conhecido como o sistema de controle postural (MIYAMOTO *et al*, 2004; MOCHIZUKI; AMADIO, 2003).

O equilíbrio é essencial para a realização eficiente de quase todas as atividades humanas, seja com o corpo em repouso (equilíbrio estático) ou em movimento (equilíbrio dinâmico). O controle postural requer a percepção da posição e do movimento do corpo no espaço, fornecida pelos sistemas sensoriais, e a ação motora para controlar o posicionamento do corpo ((KATO; MIYAMOTO; SHIMIZU, 2004).).

O desequilíbrio pode comprometer uma ampla gama de atividades que constituem as AVD's. Assim, a realização das mais variadas atividades funcionais e/ou tarefas motoras, como vestir-se, transferir-se, alimentar-se e andar, requerem diferentes e complexas mudanças no tônus, na atividade muscular e no influxo de informações sensitivas, necessários para a habilidade de manter ou alcançar o equilíbrio (COLOBERT *et al*, 2006).

Sabe-se ainda que alterações no controle do equilíbrio sentado e na postura ortostática correlacionam-se significativamente com alterações na funcionalidade e independência em indivíduos com hemiparesia após AVE (DETTMANN *et al.*, 1987; SANDIN; SMITH, 1990; MAO *et al.*, 2002).

Uma perturbação postural é qualquer mudança que abale a postura corporal de seu equilíbrio. Esta perturbação pode ocorrer nos sistemas sensoriais envolvidos no controle do equilíbrio ou pode ser mecânica, quando há uma alteração na disposição dos segmentos corporais no espaço, levando a uma alteração do centro de massa. O papel do sistema nervoso central é detectar e prever as instabilidades, além de produzir as forças musculares

apropriadas para complementar todas as demais forças, de forma que o centro de massa fique controlado e o equilíbrio seja mantido (MCCOLLUM; LEEN, 1989; HORAK, 1997).

Durante as atividades dos membros superiores quando se está parado, em pé, pode e deve ser gerada alguma espécie de perturbação no equilíbrio corporal, basicamente porque quando se movimentam os membros superiores, muda-se o centro de massa dos mesmos, portanto é necessário que o sistema de controle postural se antecipe (realize movimentos antecipatórios) a fim de manter o centro de gravidade dentro da base de suporte evitando a queda.

Estudos verificaram a necessidade de atenção no controle postural através do aumento do tempo de reação verbal identificado durante a manutenção ereta comparada com a posição sentada. Os resultados indicaram que quanto maior a restrição da tarefa postural pior o desempenho na tarefa secundária (MARSH; GEEL, 2000).

Considerando que antes da tarefa de realizar a preensão manual ajustes posturais antecipatórios são realizados, com base na expectativa que se tem de realizar o movimento, e durante a tarefa continuam sendo realizados ajustes posturais e em certo aspecto estes ajustes podem estar relacionados com os ajustes do próprio movimento de preensão, é provável que as sincinesias, geradas durante o movimento voluntário máximo, podem afetar esta relação (HWANG *et al.*, 2005).

Alguns pesquisadores sinalizam a importância das alterações de equilíbrio nesta população, com comprometimento nos aspectos motores, sensoriais e de integração do controle do movimento (WING *et al.*, 1997; CHEN *et al.*, 2000, DE HAART *et al.*, 2004).

Um estudo com 41 indivíduos com AVE evidenciou maiores déficit de mobilidade e redução significativa da força de membros superiores e da independência nas atividades de

vida diária nos indivíduos que tiveram alteração de equilíbrio significativa, como por exemplo, os que caem com maior frequência (HYNDMAN; ASHBURN; STACK, 2002).

Pacientes crônicos com comprometimento devido o AVE tem que lidar com problemas decorrentes das alterações no processo do controle postural. Muitos estudos vêm demonstrando que mudanças no processo de controle postural ocorrem em pacientes hemiparéticos. Pacientes hemiparéticos tem mudanças nos padrões de recrutamento e de contração atrasada dos músculos paréticos durante o equilíbrio. A distribuição do peso dos membros inferiores é assimétrica em favor do membro inferior sadio, e a transferência para o lado hemiparético é alterada; os ajustes posturais também são afetados (KIRKER; JENNER; SIMPSON, 2000; SHUMWAY-COOK; ANSON; HALLER, 1988; MARIGOLD; ENG, 2006; BENSOUSSAN *et al*, 2007).

Através de observação que os indivíduos que tenham sofrido um acidente vascular cerebral são menos capazes de realizar simultaneamente, uma tarefa motora e cognitiva, do que indivíduos controle saudável; acarreta 2 implicações: 1- o processamento de informações como a locomoção são alteradas depois de uma lesão cerebral; 2 que a capacidade de processamento de informação nesta população pode ser alterada em consequência da lesão cerebral. Mesmo na ausência de patologia, a tarefas de ficar em pé a aparentemente fácil, não são automáticas, recorrem a contribuição do sistema cognitivo. Os trabalhos nesta área também revelaram que os recursos cognitivos dedicado a tarefas de controle postural e locomoção são maiores para os idosos em comparação com adultos jovens. Portanto, maior atenção é necessária quando a informação sensorial é reduzida (HAGGARD; CLARK; KALOGERAS, 2002).

Indivíduos que sofreram AVE apresentam uma maior demanda atencional para tarefas de controle postural estático, se comparados a um grupo controle saudável, particularmente



quando a dificuldade da tarefa aumenta. Considerando que o controle do equilíbrio também envolve cognição e realização de múltiplas tarefas enquanto o indivíduo se mantém em diferentes posturas, dificuldade em alocação da atenção para o controle postural leva a um aumento do risco de instabilidade e a uma maior probabilidade de queda nesta população. O AVE pode comprometer a capacidade cognitiva, em especial a capacidade de realizar simultaneamente tarefas que demandem níveis diferentes de atenção (GUSTAFSON, 2003; BROWN; SLEIK; WINDER, 2002, DE HAART *et al*, 2004).

### **3 MÉTODO**

#### **3.1 Caracterização da pesquisa**

Esta pesquisa caracterizou-se por ser do tipo descritiva, quase-experimental, pela caracterização dos indivíduos; pelo efeito da AVE sobre os parâmetros do estudo e por verificar associação entre os parâmetros analisados.

#### **3.2 Indivíduos do estudo**

Foram selecionados através de abordagem direta de 30 (trinta) indivíduos adultos de ambos os sexos, idade acima de 21 anos, 15 (quinze) indivíduos com hemiparesia unilateral devido à Acidente Vascular Encefálico (AVE), e 15 (quinze) indivíduos saudáveis, de ambos

os sexos, na mesma faixa etária, todos habitantes da cidade de Florianópolis – SC e região. O caçulo amostral foi baseado no estudo piloto.

Todos os selecionados desta pesquisa, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) bem como um consentimento para fotografias, vídeos e gravações (Anexo G). Foram respeitados nos princípios contidos na resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, estando todos os voluntários enquadrados dentro dos critérios de inclusão e exclusão, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisada da UDESC sob o número 212/2009 (Anexo H).

### 3.2.1 Critérios de Inclusão

No grupo com sequela de acidente vascular encefálico (AVE) os indivíduos cumpriram os seguintes critérios:

1. Indivíduos com hemiparesia unilateral (no mínimo 1 mês após lesão);
2. Idade acima de 21 anos, estáveis hemodinamicamente, ambos os sexos;
3. Escore mínimo de 20 sobre 34 na escala de Fugl-Meyer de membro inferior;
4. Capacidade de manterem-se na postura ortostática independentemente, com segurança, por 2 minutos (DICKSTEIN; ABULAFFIO, 2000);
5. Capacidade de pegar, levantar e manter um objeto cilíndrico por 20 segundos com membro não parético;
6. Capacidade de compreensão de ordens simples (“levante o seu braço mais forte

acima da cabeça”).

No grupo saudáveis controle os indivíduos cumpriram os seguintes critérios:

1. Adultos com idade acima de 21 anos pareados ( $\pm 5$ anos), de ambos os sexos;
2. Capacidade de manterem-se na postura ortostática independentemente;
3. Capacidade de compreensão de ordens simples;
4. Não apresentarem histórico de fraturas ou doenças osteoarticulares graves relacionada aos membros superiores (MMSS) e/ou inferiores (MMII).

### 3.2.2 Critérios de Exclusão

Foram excluídos do grupo hemiparéticos os indivíduos com os seguintes critérios:

1. Histórico de fraturas ou doenças osteoarticulares relacionadas aos MMSS e/ou MMII que comprometa a realização da tarefa;
2. Limitação articular que impeça o arco de movimento de ombro, punho e cotovelo;
3. Afasia de compreensão ou outras dificuldades para compreender as tarefas propostas;
4. Outras patologias neurológicas associadas (vestibular, cerebelar, deficiência visual);
5. Não aceitarem as condições do termo de consentimento livre e esclarecido.

Foram excluídos do grupo saudáveis os indivíduos com os seguintes critérios:

1. Histórico de fraturas ou doenças osteoarticulares graves relacionadas aos MMSS e/ou MMII, que comprometam a realização da tarefa;
2. Limitação articular que impeça o arco de movimento de ombro, punho e cotovelo no membro que será testado.
3. Patologias neurológicas associadas que comprometam o teste;
4. Não aceitarem as condições do termo de consentimento livre e esclarecido.

### 3.3 Instrumentos de medida

**Ficha de identificação e avaliação** - A ficha de identificação e avaliação foi utilizada para o registro de dados individuais dos participantes e medidas antropométricas. Foram obtidas as identificações dos participantes, como: nome, idade, sexo, escolaridade, dominância da mão, estatura, massa corporal e mensuração do comprimento do braço (Anexo A).

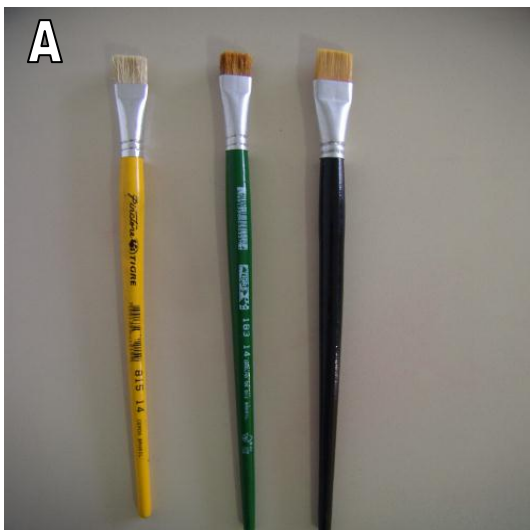
**Teste de Fugl-Meyer Motor Assessment (FMA)** - O método de avaliação do desempenho físico através do teste de Fugl-Meyer consiste em um sistema de escala numérica acumulativa, dividida em três sessões, que avalia o nível de deficiência nos pacientes hemiparéticos (Anexo B) (FUGL-MEYER *et al.*, 1975; MAKI *et al.*, 2006). Esta escala é usada clinicamente na pesquisa para medir o comprometimento motor, descrever a

recuperação motora, assim como para planejar e avaliar o tratamento (FINCH *et al.*, 2002). Para a maioria dos parâmetros, a cotação indica se o indivíduo não pode fazer o movimento (0), pode executá-lo parcialmente (1), ou executa-o completamente (2). Quanto mais alta a pontuação melhor é a funcionalidade do indivíduo. Fugl-Meyer *et al* (1975), determinaram uma pontuação de acordo com o nível de comprometimento motor, em que menos que 50 pontos indicam um comprometimento motor severo; 50 - 84 marcante; 85-95 moderado; e 96-99 leve.

Para este estudo foi utilizadas as sessões para funções motoras de membro superior (MS). Duncan *et al.* (1990), verificaram uma reprodutibilidade inter-avaliadores de 0.96 a 0.97 para os itens do membro superior.

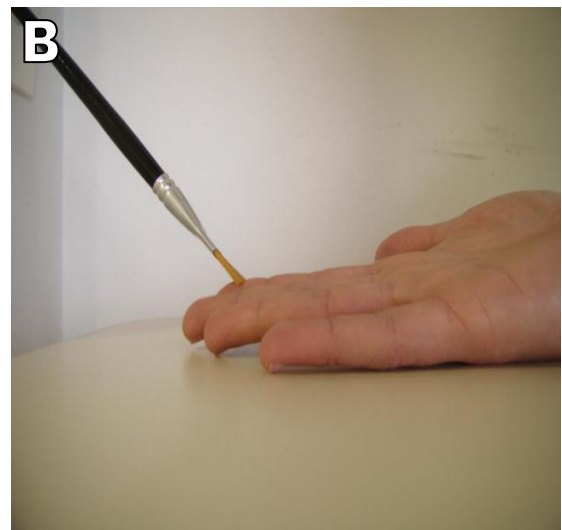
**Escala de Equilíbrio de Berg** - Para a realização da avaliação do equilíbrio o instrumento empregado foi a Escala de Equilíbrio Funcional de Berg – versão brasileira, composto por quatorze questões, onde as pontuações dos subitens variam de 0 a 4 pontos. A pontuação máxima pode chegar a 56 e cada item possui uma escala ordinal de 5 alternativas (MIYAMOTO *et al*, 2004). A escala foi originalmente desenvolvida para indivíduos idosos, mas foram demonstradas boas confiabilidade e validade (alfa de Cronbach= 0.92–0.982) na avaliação do equilíbrio em pacientes que sofreram AVEs (WEE; WONG; PALEPU, 2003). O zero significa que o participante é incapaz de realizar a tarefa pretendida e o quatro refere-se ao participante que executa os movimentos solicitados, de forma independente e permanece numa determinada posição durante todo ou quase o tempo previsto para aquela tarefa. Todos os participantes da pesquisa, tanto do grupo de indivíduos com hemiparesia, quanto de indivíduos saudáveis, foram submetidos à avaliação do equilíbrio por meio da escala de Berg (Anexo D) (BERG; WOOD-DAUPHINEE; WILLIAMS *et al.*, 1995; WEE; WONG; PALEPU, 2003; MAO *et al*, 2002).

**Teste Moving Touch-Pressure (MTP)** - A avaliação da sensibilidade tátil foi realizada através da aplicação do método proposto por Dannenbaum *et al*, (2002). O teste mensura a capacidade do indivíduo em discriminar as diferentes sensações geradas pelos pincéis em movimento, os sujeitos, que devem estar de olhos fechados indicando verbalmente qual o pincel está em contato com pele. O teste será realizado com três pincéis (Tigre Pinctore® referências 815/14, 483/18 e 183/14). O estímulo foi aplicado no sentido de proximal para distal na falange distal do indicador. O pincel foi posicionado em um ângulo de 30° com a superfície da pele. A força aplicada pelo examinador foi suficiente para apenas deformar as cerdas dos pincéis (Figura 6). Com as mãos em cima da mesa, uma série de 2 a 5 estímulos foram realizada com cada tipo de pincel para a identificação das cores e dos diferentes estímulos. Cada um dos 3 pincéis será aplicado 4 vezes, aleatoriamente no lado não parético (Anexo E). O escore do teste representa a porcentagem de respostas corretas, sendo que 0% indica nenhuma resposta correta e 100% indicou que todas as respostas estavam corretas. É relatada adequada confiabilidade intra-observador (ICC .92) e inter-observador (ICC .92) (DANNENBAUM *et al*, 2002).



**Figura 4** - Pincéis utilizados para a realização do teste Moving Touch-Pressure (A)

**Fonte:** Do autor (2011).



**Figura 5** - Aplicação do teste Moving Touch-Pressure (B)

**Fonte:** Do autor (2011).

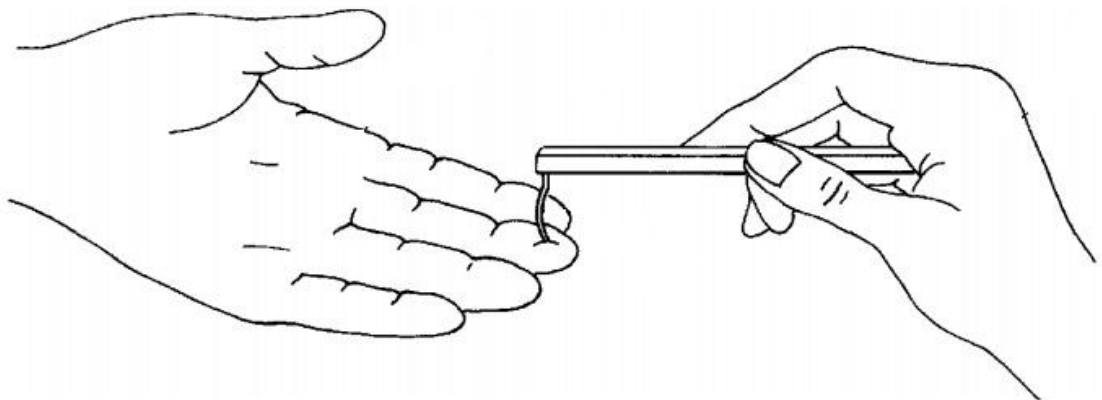
**Teste de Sensibilidade Semmes – Weinstein** - No Teste de Sensibilidade tátil foi utilizado um conjunto de 5 monofilamentos de náilon de Semmes-Weinstein para testar a percepção do toque leve e sensação de pressão profunda. Os monofilamentos são confeccionados com fios de náilon do mesmo tamanho e de diferentes diâmetros, que exercem pressão sobre a pele de acordo com a gramagem do filamento, que varia de 0,05 a 300 g (TOLEDO; BARELA, 2010). O Kit original de Semmes-Weinstein é composto por 20 monofilamentos. Werner e Ornarem (1970) constataram que é possível utilizar um número reduzido de monofilamentos, para avaliação clínica da sensibilidade, sem prejuízo do resultado. Bell em 1978 descreveu um conjunto reduzido de 5 monofilamentos (figura 6) para avaliar o membro superior, em pacientes com alteração da sensibilidade (Anexo C). O monofilamento de menor pressão tem a gramagem calculada de 0,05g, equivalente à sensibilidade tátil normal, que é registrada no gráfico do mapeamento de sensibilidade com a cor verde; o segundo com gramagem de 0, 2 g, sensibilidade diminuída ao toque leve, registrada com a cor azul; o terceiro com gramagem de 2,0g, sensibilidade protetora diminuída, registrada com a cor roxa; o quarto monofilamento tem gramagem calculada de 4,0g, sensibilidade protetora ausente, registrada com a cor vermelho escuro e o último com gramagem de 300g, sensação de pressão profunda presente, registrada com a cor vermelho magenta. Se o paciente não sente com este monofilamento tem a sensação de pressão profunda ausente e registra-se em preto. O teste de sensibilidade foi realizado no dedo indicador, dedo médio e polegar e mínimo, como demonstrado na figura 7.



**Figura 6** - Kit de monofilamentos de náilon de Semmes-Weinstein

**Fonte:** Do autor (2011).

O teste iniciou como o monofilamento de menor diâmetro. Cada monofilamento foi aplicado perpendicularmente à pele até que se curve levemente, sustentando por 1 – 1,5 s. O indivíduo foi solicitado a dizer quando sentir o monofilamento. Em caso de resposta positiva a uma das três aplicações, o teste será considerado positivo, como mostra a figura abaixo:



**Figura 7** - Exemplo da aplicação do teste de sensibilidade de Semmes-Weinstein

**Fonte:** Adaptado Christy (1998, p. 2).



**Avaliação da Força de Preensão Manual** - A avaliação da força de preensão da mão foi realizada através de um dinamômetro *Chattanooga*® que consiste em um sistema hidráulico de aferição devidamente calibrado e que apresenta como sensor um sistema de barras (figura 9). O posicionamento dos indivíduos foi baseado no protocolo de avaliação da Sociedade Americana de Terapia da Mão (MOREIRA *et al*, 2003). O sujeito permaneceu sentado, com ombros relaxados e cotovelos na posição de flexão em 90°. A técnica utilizada foi a de três tentativas, por ser considerada a que apresenta maior validade interna, de acordo com Mathiowetz; Rennells e Donahoe (1985), não sendo identificado efeito de fadiga ou aprendizado do teste. Foi solicitado ao sujeito que realize três tentativas de preensão da mão não parética, utilizando o dinamômetro manual analógico, que fornecerá resultados em quilograma Força (kgf). Foi considerado o melhor dos três valores obtidos (Anexo F).

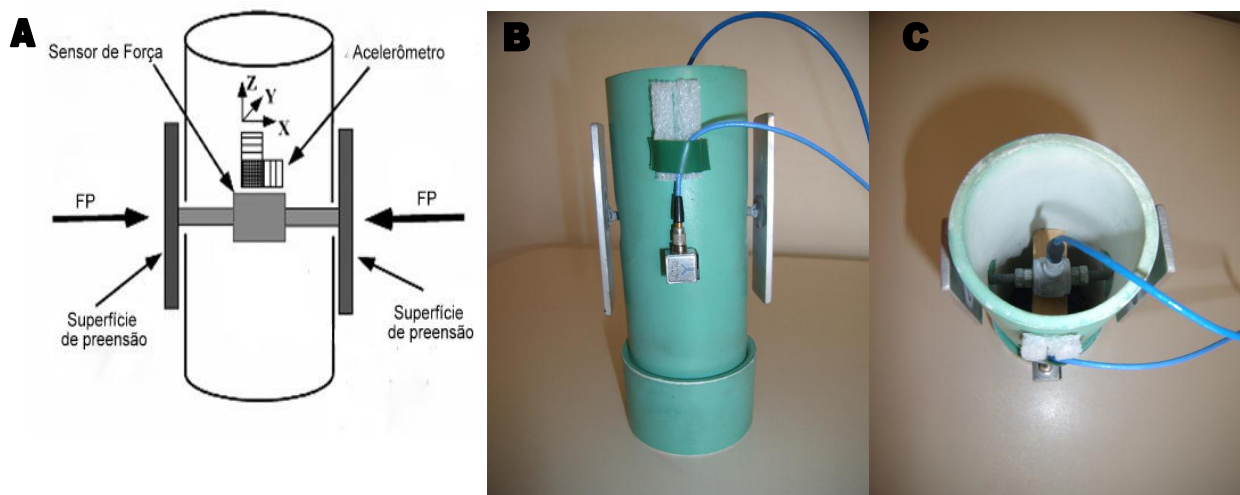


**Figura 8** - Dinamômetro de preensão manual *Chattanooga*®

**Fonte:** Do autor (2011).

### 3.3.1 Sistema de mensuração do controle da força de preensão

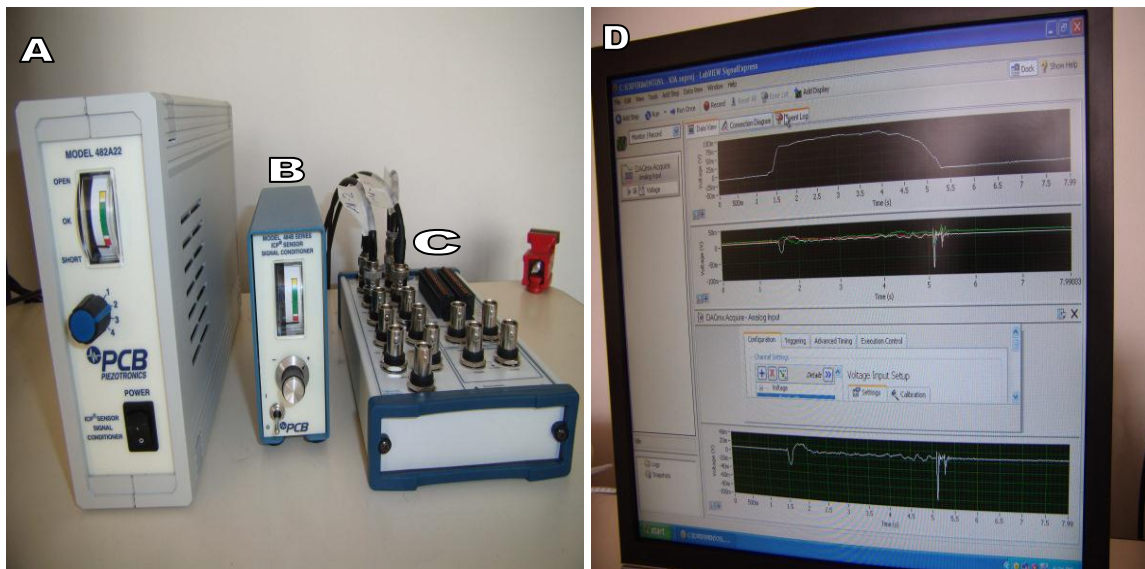
O controle da força de preensão foi medido pelo sistema formado por um objeto instrumentado e sistema de aquisição de dados. O objeto instrumentado é representado no formato de um copo de plástico cilíndrico (6 cm de diâmetro, 16 cm de altura, massa total de 0,372 kg), internamente ao centro do copo um sensor de força dinâmico piezoelétrico unidirecional (*ICP® Dynamic Force Sensor, Modelo 208C02, Marca PCB Piezotronics Inc., EUA*), conectado por dois prolongamentos a duas placas metálicas retangulares na parte externa do copo que medirá a força de preensão aplicada pelo polegar e os quatro dedos em oposição. Foi fixado na parte externa do copo instrumentado um acelerômetro piezoelétrico triaxial (*ICP® Accelerometer, Modelo J356A22, Marca PCB Piezotronics Inc., EUA*) que mede a aceleração dos movimentos nas 3 direções.



**Figura 9** - Copo instrumentado **A** - Representação esquemática do copo instrumentado com as forças produzidas durante o movimento vertical, FP – força de preensão; **B** - Vista lateral do copo instrumentado visualiza-se duas placas metálicas retangulares do copo e um acelerômetro piezoelétrico triaxial fixado na parte externa **C** - Vista superior visualiza-se internamente ao centro do copo um sensor de força dinâmico de quartzo unidirecional

**Fonte:** (A) Adaptado de Iyengar *et al* (2009, p. 87)

O sistema de aquisição de dados é composto por um condicionador de sinais do sensor de força (*Line-Powered ICP® Signal Conditioner*, Modelo 484B06, Marca PCB® Inc., EUA) e do acelerômetro (*ICP® Sensor Signal Conditioner*, Modelo Y482A22, Marca PCB® Inc., EUA), conversor analógico-digital (Modelo BNC 2110 Marca *National Instruments®*, EUA). A frequência de aquisição dos dados foi de 100 Hz e os arquivos são registrados no *Software LabView SignalExpress®* (Versão 2.5.1 for Windows®, Marca *National Instruments®*, EUA), para análise dos dados (figura 11).



**Figura 10** - Sistema de aquisição de dados. Condicionador de sinais do sensor de força (A) e do acelerômetro (B); um conversor analógico-digital (C). Ao lado o *Software LabView Signal Express* (D).

**Fonte:** Do autor (2011).

### 3.4 Coleta de dados

Os indivíduos selecionados foram convidados a comparecer no laboratório de comportamento motor – LADECOM situado no CEFID-UDESC em datas e horários previamente agendados para as avaliações clínicas. Foi entregue um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) bem como um consentimento para fotografias, vídeos e gravações (Anexo G) com informações a respeito do projeto e dos procedimentos aos quais serão submetidos e suas respectivas finalidades. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisada da UDESC sob o número 212/2009 (Anexo H).

Após a seleção dos indivíduos, os participantes preencheram a ficha de identificação e em seguida foram aplicados os testes clínicos aos indivíduos hemiparéticos e saudáveis visando caracterizar o grupo: Teste de Fugl-Meyer de membro superior visando avaliar o nível de recuperação motora dos indivíduos hemiparéticos (FUGL-MEYER *et al.*, 1975); Teste de Sensibilidade *Moving Touch-Pressure* (MTP), para avaliar percepção tátil da mão (DANNENBAUM *et al.*, 2002); Teste de sensibilidade de Semmes-Weinstein, para testar a percepção do toque leve e sensação profunda, Dinamômetro Manual, para avaliar força máxima de preensão manual (BELLACE *et al.*, 2004). Após as avaliações clínicas foi realizado o teste com o copo instrumentado, para analisar o controle de força da preensão manual.

### 3.4.1 Processamento de dados

Os resultados dos testes de Fugl\_Meyer membro superior, Teste *Moving Touch-Pressure* (MTP), Teste de Sensibilidade Semmes-Weinstein, Força de Preensão Manual (dinamômetro) foram utilizados para caracterizar a amostra.

O Teste de Berg foi utilizado para verificar o nível de equilíbrio dos participantes do grupo com hemiparesia.

Para análise do controle da força de preensão o sinais do sensor de força e de aceleração foram processados com o uso de uma rotina escrita em *Matlab* (*The MathWorks<sup>TM</sup>*, versão 6.5) (IYENGAR *et al*, 2009) e os seguintes parâmetros foram calculados: 1) Força no momento de levantar o objeto (FNML); 2) Pico da força de preensão (PFP); 3) Pico de velocidade (Pvel); 4) Força de preensão estática(FE); 5) Latência (LT);; 6) e 7) Diferença temporal (DT).

### 3.4.2 Preparação do ambiente

A disposição dos instrumentos de medida empregados nas avaliações do movimento de pegar e levantar, bem como a posição, do suporte da mesa, do banco e do copo instrumentado, será apresentado na figura abaixo.



**Figura 11-** Disposição do laboratório

**Fonte:** Do autor (2011)

### 3.4.3 Preparação dos sujeitos

Após as avaliações clínicas para caracterização do grupo, os indivíduos foram preparados para a coleta. Inicialmente foi realizado a explicação e a familiarização da tarefa e empregados na ficha de avaliação os valores referentes ao posicionamento do indivíduo. Foi solicitado ao paciente sortear de forma aleatória a posição postural (sentado ou em pé) que iniciaria a tarefa para ter a certeza de que não haveria efeitos de sequência ao realizar o movimento de “pegar e levantar o objeto”

Inicialmente, tanto as mãos dos sujeitos, como das placas metálicas do copo instrumentado (onde será feita força de prensão) foram limpas com álcool.

Na condição sentada, o indivíduo permaneceu sentado em um banco de madeira de altura ajustável, sem encosto e antebraços sem apoio, com os braços paralelamente ao tronco, com o corpo ereto e com os pés apoiados no chão em frente a uma mesa ajustável com base retangular, regulada de acordo com a altura de cada paciente (obtendo com ponto de

referência a linha do processo xifóide com a borda superior do copo) onde a mesma se encontrava posicionada a uma distância de 80% do comprimento do braço.

Na condição em pé, o indivíduo adotou a posição ortostática em frente a uma mesa ajustável, onde se adotou a mesma altura (ponto de referência a linha do processo xifóide com a borda superior do copo) e a distância da mesa de 80% do comprimento do braço.

O copo instrumentado com formato cilíndrico foi posicionado no centro da mesa, ao longo da linha média do tronco do indivíduo com distância fixa de 12 cm da borda da mesa para as duas posturas.

#### 3.4.4 Preparação para a coleta de dados

Os indivíduos iniciam a tarefa com a mão não parética na postura sorteada e foram instruídos a manter a mão posicionada sobre a mesa (obtendo como ponto de referência a linha média do punho), não inclinar o objeto e não mover o tronco. Após o posicionamento correto para cada condição, iniciou-se a coleta de dados onde foram orientados a segurar o objeto instrumentado com os quatro dedos posicionados em um das placas e o polegar em oposição realizando o movimento da forma mais natural possível.

Foram realizadas 3 tentativas na mão não parética antes da coleta, assegurando que os pacientes estivessem confiantes e familiarizados com a tarefa. O comando verbal para iniciar o experimento foi dado pelo pesquisador.

.Durante o teste, o indivíduo pegou o objeto e realizou o movimento de elevação que foi aproximadamente a cerca de 10 centímetros, e manteve nessa posição durante 5 segundos,

e em seguida posicioná-lo na mesa. A amplitude de elevação foi especificada para as duas condições (sendo e em pé), sendo que foi colocando um copo plástico próximo ao copo instrumentado para o paciente ter como referência.

Cada indivíduo realizou 14 repetições de elevação do objeto com massa total de 431 gramas, sendo que as 7 primeiras elevações foram realizadas com carga adicional com peso de 196 gramas. A carga foi retirada a partir da 8-14 repetição. Sendo que os indivíduos não foram informados sobre a troca de carga.

### **3.5 Tratamento estatístico**

Para análise dos dados foi realizada estatística descritiva, médias aritméticas ( $\bar{x}$ ) e desvio padrão ( $s$ ), foi empregada para análise dos dados referentes as características sócio-demográficas dos participantes, bem como a caracterização dos testes clínicos.

Para verificar o efeito do “grupo”, da “postura” e da “carga do objeto” nos parâmetros do controle da força de preensão na “tarefa de modulação a carga” foi utilizado o teste ANOVA 3 – Way (Análise de Variância 2 x 2 x 5), considerando a variável independente “grupo” entre sujeitos (GE e GC) e as variáveis independentes “postura” (sentado e em pé) e “carga do objeto” (OBJcc, OBJsc1, OBJsc2, OBJsc3, OBJsc4). Foram determinados os efeitos principais das variáveis independentes e da sua interação sobre as variáveis dependentes (FNML, PFP, LT, Pvel, FE e DT).



Quando identificado efeito principal da “carga do objeto” foi realizada comparação aos pares para identificar o local das diferenças utilizando a correção LSD (*Least Square difference*) para comparações múltiplas.

As variáveis que apresentaram efeitos de interação significativos foram posteriormente submetido a teste Post Hoc considerando separadamente a postura (sentado e em pé) ou o grupo (GE x GC) para identificar qual condição ou grupo ocorreu a diferença significativa nas variáveis analisadas.

Os resultados serão apresentados como médias e desvio-padrão dos escores, considerando-se um nível de significância ( $p$ ) < 0,05. Para todos os testes estatísticos, empregou-se o software SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*, versão 17.0).

#### **4 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS**

Inicialmente, são apresentadas as características demográficas e os dados clínicos dos grupos participantes (grupo experimental e grupo controle). Após serão abordados os dados referente às variáveis do controle da força de preensão. Em seguida, serão dispostas às comparações entre “grupos”, “postura” e “peso do objeto” e interações entre eles.

#### 4.1 Características dos indivíduos participantes da amostra

**Tabela 1** - Dados demográficos e clínicos

	AVE Média (DP)		Controles Média (DP)	
<b>Idade</b>	57,3 (10,17)		55,5 (11,27)	
<b>Gênero (n, %)</b>				
Masculino	8	80%	8	80%
Feminino	2	20%	2	20%
<b>Hemisfério Lesionado (n, %)</b>				
Direita	10	%		
Esquerda	5	%		
<b>Tempo de AVE (meses)</b>	51,7	(45,8)		
<b>Testes clínicos</b>				
<b>MS Fugl-Meyer pontos (66)</b>	27,0	(10,7)	-	-
<b>Força de preensão (kgf)</b>				
Não Parético/ Direita/	37,4	(14,2)	37,6	(8,9)
Parético/ Esquerda/	14,7	(9,4)	35,2	(9,8)
<b>MSW (P/NP Hemi; D/E Ctl ; n, %)*</b>				
<b>2.83 (0,07gf)</b>	4/4	27/27%	2/13	13/87%
<b>3.61 (0,4gf)</b>	6/10	40/67%	8/7	53/47%
<b>4,31 (2,0gf)</b>	4/0	27/0%	-	-
<b>MTP (%)</b>				
Não Parético	74,3	(44,0)	-	-
Parético	65,7	(32,3)	-	-
<b>BERG</b>	50,5	(4,3)	-	-

DP= desvio padrão; MS = membro superior; MSW = monifilamento de Semmes-Weinstein; MTP= teste de sensibilidade moving touch-pressure; BERG = teste clínico para o equilíbrio; P = parético; NP = não parético; Hemi= grupo hemiparético; Ctl= grupo controle

Nos testes clínicos para caracterização dos grupos, o grupo experimental não apresentou déficit de equilíbrio avaliado através da Escala de Equilíbrio BERG; os participantes não apresentaram nenhuma alteração de sensibilidade tátil no membro superior não parético através do teste MWS e MTP e a força máxima medida pelo dinamômetro

mostrou médias dos grupos similares para a mão não parética de indivíduos com hemiparesia e controles pareados saudáveis.

#### **4.2 Efeito do peso do objeto, da postura e do grupo nas variáveis do controle da força de preensão**

A tabela 2 apresenta as médias e desvio padrão das variáveis estudadas em função da postura: sentado ou em pé; das condições de peso do objeto: objeto com carga (cc) ou nas tentativas 1-4 sem carga (sc); e de grupo: grupo experimental (pessoas com hemiparesia) e grupo controle (saudáveis).

Os resultados da ANOVA 3-way para análise do efeito do “grupo”, da “postura”, do “peso do objeto” e das suas interações nos parâmetros do controle da força de preensão se encontram na tabela 3.

Nas variáveis a LT, FE e DT não houve efeitos significativos entre as condições de “grupo”, “postura” e “peso do objeto”, nem interação entre eles.

Entretanto foram encontrados efeito principal de “peso do objeto” nas variáveis FNML, PFP e Pvel. Ainda, de acordo com a interação entre o “peso do objeto” e “postura” para as variáveis FNML e Pvel, foi realizada análise separada para cada postura.

**Tabela 2** - Medidas descritivas (média  $\pm$  desvio padrão) dos parâmetros do controle da força de preensão durante a tarefa de modulação a carga para o grupo experimental e grupo controle nas condições COM e SEM carga adicional

<b>Parâmetros do controle da força</b>	<b>Postura</b>	<b>Condição de peso do objeto</b>	<b>Grupo Experimental Média <math>\pm</math> DP</b>	<b>Grupo Controle Média <math>\pm</math> DP</b>
FNML (N)	Sentado	OBJcc	9,31 $\pm$ 4,08	11,85 $\pm$ 5,13
		OBJsc1	7,22 $\pm$ 1,98	8,14 $\pm$ 5,60
		OBJsc2	6,61 $\pm$ 4,16	7,40 $\pm$ 4,54
		OBJsc3	6,80 $\pm$ 4,10	7,16 $\pm$ 4,66
		OBJsc4	7,19 $\pm$ 4,09	8,78 $\pm$ 5,64
	Em pé	OBJcc	7,61 $\pm$ 1,98	10,40 $\pm$ 5,09
		OBJsc1	7,91 $\pm$ 3,42	7,67 $\pm$ 3,53
		OBJsc2	8,37 $\pm$ 4,66	8,68 $\pm$ 5,77
		OBJsc3	6,72 $\pm$ 2,78	9,13 $\pm$ 6,65
		OBJsc4	7,77 $\pm$ 2,60	8,57 $\pm$ 4,73
PFP (N)	Sentado	OBJcc	14,54 $\pm$ 6,08	20,64 $\pm$ 9,69
		OBJsc1	16,43 $\pm$ 8,69	15,78 $\pm$ 6,73
		OBJsc2	14,42 $\pm$ 7,03	16,09 $\pm$ 9,15
		OBJsc3	14,21 $\pm$ 7,66	16,76 $\pm$ 13,01
		OBJsc4	13,64 $\pm$ 6,45	16,52 $\pm$ 9,29
	Em pé	OBJcc	15,10 $\pm$ 5,96	18,39 $\pm$ 7,69
		OBJsc1	15,76 $\pm$ 7,15	15,43 $\pm$ 6,69
		OBJsc2	14,78 $\pm$ 8,00	14,35 $\pm$ 6,57
		OBJsc3	14,07 $\pm$ 6,87	15,51 $\pm$ 7,74
		OBJsc4	13,86 $\pm$ 7,15	14,48 $\pm$ 6,11
LT (MS)	Sentado	OBJcc	208,67 $\pm$ 147,69	195,54 $\pm$ 115,80
		OBJsc1	131,33 $\pm$ 101,90	154,67 $\pm$ 99,20
		OBJsc2	177,33 $\pm$ 184,17	169,33 $\pm$ 105,45
		OBJsc3	167,33 $\pm$ 189,03	158,00 $\pm$ 96,22
		OBJsc4	138,67 $\pm$ 99,05	195,33 $\pm$ 121,64
	Em pé	OBJcc	190,00 $\pm$ 101,55	170,00 $\pm$ 98,41
		OBJsc1	186,67 $\pm$ 152,72	132,56 $\pm$ 101,26
		OBJsc2	164,00 $\pm$ 151,17	146,21 $\pm$ 83,67
		OBJsc3	154,67 $\pm$ 129,05	178,35 $\pm$ 145,51
		OBJsc4	176,67 $\pm$ 107,21	154,01 $\pm$ 168,29

<b>Parâmetros do controle da força de preensão</b>	<b>Postura</b>	<b>Condição de peso do objeto</b>	<b>Grupo Experimental Média ± (DP)</b>	<b>Grupo Controle Média ± (DP)</b>
Pvel (m/s)	Sentado	OBJcc	29,15 ± 16,22	29,60 ± 9,34
		OBJsc1	34,18 ± 14,06	37,98 ± 13,24
		OBJsc2	29,93 ± 13,24	30,52 ± 9,17
		OBJsc3	28,19 ± 12,51	30,71 ± 8,46
		OBJsc4	29,79 ± 12,04	32,34 ± 10,23
	Em pé	OBJcc	26,80 ± 10,42	30,98 ± 8,67
		OBJsc1	37,98 ± 13,24	33,22 ± 13,65
		OBJsc2	34,57 ± 18,58	34,90 ± 15,03
		OBJsc3	28,21 ± 12,04	29,86 ± 11,81
		OBJsc4	29,25 ± 18,98	29,92 ± 9,86
FE (N)	Sentado	OBJcc	12,30 ± 8,31	18,51 ± 18,32
		OBJsc1	11,58 ± 7,24	20,40 ± 38,96
		OBJsc2	9,48 ± 4,71	23,44 ± 50,58
		OBJsc3	9,85 ± 5,58	12,05 ± 7,05
		OBJsc4	9,99 ± 4,41	13,75 ± 6,63
	Em pé	OBJcc	8,56 ± 1,81	13,39 ± 6,25
		OBJsc1	10,62 ± 5,69	15,81 ± 13,61
		OBJsc2	10,03 ± 5,43	27,14 ± 56,51
		OBJsc3	9,69 ± 4,69	17,31 ± 18,47
		OBJsc4	9,78 ± 5,13	12,77 ± 6,59
DT (MS)	Sentado	OBJcc	126,41 ± 227,05	140,26 ± 189,52
		OBJsc1	155,68 ± 219,98	79,42 ± 127,89
		OBJsc2	128,35 ± 175,96	156,66 ± 204,65
		OBJsc3	104,96 ± 107,26	155,30 ± 208,59
		OBJsc4	108,41 ± 117,99	31,85 ± 223,79
	Em pé	OBJcc	121,89 ± 167,20	175,88 ± 263,07
		OBJsc1	68,78 ± 78,15	126,31 ± 192,93
		OBJsc2	114,60 ± 223,54	138,01 ± 272,26
		OBJsc3	33,07 ± 525,25	122,16 ± 176,38
		OBJsc4	96,71 ± 109,96	153,73 ± 201,66

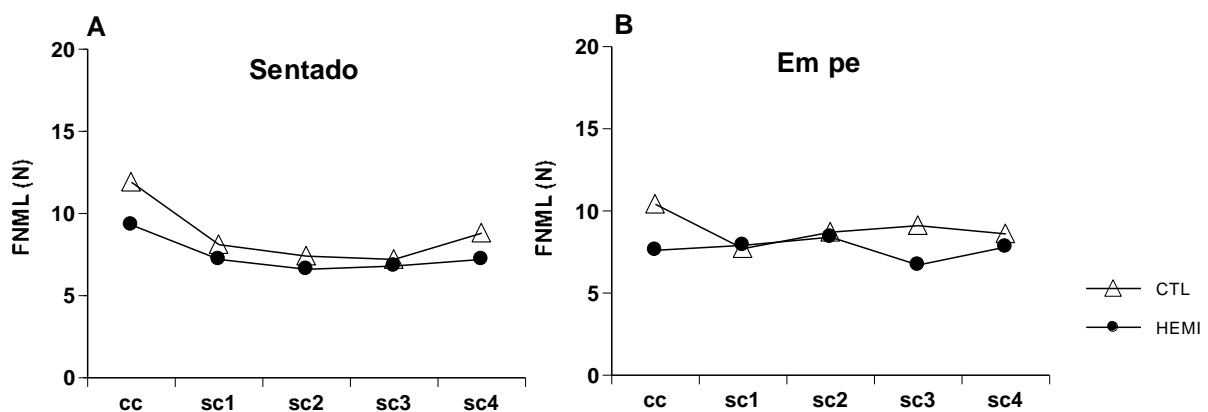
FNML=força no momento de levantar; PFP=pico da força de preensão; LT=latência; Pvel=pico de velocidade; FE=força estática; DT=diferença temporal; OBJ=objeto; cc=com carga; sc=sem carga

**Tabela 3** - Resultado da ANOVAs 3-Way para análise do efeito “grupo” (experimental e controle), da “postura” (sentado e em pé), da “mudança de carga” (com e sem carga adicional) e das suas interações nos parâmetros do controle da força de preensão manual durante a tarefa funcional transição (os valores significativos estão assinalados em negrito).

<b>Parâmetros do controle da força de preensão</b>	<b>Variáveis independentes e suas interações</b>	<b>Estatística F</b>	<b>Valor de P</b>
FNML (N)	Grupo	0,947	0,339
	Postura	0,158	0,694
	Grupo x Postura	0,000	0,983
	<b>Mudança de carga</b>	6,40	<b>0,000</b>
	Peso do Objeto x Grupo	1,52	0,199
	<b>Peso do objeto x postura</b>	3,186	<b>0,016</b>
	Peso do objeto x grupo x postura	0,940	0,444
	PFP (N)	Grupo	0,523
Postura		0,539	0,469
Grupo x Postura		0,638	0,431
<b>Mudança de carga</b>		3,857	<b>0,006</b>
<b>Mudança de carga x Grupo</b>		3,483	<b>0,010</b>
Peso do objeto x postura		0,26	0,999
Peso do objeto x grupo x postura		0,404	0,806
LT (MS)		Grupo	0,016
	Postura	0,070	0,794
	Grupo x Postura	0,739	0,397
	Peso do Objeto	1,477	0,214
	Peso do Objeto x Grupo	0,411	0,800
	Peso do objeto x postura	0,493	0,741
	Peso do objeto x grupo x postura	1,156	0,334
	Pvel (m/s)	Grupo	0,237
Postura		0,058	0,812
Grupo x Postura		0,009	0,925
<b>Mudança de carga</b>		4,205	<b>0,003</b>
Mudança de carga x Grupo		0,171	0,953
<b>Mudança de carga x postura</b>		2,560	<b>0,042</b>
Peso do objeto x grupo x postura		0,385	0,819
FE (N)		Grupo	4,040
	Postura	0,27	0,870
	Grupo x Postura	0,005	0,942
	Mudança de carga	1,265	0,288
	Mudança de carga x Grupo	1,309	0,271
	Mudança de carga x postura	0,466	0,761
	Mudança de carga x grupo x postura	0,169	0,954

Parâmetros do controle da força de preensão	Variáveis independentes e suas interações	Estatística F	Valor de P
DT (MS)	Grupo	0,653	0,426
	Postura	0,333	0,568
	Grupo x Postura	1,046	0,315
	Mudança de carga	0,337	0,853
	Mudança de carga x Grupo	0,258	0,904
	Mudança de carga x postura	0,304	0,875
	Mudança de carga x grupo x postura	0,290	0,884

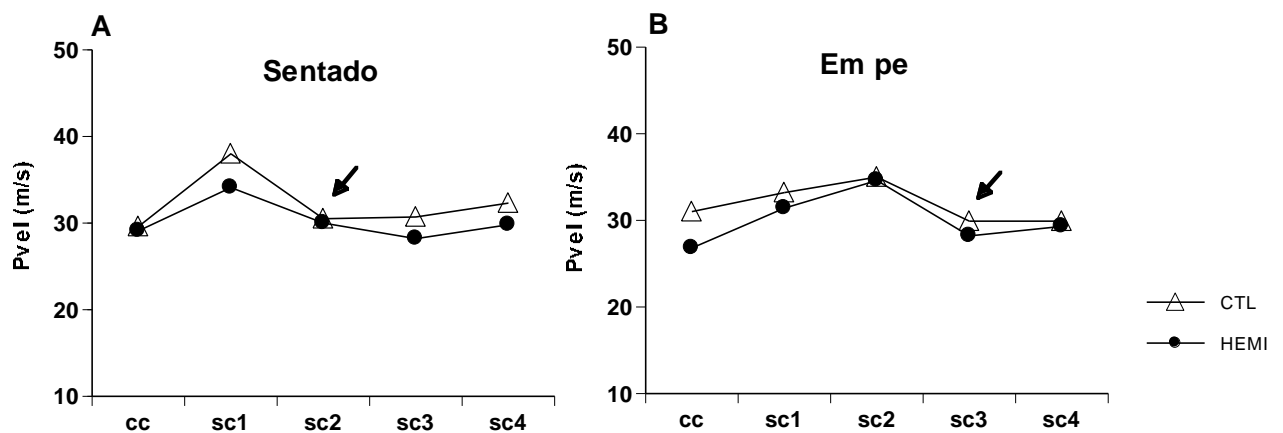
Para a variável FNML, na postura sentada houve diferença entre a tentativa com carga e as tentativas sem carga adicional ( $F_{(4,112)}=0,04$ ;  $p<0,001$ ). Na tentativa com carga os indivíduos apresentaram maior força no momento de levantar quando comparada as tentativas sem carga SC1 ( $p=0,001$ ); SC4 ( $p=0,004$ ) e para as tentativas SC2 e SC3 ( $p<0,001$ ). Em pé os sujeitos apresentaram valores similares para a variável FNML entre a tentativa com carga e as tentativas sem carga. Sendo que não houve diferença significativa entre pessoas com hemiparesia e controles (Figura 13).



**Figura 12** – Força no momento do levantar um objeto com carga (cc) e ao longo das tentativas seguintes (1-4) quando a carga foi retirada (sc). **A.** Postura sentada e **B.** Postura em pé. O triângulo representa as médias para o grupo controle e o círculo cheio para o membro superior não parético no grupo com hemiparesia.

Para o Pvel a segunda tentativa sem carga foi maior que a tentativa com carga ( $p=0.046$ ) e as duas ultimas sem carga respectivamente  $p=0.002$  e  $0,004$ ) e a primeira com carga foi maior que a terceira tentativa sem carga.

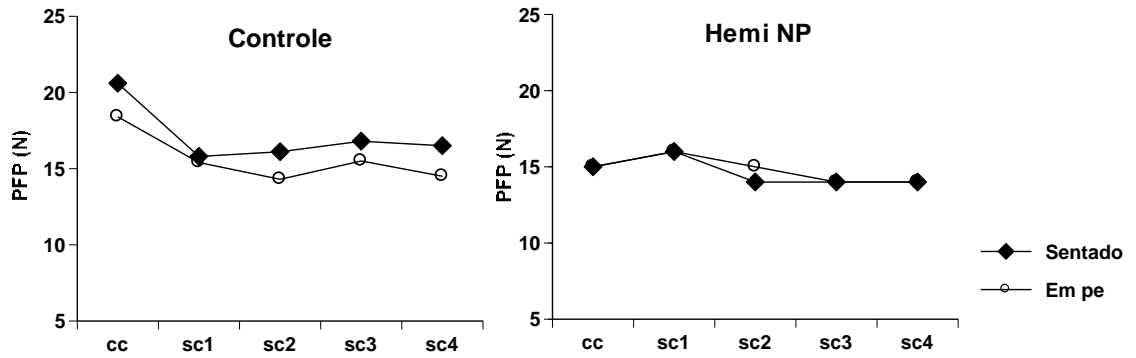
Na variável Pvel, houve interação entre o “peso do objeto” e a “postura”, sendo que não houve diferença entre grupos (hemiparético e controles). Sentado a adaptação ocorreu na segunda tentativa sem carga ( $p = 0,006$ ), mas em pé ocorreu na terceira tentativa sem carga ( $p=0,002$ ). Não houve diferença significativa entre pessoas com hemiparesia e controles (Figura 14).



**Figura 14** - Pico de velocidade na tentativa com carga de 260g (cc) e ao longo das tentativas seguintes (1-4) quando a carga foi retirada (sc). **A.** Postura sentada e **B.** Postura em pé. O triângulo representa as médias para o grupo controle a o círculo cheio para o membro superior não parético no grupo com hemiparesia. A seta representa a tentativa em que ocorreu adaptação.

Considerando a interação entre o “peso do objeto” e “grupo” para a variável PFP, foi realizada análise separada para cada grupo.





**Figura 15** - Pico da força de preensão (PFP) na tentativa com objeto com carga (cc) e ao longo das tentativas (1-4) sem carga (SC) no grupo Controle e membro superior não parético do grupo com hemiparesia (Hemi NP) Lozango representa os valores obtidos na postura sentada e círculo na postura em pé.

O grupo de pessoas com hemiparesia não adaptou a força de preensão à mudança de carga.  $F_{(4,56)} = 1.40$   $p=0.25$ . O grupo controle apresentou efeito significativo de “peso do objeto”  $F_{(4,56)} = 6.23$   $p=0.001$ , sendo a PFP foi maior na tentativa com carga do que nas demais,  $p<0,01$  para todas as comparações (Figura 15).

## 5 DISCUSSÃO

Indivíduos com hemiparesia após AVE geralmente apresentam alteração na modulação da força de preensão do MS contralateral a lesão encefálica (SUNDERLAND, 2003). Alguns estudos demonstraram comprometimento motor no membro superior não parético, ipsilateral a lesão encefálica em tarefas de preensão de precisão (utilizando preensão entre o polegar e o dedo indicador) (HAALAND; HARRINGTON, 1996; CAREY et al, 1998 HAALAND et al, 2004). Entretanto até o presente momento, não se conhecia a existência na modulação da força de preensão do MS não parético, como também a influencia da condição postural e as variáveis que envolvem o controle da força de preensão manual em uma tarefa funcional.

Desta forma, este estudo se propôs a preencher as lacunas, investigando a relação da postura (sentado ou em pé) e as variáveis do controle da força de preensão manual durante a tarefa de modulação a carga de um objeto no MS não parético de indivíduos com hemiparesia e indivíduos saudáveis controles.

Nos testes clínicos para caracterização dos grupos, o grupo experimental não apresentou déficit de equilíbrio sendo a maioria dos participantes com exceção de um, obtiveram escore >45 na Escala de Berg. No MSNP o grupo com hemiparesia não apresentou nenhuma alteração de sensibilidade tátil e a força máxima de preensão mostrou médias similares aos controles pareados saudáveis. Portanto, a capacidade de produzir a força máxima durante uma tarefa de pegar e levantar um copo foi semelhantes para cada grupo.

Os principais resultados obtidos neste estudo demonstraram uma relação entre postura e as variáveis FNML e Pvel e um comportamento diferente entre os grupos para a variável do controle da força de preensão PFP.

A FNML representa a força aplicada ao objeto no momento que este deixa a superfície de contato. Esta variável em relação a “peso do objeto” demonstrou que ambos os grupos não modularam a força preensão após a retirada da carga na posição em pé, sendo que na posição sentada adaptaram a força no momento do levantar, na primeira tentativa em que a carga foi retirada. Este resultado pode representar que tanto indivíduos controle como indivíduos com hemiparesia ao realizar a tarefa de pegar e levantar um objeto na posição em pé priorizaram o controle da postura do que necessariamente o controle da força em relação ao “peso do objeto”. Independentemente do peso do objeto, o valor médio da força exercida foi semelhante entre os grupos.

Em contrapartida a investigação realizada por Quaney et al (2005), que avaliou a força em preensão de precisão entre indicador e polegar do membro superior não parético na postura sentada de indivíduos com hemiparesia, mostrou que estes geraram pelo menos 39% de força a mais no momento do levantamento (FNML), comparativamente ao grupo controle ( $7,32 \pm 3,74$  N x  $4,81 \pm 3,00$  N) independente do peso do objeto. Sendo que o grupo controle saudável obteve uma melhor adaptação da força a diferentes cargas (260,500 e 780g).

Na variável Pvel, houve interação entre o “peso do objeto” e a “postura”, sendo que não houve diferença entre grupos (hemiparético e controles). Na postura sentada a diferença entre as tentativas foram significativas. Sendo que na primeira tentativa sem carga a velocidade foi maior do que as demais.

No estudo realizado por Nowak et al. (2003), o pico de aceleração foi semelhante para pacientes com hemiparesia e controles saudáveis (sem efeito significativo do 'grupo'). Da

mesma forma comparando as amplitudes e velocidade no movimento de elevação vertical em indivíduos com hemiparesia no movimento de pegar e levantar um objeto com a mão ipsilesional, Nowak et al (2007) observaram que o grupo experimental apresentou menores valores de velocidade na tarefa de alcance sendo que a aceleração no momento do levantar foi semelhante entre os grupos.

Os movimentos voluntários realizados na posição em pé induzem forças de reação e podem perturbar a estabilidade equilíbrio. Levantar um objeto na posição em pé comparando a uma posição sentada pode comprometer o controle do equilíbrio sendo que o movimento com o membro superior induz uma rápida desestabilização do equilíbrio. Assim, o indivíduo pode subestimar ou superestimar o peso do novo objeto podendo comprometer a tarefa (MASSION, 1992).

Na pesquisa de Mallau & Simoneau (2006) os sujeitos levantaram um objeto primeiro na posição sentada e em seguida na posição em pé utilizando sua mão direita. Os resultados mostraram que em ambas as condições os indivíduos jovens reduziram o PFP entre as tentativas muito mais do que os idosos. Os idosos, em comparação com os indivíduos jovens, devido ao comprometimento sensorio-motor relacionadas ao envelhecimento não conseguiram reduzir o PFP entre as tentativas, mesmo na condição sentado.

Os resultados do presente estudo mostrou tanto para a postura em pé como sentado os indivíduos com hemiparesia, não modularam a força de preensão em função da carga adicional entre as tentativas. Para o grupo controle, houve adaptação ao peso do objeto na segunda tentativa sem carga.

Mallau & Simoneau (2006), sugere que a capacidade dos idosos para modular a força de preensão aplicada a um objeto, enquanto adota a condição em pé é diminuída

provavelmente, para dedicar maior atenção à tarefa de ser manter estável, em vez de diminuir a força de preensão.

Nowak et al (2003) também relatam que um objeto que é levantado várias vezes e é alterado inesperadamente, sem que haja modificação externas nesse objeto, forças de preensão inadequadas são geradas somente no primeiro levantamento e que nos demais levantamentos com a nova carga, essa força é modulada de maneira rápida e eficaz.

No presente estudo, na variável PFP, os indivíduos hemiparéticos não obtiveram modulação a carga nas duas posturas adotadas (sentado e em pé) quando comparado ao grupo controle, que realizou a modulação em relação a mudança de carga. Esta variável representa a máxima força de preensão durante o levantamento do copo, além de ser uma medida de importante do controle da força de preensão que poderia ser influenciados pelo feedback sensorial dos dedos (JOHANSSON; WESTLING, 1988). Embora quatro pacientes tenham apresentado diminuição da sensibilidade tátil na mão parética, nenhum dos participantes apresentou alteração de sensibilidade na mão não parética, portanto este resultado não pode ser atribuído ao déficit de sensibilidade tátil.

Esse resultado é suportado por Quaney et al (2005) que demonstrou que indivíduos com hemiparesia mantiveram o PFP similar durante as tentativas no MSNP e o grupo controle diminuiu a força durante as tentativas.

O resultado da presente pesquisa corrobora com os de Nowak et al. (2002), onde os indivíduos controles foram capazes ajustar o pico de força de preensão a propriedades do objeto após a segunda tentativa na posição sentado.

No presente estudo embora os participantes com hemiparesia não tenham modulado o PFP em função da retirada da carga, o valor médio do pico da força de preensão foi semelhante aos valores médios encontrados no grupo controle.

Enquanto Quaney et al (2005) utilizaram um disco que os indivíduos deveriam segurar entre o polegar e o indicador, no presente estudo o instrumento utilizado foi um copo instrumentado que os indivíduos pegaram entre o polegar e os quatro dedos. Pode-se considerar que a tarefa utilizada é semelhante a tarefas funcionais realizadas nas Atividades de Vida Diária.

Os diferentes resultados demonstrado entre os estudos citados acima e a presente pesquisa nos parâmetros do controle da força de prensão (FNML, PFP, Pvel) pode ser devido heterogeneidade do grupo experimental selecionado para a pesquisa, como por exemplo, o fator severidade, lado da lesão encefálica, idade. Ao contrário de alguns estudos (BLENNERHASSETT; CAREY; MATYAS, 2008; NOWAK *et al*, 2004; QUANNEY *et al*, 2010; HERMSDORFER, 2005) este não selecionou indivíduos através do hemisfério acometido e severidade do AVE. Outra diferença que pode ser encontrada é o tipo de instrumentação utilizada para a coleta, apesar instrumentação parecida, os dados obtidos podem ser os mais variados de acordo com cada objetivo.

## 6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir deste estudo foi possível observar que os parâmetros controle da força de preensão do membro superior não parético de indivíduos com hemiparesia apresentou possível influência sobre a postura adotada (sentado ou em pé).

Os parâmetros obtidos pela análise dos componentes principais do controle da força de preensão manual: força no momento de levantar o objeto (FNML), pico da força de preensão (PFP) e pico de velocidade (Pvel), foram as que evidenciaram diferença quanto à modulação da carga, quanto a postura (sentado e em pé) ou quanto aos grupos (experimental e controle) ao realizar o movimento de pegar e levantar um objeto. Ao realizar a tarefa, não houve diferença em relação ao valor da FNML ou do pico de velocidade no membro superior não parético de indivíduos com hemiparesia e indivíduos controles, entretanto ambos os grupos mostraram maior adaptação a retirada da carga na postura sentada comparativamente a postura em pé. Também não houve diferenças no valor do pico de força de preensão entre indivíduos com hemiparesia e controles. No entanto, enquanto os indivíduos do grupo controle diminuíram a força de preensão na primeira tentativa em que a carga do objeto foi retirada, os indivíduos com hemiparesia não modularam o valor do PFP com a retirada da carga. Esta não adaptação ocorreu no grupo com hemiparesia independentemente da postura.

Ressaltamos que a amostra deste estudo foi predominantemente com indivíduos com lesão no hemisfério direito e com pouco comprometimento no equilíbrio. Mais estudos são necessários para que se tenham dados sobre efeito do lado da lesão hemisférica no controle da força de preensão dependente da condição postural junto a tarefas realizadas com o membro superior não parético de indivíduos com hemiparesia após AVE.

Diante dos resultados deste estudo destaca-se a importância de acrescentar avaliações do membro não parético (ipsilateral a lesão encefálica) durante a prática clínica na reabilitação, a fim perceber as mudanças nos ajustes durante a preensão manual realizada em na posição sentada e em pé.



## 7 REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ABNT. **NBR 9050**. Associação brasileira de normas e técnicas. Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos. 2º edição. 2004.

ANENS, E.; KRISTENSEN, B. O.; HÄGER-ROSS, C. Reactive grip force control in persons with cerebellar stroke: effects on ipsilateral and contralateral hand. **Exp Brain Res**. v.203, p. 21–30, 2010.

BASKETT, J. *et al.* Shared responsibility for ongoing rehabilitation: a new approach to home-based therapy after stroke. **Clin Rehab**, v.13, p. 23–33, 1999.

BELLACE, J. V. *et al.* Validity of the Dexter Evaluation System's Jamar dynamometer attachment for assessment of hand grip strength in a normal population. **J. Hand Ther.** v. 13, n.1, p. 46-51, 2000.

BENSOUSSAN, L. *et al.* Changes in Postural Control in Hemiplegic Patients After Stroke Performing a Dual Task. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 88, p. 1009-1015, August, 2007.

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

BERGER, W. *et al.* Influence of subject's height on the stabilization of posture. **Acta Otolayn**. v. 112, p. 22-30, 1992.

BLENNERHASSETT, J. M.; MATYAS, T. A.; CAREY, L M. Impaired discrimination of surfaceFriction contribute stopinch grip déficit after stroke. **Neuro rehabil Neural Repair** v. 2,1 p. 263–72, 2007.

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

BOISSY, P. *et al.* Maximal grip force in chronic stroke participants and its relationship to global upper extremity activity. **Clinical Rehabilitation** v. 13, p. 354–362, 1999.

BONAN, I. V. *et al.* Reliance on visual information after stroke. Part I: Balance on Dynamic Posturography. **Arch Phys Med Rehabil**. V. 85, p. 268-273, 2004.

BROWN, L. A.; SLEIK, R. J.; WINDER, T. R. Attentional demands for static postural control after stroke. **Arch Phys Med Rehabil** v. 83, p. 1732–1735, 2002.

CAREY, J. R.; BAXTER, T. L.; DI FABIO, R. P. Tracking Control in the Nonparetic Hand of Subjects With Stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 79, p. 435-41, 1998.

CARIN-LEVY, G. *et al.* Longitudinal Changes in Muscle Strength and Mass after Acute Stroke. *Cerebrovasc Dis*; v. 21, p. 201-207, 2006.

CARVALHO, A. C. *et al.* Projeto Hemiplegia – Um modelo de fisioterapia em grupo para hemiplégicos crônicos. *Arq ciênc saúde*. jul-set, v.14, n.3, p. 161-8, 2007.

CASTRO, M. C. F.; CLIQUET, J. R. A Estimulação elétrica neuromuscular e estimulação eletrotátil na restauração artificial da preensão e da propriocepção em tetraplégicos. *Acta Ortop Bras*. v. 9, n. 3, p. 19-28, 2001.

CHEN, I. C. *et al.* Balance evaluation in hemiplegic stroke patients. *Chan Gung Med J*. v. 23, p. 339-346, 2000.

CHESTNUT, C.; HAALAND, K. Y. Functional significance of ipsilesional motor deficits after unilateral stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.89, p. 62-68, 2008.

CHRISTY, G. M. **Tactile sensory testing instrument**. Patent number: Pleasanton, Califor. October . v. 5, p. 823,969, 1998.

CLERKE, A. **Factors influencing grip strength testing in teenagers**. Tese (Doutorado em Filosofia) - Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade de Sydney, Sydney. p. 338, 2006.

COLEBATCH, J. G.; GANDEVI, S. C.; SPIR, P. J. A. Voluntary muscle strength in hemiparesis: distribution of weakness at the elbow. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. v. 49, p. 1019-1024, 1986.

COLEBATCH J.G & GANDEVIA, S.C. The distribution of muscular weakness in upper motor neuron lesions affecting the arm. *Brain* v. 112, p. 749–763, 1989.

COLOBERT, A. *et al.* Delamarche, Force-plate based computation of ankle and hip strategies from double-inverted pendulum model, *Clinical Biomechanics*. V. 21, n. 4, p. 427–434, 2006.

DANNENBAUM, R. M. *et al.* Develop mentand validation of two new sensory tests of the hand for patients with stroke. *Clin Rehabil*; v. 16, p. 630–39, 2002.

DE HAART, M. *et al.* Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Arch Phys Med Rehabil*. v.85, p. 886-895, 2004.

DESROSIERS, J. *et al.* Performance of the 'unaffected' upper extremity of elderly stroke patients. *Stroke*, v. 27, p. 1564-1570, 1996.

DETTMANN, M. A. *et al.* Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *Am J Phys Med*; v. 66, p. 77-90, 1987.

DI FABIO, R. P.; BADKE, M. B. Relationship of sensory organization to balance function in patients with hemiplegia. *Physical Therapy*. v.70, n. 91, 1990.

DÍAS-ARRIBAS, M. J. *et al.* Alteraciones en el movimiento tras accidente cerebrovascular en el hemicuerpo ipsilateral al hemisfério lesionado. *Revista de neurología*, v.41, n.6, p. 361-370, 2005.

DICKSTEIN, R.; ABULAFFIO, N. Postural sway of the affected and nonaffected pelvis and leg in stance of hemiparetic patients. *Arch Phys Med Rehabil*; v. 81, p. 364-7, 2000.

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

DUNCAN, P. W. *et al.* Functional Reach. A new clinical measure of balance. *J Gerontol*. v. 45, p. 192-197, 1990.

ENG, J. J.; KIM, M.; MACINTYRE, D.L. Reliability of lower extremity strength measures in person with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*; v.83; p. 322-328, 2002.

ESTEVES, A.C. *et al.* Força de Preensão, Lateralidade, Sexo e Características Antropométricas da Mão e de Crianças em Idade Escolar. *Revista Brasileira de Cineantropometria Humana*, p. 69-75, 2005.

FARINA, D. *et al.* Effect of side dominance on myoelectric manifestations of muscle fatigue in the human upper trapezius muscle. *Eur J Appl Physiol*. v. 90. p. 480-8, 2003.

FINCH, E. *et al.* **Physical Rehabilitation Outcome Measures**, A. Guide to Enhanced Clinical Decision Making. Hamilton, Ontario, BC Decker Inc. p. 272, 2002.

FUGL-MEYER, A. R. *et al.* The post-stroke hemiplegic patient 1: a method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med*; v.7, n. 1, p. 13-31, 1975.

GILES, M. F.; ROTHWELL, P. M. Measuring the prevalence of stroke. *Neuroepidemiology*, 2008.

GONZALEZ, C. L. *et al.* Evidence for bilateral control of skilled movements: ipsilateral skilled forelimb reaching deficits and functional recovery in rats followmotor cortex and lateral frontal cortex lesions. *Eur J Neurosci*; v.20, p. 3442-52, 2004.

GOODALE, M. A. *et al.* Kinematic analysis of limb movements in neuropsychological research: subtle deficits and recovery of function. *Can J Psychol.* v. 44, p.180–195, 1990.

GORDON, A.M. *et al.* Memory representations underlying motor commands used during manipulation of common and novel objects. *J Neurophysiol.* v. 69, n. 6, p. 1789-1796, 1993.

GRABINER, M. D. A coluna vertebral. In: RASCH, F. **Cinesiologia e anatomia aplicada.** Rio de Janeiro: Guanabara, 1991.

GRICHTING, B. *et al.* Impaired proactive and reactive grip force control in chronic hemiparetic patients. *Clin Neurophysiol,* v. 111, p. 1661-71, 2000.

GUSTAFSON, Y. Falls and injuries after stroke: time for action! Editorial Comment. *Stroke.* v. 34, p. 500-501, 2003.

HAALAND, K.; HARRINGTON, D. Limb-sequencing deficits after left- but not right-hemisphere damage. *Brain Cogn.;* v. 24, p. 104–122, 1996.

HAALAND, K. Y.; CLEELAND, C. S.; CARR, D. Motor performance after unilateral hemisphere damage in patients with tumor. *Arch Neurol,* v. 34, p. 556-9, 1977.

HAALAND, K. Y. *et al.* Hemispheric asymmetries for kinematic and positional aspects of reaching. *Brain.* v. 127, p. 1145-58, 2004.

HAGGARD, P.; CLARK, S.; KALOGERAS, J. Voluntary action and conscious awareness. *Nature Neuroscience,* v.5, p. 382–385, 2002.

HERMSDÖRFER, J. *et al.* Grip force control during object manipulation in cerebral stroke. *Clinical Neurophysiology.* v. 114, p. 915–929, 2003.

HORAK, F. Clinical assessment of balance disorders. *Gait and Posture.* v.6, p.76-84, 1997

HUNTER, S.; CROME, P. Hand function and stroke. *Rev. Clin. Gerontol,* v.12, p. 68–81, 2002.

HWANG, I. *et al.* Eletromyographic Analyses of Global Synkinesis in the Paretic Upper Limb After Stroke. *Physical Therapy,* v.85, n.8. p. 755-65, 2005.

HYNDMAN, D.; ASHBURN, A.; STACK, E. Fall events among people with stroke living in the community: circumstances of falls and characteristics of fallers. *Arch Phys Med Rehabil.;* v. 83, p. 165-70, 2002.

IYENGAR, V. *et al.* **Grip Force Control in Individuals With Multiple Sclerosis Neurorehabil Neural Repair**, v. 23, p. 855-861, 2009.

JARIC, S. Coordination of hand grip and load forces in uni and bidirectional static force production task. *Neurosci Lett*, v. 56, p. 381, 2005.

JEBSEN, R. H. *et al.* Function of the “normal” hand in stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*. v. 52, p.170–4, 1971.

JOHANSSON, R. S.; WESTLING, G. Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory iii automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects. *Exp Brain Res*. v. 56, p. 550-564, 1984.

JOHANSSON, R. S. Sensory and memory in formation in the control of dexterous manipulation. In: Lacquaniti F, Viviani P, editors. *Neural bases of motor behaviour*, Dordrecht: Kluwer, p. 205 – 260, 1996.

JOHANSSON, R. S.; COLE, K. J. Grasp stability during manipulative actions. *Can J Physiol Pharmacol*. v. 72 n.5 p. 511-524, 1994.

JOHANSSON, R. S.; WESTLING, G. Coordinated isometric muscle commands adequately and erroneously programmed for the weight during lifting task with precision grip. *Exp Brain Res*. v.71, p. 59-71, 1988.

KATO, T.; MIYAMOTO, K.; SHIMIZU, K. Postural reaction during maximum grasping maneuvers using a hand dynamometer in healthy subjects. *Gait and Posture*, v. 20, p. 189-195, 2004.

KIM, J. *et al.* Virtual environment training system for rehabilitation of stroke patients with unilateral neglect: crossing the virtual street. *Cyberpsychol Behav*, v. 10, p. 7-15, 2007.

KIRKER, S. G. B.; JENNER, J. R.; SIMPSON, D. S. Stepping before standing: hip muscle function in stepping and standing balance after stroke. In: *J. Neurol Neurosurg Psychiatry*; v. 68, p. 458-464, 2000.

KOBAYASHI, M. *et al.* Ipsilateral motor cortex activation on functional magnetic resonance imaging during unilateral hand movements is related to interhemispheric interactions. *NeuroImage*. v.20, p. 2259–2270. 2003.

LAUFER, Y. *et al.* The effect of treadmill training on the ambulation of stroke survivors in the early stages of rehabilitation: a randomised study. *J Rehabil Res Dev*. v. 38, n.1, p. 69-78, 2001.

- LEE, C. C.; WANG, R. Y.; YANG, Y. R. Correlations among balance and mobility measures for patients with stroke. *Formos J Phys Ther*; v. 28, p. 139–46, 2003.
- LESLEY, A. *et al.* Attentional Demands for Static Postural Control After Stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 83, p. 1732 – 1735, 2002.
- LIMA, E. S. *et al.* Influência de movimentos manuais e da previsibilidade da perturbação no controle postural. I: REUNIÃO ANUAL DA SBPC, 58, Florianópolis. *Anais*, 2006.
- LINDBERG, P. *et al.* Precision in isometric precision grip force is reduced in middle-aged adults. *Exp Brain Res*. v. 193, p. 213–224, 2009.
- LINDQUIST, A. R. R. *et al.* Gait training combining partial body weight support, a treadmill, and functional electrical stimulation: effects on poststroke gait. *Phys Ther*. v. 87, n. 9, p. 144–54, 2007.
- MAKI, T. *et al.* Estudo da confiabilidade da aplicação da escala de Fugl-Meyer no Brasil. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 10, n. 2, p. 177-183, 2006.
- MALLAU, S.; SIMONEAU, M. Aging reduces the ability to change grip force and balance control simultaneously. *Neurosci Lett*; v. 452, p. 23–27, 2009.
- MAMATA, H. *et al.* High-resolution line scan diffusion tensor MR imaging of white matter fiber tract anatomy. *AJNR Am J Neuroradiol*, v. 23, p. 67-75, 2002.
- MAO, H. F. *et al.* Analysis and comparison of the psychometric properties of three balance measures for stroke patients. *Stroke*. v. 33, p. 1022-1027, 2002.
- MARIGOLD, D. S.; ENG, J. J. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait Posture*, v. 23, p. 249-55, 2006.
- MARQUE, P. *et al.* Impairment and recovery of left motor function in patients with right hemiplegia. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, v. 62, p. 77-81, 1997.
- MARSH, A. P.; GEEL, S. E. The effect of age on the attentional demands of postural control. *Gait and Posture*, Londres, v. 12, p. 105-113, 2000.
- MATHIOWENTZ, V.; RENNELLS, C.; DONAHOE, L. Effect of elbow position on grip and key pinch strength. *J. hand surg.* v. 10, n. 5, p. 694-697, 1985.
- McCREA, M. *et al.* Immediate neurocognitive effects of concussion. *Neurosurgery*, v. 50, p. 1032-1042, 2002.

MIYAMOTO, S. T. *et al.* Brazilian version of the Berg balance scale. *Braz J Med Biol Res*, v. 37, p. 1411-21, 2004.

MICHAELSEN, S. M.; LEVIN, M. F. Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke – a controlled trial. *Stroke*, v. 35, p. 1914-19, 2004.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. As funções do controle postural durante a postura ereta. *Rev Fisioter USP*, v. 10, p. 7-15, 2003.

MOMIYAMA, H. *et al.* Dynamic movement of center of gravity with hand grip. *Biomedical Research*. v. 27, n.2, p. 55-60, 2006.

MOREIRA, D. *et al.* Abordagem cinesiológica da preensão palmar e estudo comparativo entre os níveis 2 e 3 da manopla do dinamômetro Jamar. *Fisioter mov.* v. 16, n. 4, p. 23-28, 2003.

NAPIER, John R. **A mão do homem**: Anatomia, função, evolução. Rio de Janeiro: Zahar, p. 182, 1983.

NATIONAL STROKE ASSOCIATION. **Stroke Survivors**. 2006. Disponível em: <<http://www.stroke.org/site/PageServer?pagename=SURV>>. Acesso em: 13 de novembro, 2009.

NICHOLS, D. S. *et al.* Sitting balance: Its relation to function in individuals with hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*, v.77, 1996.

NIESSEN, M. H. *et al.* Proprioception of the shoulder after stroke. *Arch Phys Med Rehab*, v. 89, n. 2, p. 33-338, 2008.

NOSKIN, O.; KRAKAUER, J. W.; LAZAR, R. M. Ipsilateral motor dysfunction from unilateral stroke: implications for the functional neuroanatomy of hemiparesis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. V. 79 p. 401-406, 2008.

NOWAK, D. A. *et al.* Dexterity is Impaired at Both Hands Following Unilateral Subcortical Middle Cerebral Artery Stroke. *European Journal of Neuroscience*, v. 25, p. 3173-3184, 2007.

NOWAK, D. A.; GLASSAUER, S.; HERMSDÖRFER, J. How predictive is grip force control in the complete absence of somatosensory feedback? *Brain*. v. 127, p. 182-192, 2004.

NOWAK, D. A.; HERMSDÖRFER, J. Selective deficits of grip force control during object manipulation in patients with reduced sensibility of the grasping digits. *Neuroscience Research*. v. 47, p. 65-72, 2003.

OLIVEIRA, R.; CACHO, E. W. A.; BORGES, G. A clinical correlation using Fugl-Meyer assessment scale, Berg balance scale and Barthel index. *Arq Neuropsiquiatr*. v. 64, n. 3, p. 731-5, 2006.

PAPAXANTHIS, C. *et al.* Trajectories of arm pointing movements on the sagittal plane vary with both direction and speed. *Experimental Brain Research*, Berlim, v. 148, p. 498-503, 2003.

PARDINI, J. A. G. Anatomia funcional. In: FREITAS, P. P. **Reabilitação da mão**. São Paulo: Atheneu, p. 1-18. 2006.

PATLA, A. E.; ISHAC, M. G.; WINTER, D. A. Anticipatory control of center of mass and joint stability during voluntary arm movement from a standing posture: interplay between active and passive control. *Experimental Brain Research*, Berlim, v. 143, p. 218-327, 2002.

PEREIRA, H. S. *et al.* Parametric control fingertip forces during precision grip list an children with DCD (developmental coordination disorder) and DAMP (deficits in attention motor control e perception). *Neuropsychology*, 2001.

PRESTOPNIK, J.L. *et al.* Hemispheric dominance in the parietal lobe for open and closed loop movement. *J Int Neuropsychol Soc* v. 9, p. 1-2, 2003.

QUANEY BM, PERERA S, MALETSKY R, LUCHIES CW, NUDO RJ. Impaired grip force modulation in the ipsilesional hand after unilateral middle cerebral artery stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. v. 19, n. 4, p. 338-49, 2005

QUANEY, B. M. *et al.* Visuomotor Training Improves Stroke-Related Ipsilesional Upper Extremity Impairments. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. v. 24, n. 1, p. 52-61, 2010.

QUANT, S. *et al.* The effect of a concurrent cognitive task on cortical potentials evoked by unpredictable balance perturbations. *BMC Neuroscience*, v. 17, p. 5-18, 2004.

RAGHAVAN, P. *et al.* Patterns of impairment in digit independence after sub cortical stroke. *J. Neuro physiol*. v. 95, p. 369-378, 2006.

ROBERT T, NESTOR B., KATHERINE. *Progress In Clinical Neurosciences: Stroke Recovery and Rehabilitation*. v. 33, n. 4, 2006.



SAINBURG, R. L. Handedness: Differential specializations for control of trajectory and position. *Exerc Sport Sci Rev.* v. 33, n. 4, p. 206–13. 2005.

SAINBURG, R. L.; DUFF, S. V. Does motor lateralization have implications for stroke rehabilitation? *Journal of Rehabilitation Research & Development*. v. 43, n. 3, p. 311–322, 2006.

SANDIN, K. J.; SMITH, B. S. The measure of balance in sitting in stroke rehabilitation prognosis. *Stroke*; v. 21, p. 82-6, 1990.

SCHMITZ, C. *et al.* Brain activity during predictable and unpredictable weight changes when lifting objects. *J Neurophysiol.* v. 93, p.1498 –1509, 2005.

SHAEFER, Y. *et al.* Ipsilesional motor deficits following stroke reflect hemispheric specializations for movement control. *Brain.* v.130, p. 2146 – 2158, 2007.

SHUMWAY-COOK, C. A.; WOOLLACOTT, H. M. **Controle motor: Teoria e aplicações práticas.** 2. ed. Sao Paulo: Manole, p. 592, 2003.

SHUMWAY-COOK, A.; ANSON, D.; HALLER, S. Postural sway biofeed- back: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil.* v. 69, p. 395-400, 1988.

SILVA, J. B. *et al.* Postural stability in young and older adults in the performance of upper limb movements. *Brazilian Journal of biomechanics*, São Paulo, v. 5, n.8, 2004.

SMANIA, N.; GAMBARIN, M.; TINAZZI, M. Are indexes of arm recovery related to daily life autonomy in patients with stroke? *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.* v. 45, p. 349-354, 2009.

SPAULDING, S. J. *et al.* jebsen hand function test: performance of the uninvolved hand in hemiplegia and in right-handed, right and left hemiplegic persons. *Arch Phys Med Rehabil.* v. 69, p. 419-422, 1988.

SUNDERLAND, A. *et al.* Impaired dexterity of the ipsilateral hand after stroke and the relationship to cognitive deficit. *Stroke*; v. 30, p. 949–55, 1999.

SUNDERLAND, A. Recovery of ipsilateral dexterity after stroke. *Stroke*, v. 31 p. 430–3, 2000.

TOLEDO, D. R.; BARELA, J. A. Sensory and motor differences between young and older adults: somatosensory contribution to postural control. *Rev Bras Fisioter*, São Carlos, v. 14, n. 3, p. 267-74, 2010.

- TEASDALE N, STELMACH G, BREUNIG A & MEEUWSEN H. Age differences in visual sensory integration. *Exp Brain Res.* v. 85 p. 691-696, 1991.
- VERGARA-ARAGON, P.; GONZALEZ, C. L.; WHISHAW, I. Q. A novel skilled-reaching impairment in paw supination on the “good” side of the hemi-Parkinson rat improved with rehabilitation. *J Neurosci.* v. 23, p. 579–586, 2003.
- VOLKMANN, J. *et al.* Handed-ness and asymmetry of hand representation in human motor cortex. *J Neurophysiol.* v. 79:2149–2154, 1998.
- VOOS, M. C.; VALLE, R. Estudo comparativo entre a relação do hemisfério acometido no acidente vascular encefálico e a evolução funcional em indivíduos destros. *Rev Bras Fisioter.* v. 12, n. 2, p. 113-20, 2007.
- NOWAK, D. A. and HERMSDÖRFER, J. Grip force behavior during object manipulation in neurological disorders: toward an objective evaluation of manual performance deficits. *Mov Disord.* v.20, n.1, p. 11-25. 2005.
- WATANABE, T. VALLE. The Short-Term Reliability of Grip Strength Measurement and the Effects of Posture and Grip Span. *The Journal of Hand Surgery*, v. 30, p. 603-609, 2005.
- WEE, J. V.; WONG, H.; PALEPU, A. Validation of the berg balance scale as a predictor of length of stay and discharge destination in stroke rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil.* v. 84, p. 731-5, 2003.
- WESTLING, G.; JOHANSSON, R. S. Factors influencing the force control during precision grip. *Exp Brain Res.* v. 53, p. 277-284, 1984.
- WING, M. A. *et al.* Balance evaluation in hemiparetic stroke patients using lateral forces applied to the hip. *Arch Phys Med Rehabil.* v.74, p. 292-299, 1997.
- WING, A. M., Flanagan R.J. Richardson J. Anticipatory postural adjustments in stance and grip. *Exp Brain Res.* v. 116 p. 122–130, 1997.
- WINSTEIN, C.; POHL, P. Effects of unilateral brain damage on the control of goal-directed hand movements. *Exp Brain Res.* v.105, p. 163–174, 1995.
- WOOLLACOTT, M. *et al.* Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait and Posture.* v. 16, p. 1–14, 2002.
- WORLD HEALTH ORGANIZATION WEB SITE. Stroke, cerebrovascular accident. <http://www.who.int/topics/cerebrovascularaccident/en/>. Acesso: Nov. 2009.

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

YAROSH, C. A.; HOFFMAN, D. S.; STRICK, P. L. Deficits in movements of the wrist ipsilateral to a stroke in hemiparetic subjects. *J. Neurophysiol*, v. 92, p. 3276-85, 2004.

YAVUZER, G. *et al.* The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*. v. 20, p 960 - 969, 2006.

YELNIK, A. *et al.* Changes in the execution of a complex manual task after ipsilateral ischemic cerebral hemispheric stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. v. 77, p. 806–810, 1996.

# **ANEXOS**

**Anexo A****FICHA DE IDENTIFICAÇÃO E AVALIAÇÃO**

N.o : \_\_\_\_\_

Grupo: AVC ( ) SÃOS ( )

Data Avaliação: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

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

NOME DO PARTICIPANTE: \_\_\_\_\_

IDADE: \_\_\_\_\_ SEXO: \_\_\_\_\_

Lado Acometido: D E

Lado Não acometido: D E

Dominância ( ) D ( ) E

Faz exercício Físico: ( ) SIM ( ) NÃO Frequência: \_\_\_\_\_ Tempo: \_\_\_\_\_

Uso de dispositivo auxiliar para a marcha: ( ) SIM ( ) NÃO

Doença no MS: ( ) SIM ( ) NÃO Especificar: \_\_\_\_\_

**Anexo B****TESTE DE FUGL- MEYER****AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO MOTORA****Parte I - Membro Superior****Identificação**

Nome:

Data: Sessão: 1 2 3 4

Lado acometido: Esquerdo \_ Direito \_

**I. Atividade Reflexa 0 1 2**

Flexores (bicipital e/ou flexores dos dedos) \_ \_

Extensores (tricipital) \_ \_

Total

0: nenhuma atividade reflexa;

2: atividade reflexa presente (flexores e/ou extensores).

**II. Sinergias de Flexão (mão na orelha)**

Ombro Retração \_ \_ \_

Elevação \_ \_ \_

Abdução (90°) \_ \_ \_

Rotação externa \_ \_ \_

Cotovelo Flexão \_ \_ \_

Antebraço Supinação \_ \_ \_

Extensão (mão em direção ao joelho são)

Ombro Adução/rotação interna \_ \_ \_

Cotovelo Extensão \_ \_ \_

Antebraço Pronação \_ \_ \_

0: o sujeito não pode realizar o movimento;

1: o sujeito pode realizar o movimento parcialmente;

2: o sujeito executa todo o movimento. Total

### **III. Movimentos combinando a sinergia de flexão e de extensão**

a. Mão à coluna lombar \_ \_ \_

0: o gesto não pode ser executado;

1: a mão ultrapassa a espinha ílaca ântero-superior;

2: o gesto é realizado completamente.

b. Flexão do ombro 0° - 90° \_ \_ \_

0: o braço é imediatamente abduzido ou ocorre flexão do cotovelo no início do movimento;

1: a abdução ou flexão do ombro ocorre na fase tardia do movimento;

2: o gesto é realizado completamente.

c. Cotovelo em 90°, pronação/supinação \_ \_ \_

0: pronação ou supinação não podem ser realizadas;

1: o ombro e o cotovelo são corretamente posicionados, mas a pronação ou supinação ativa pode ser realizada com uma amplitude limitada de movimento;

2: pronação e supinação completa com correta posição do cotovelo e ombro.

Total

#### **IV. Movimentos voluntários com pouca ou fora das sinergias**

a. Abdução do ombro até 90°, \_ \_ \_

0: ocorre flexão inicial do cotovelo, ou um desvio em supinação do antebraço;

1: o movimento pode ser realizado parcialmente, ou se durante o movimento o cotovelo é flexionado ou o antebraço não pode ser conservado em pronação;

2: o gesto é realizado completamente.

b. Flexão do ombro de 90° - 180°, \_ \_ \_

0: ocorre flexão do cotovelo ou abdução do ombro no início do movimento;

1: flexão do cotovelo ou abdução do ombro ocorre no final do movimento;

2: o gesto realizado completamente.

c. Cotovelo a 0°, pronação/supinação \_ \_ \_

0: pronação e supinação não podem ser realizadas;

1: cotovelo e ombro podem ser posicionados corretamente, e a pronação e supinação são realizadas em uma amplitude limitada;



2: o gesto é realizada completamente. Total

### **V. Atividade Reflexa Normal**

Bíceps, flexores dos dedos e tríceps \_ \_ \_

0: 2 a 3 reflexos fásicos são marcadamente hiperativos;

1: um reflexo marcadamente hiperativo, ou 2 reflexos ativos;

2: nenhum reflexo está hiperativo.

Total

### **VI. Controle de punho**

POSIÇÃO A: Ombro em posição neutra, cotovelo em 90°,

antebraço em pronação completa.

a. Extensão do punho ( $\pm 15^\circ$ ) \_ \_ \_

0: não pode estender o punho

1: a extensão é realizada sem resistência aplicada

2: a posição pode ser mantida contra alguma resistência (leve).

b. Flexão/extensão, alternada e repetitiva \_ \_ \_

0: os movimentos voluntários não ocorrem;

1: amplitude parcial;

2: amplitude completa.

**POSIÇÃO B:** Ombro em ligeira flexão ou abdução, cotovelo em extensão e antebraço em pronação

a. Extensão do punho ( $\pm 15^\circ$ ) \_ \_ \_

0: não pode estender o punho;

1: a extensão é realizada sem resistência aplicada

2: a posição pode ser mantida contra alguma resistência (leve).

b. Flexão/extensão, alternada e repetitiva \_ \_ \_

0: os movimentos voluntários não ocorrem;

1: amplitude parcial ;

2: amplitude completa.

c. Circundução \_ \_ \_

0: o movimento voluntário não pode ser realizado;

1: amplitude incompleta ou movimentos “em trancso”;

2: amplitude completa.

Total

## **VII. Controle manual**

**POSIÇÃO A:** Ombro em posição neutra, cotovelo em  $90^\circ$ ,

antebraço em pronação completa.

a. Flexão em massa (comparada com a mão não afetada ) \_ \_ \_

0: nenhuma flexão;

1: flexão parcial

2: flexão completa.

b. Extensão em massa \_ \_ \_

0: não ocorre extensão;

1: relaxamento ativo da flexão em massa;

2: extensão ativa completa dos dedos.

**POSIÇÃO B:** Cotovelo em 90°, antebraço em pronação ou semi-pronação.

a. Preensão em gancho \_ \_ \_

(Articulação MF estendidas, IFP e IFD fletidas)

b. Preensão Lateral \_ \_ \_

c. Preensão por oposição polegar- índice \_ \_ \_

d. Preensão cilíndrica \_ \_ \_

d. Preensão esférica \_ \_ \_

Total

0: a posição requerida não pode ser adquirida;

1: preensão sem resistência;

2: a preensão pode ser mantida contra resistência.

VII. Coordenação/velocidade (dedo-nariz, 5 vezes)

a. Tempo para 5 repetições Esquerda Direita

b. Tremor \_ \_ \_

c. Dismetria \_ \_ \_

0: incoordenação marcada;

1: ligeira incoordenação;

**2: movimento coordenado.**

**d. Velocidade \_ \_ \_**

0: 6 segundos a mais do que no lado não afetado;

1: 2 - 5 segundos a mais do que no lado não afetado;

2: < 2 segundos de diferença. Total

Total:

**Anexo C****Monofilamento de Semmes –Weinstein**

Locais	Cor do Monofilamento	
	Mão Direita	Mão Esquerda
Dedo Polegar		
Dedo Indicador		
Dedo médio		
Dedo Mínimo		

**Anexo D****ESCALA EQUILÍBRIO FUNCIONAL DE BERG**

Nome \_\_\_\_\_

Data \_\_\_\_\_

DESCRIÇÃO DO ITEM    ESCORE (0-4)

1. Sentado para em pé \_\_\_\_\_
2. Ficar em pé sem apoio \_\_\_\_\_
3. Ficar sentado sem apoio \_\_\_\_\_
4. Sentar a partir da postura em pé \_\_\_\_\_
5. Transferências \_\_\_\_\_
6. Ficar em pé sem apoio com olhos fechados \_\_\_\_\_
7. Ficar em pé sem apoio com os pés unidos \_\_\_\_\_
8. Alcançar para frente com o braço esticado \_\_\_\_\_
9. Pegar um objeto do chão \_\_\_\_\_
10. Virar-se e olhar sobre os ombros \_\_\_\_\_
11. Girar 360° \_\_\_\_\_
12. Colocar alternadamente os pés sobre uma banqueta \_\_\_\_\_
13. Em pé, com um pé à frente do outro \_\_\_\_\_
14. Ficar em pé sobre uma das pernas \_\_\_\_\_

TOTAL \_\_56\_\_

## Anexo E

**TESTE DE SENSIBILIDADE TÁTIL MOVING TOUCH-PRESSURE (MTP)**

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
D														
E														

**Tabela de randomização V= vermelho A= amarelo P= preto**

1	V	P	A	P	A	V	A	V	P	V	A	P	V	P
2	P	V	A	V	A	P	A	P	V	V	P	A	V	A

**Porcentagens de acertos:**

**Mão Direita:** \_\_\_\_\_ **Mão Esquerda** \_\_\_\_\_


## Anexo F

**TESTE DE FORÇA MÁXIMA DE PREENSÃO MANUAL**

	<b>1º Tentativa</b>	<b>2º Tentativa</b>	<b>3º Tentativa</b>	<b>Valor Máximo</b>
<b>Mão direita</b>				
<b>Mão esquerda</b>				



## Anexo G

	<p>UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA  PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO – PROPPG  7.1.1 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA  <b>EM SERES HUMANOS - CEP SH</b></p>
---	---

## TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**Título do Projeto: “EFEITO DA POSTURA NO CONTROLE DA FORÇA DE PREENSÃO DO MEMBRO SUPERIOR NÃO PARÉTICO AO ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO”**

O(a) senhor(a) está sendo convidado a participar de um estudo que irá analisar o controle da força de preensão manual junto a uma atividade de pegar e levantar um objeto. Serão previamente marcados a data e o horário para a aplicação de alguns testes e escalas de avaliação a fim de quantificar a função de seu braço afetado e não afetado pelo Acidente Vascular Encefálico (“derrame”). Serão utilizadas escalas de avaliação e instrumentos com o objetivo de mensurar sua força e controle de preensão manual durante a tarefa que será realizada na postura sentada e na postura em pé. Estas medidas serão realizadas no Centro de Ciências da Saúde e do Esporte (CEFID/UDESC). Não é obrigatório realizar todas as atividades propostas e a responder todas as perguntas.

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

A sua identidade será preservada, pois cada indivíduo será identificado por um número.

Os benefícios e vantagens em participar deste estudo será a possível melhora da função do braço afetado no seu cotidiano.

As pessoas que estarão lhe acompanhando serão: Fábio Santi R. da Silva (fisioterapeuta), Noé Gomes Borges Júnior (professor do CEFID/UDESC, responsável pela pesquisa) e Stella Maris Michaelsen (professora do CEFID/UDESC, fisioterapeuta).

O(a) senhor(a) poderá se retirar do estudo a qualquer momento.

**Solicitamos a vossa autorização para o uso de seus dados para a produção de artigos técnicos e científicos. A sua privacidade será mantida através da não-identificação do seu nome.**

Agradecemos a vossa participação e colaboração.

**PESSOA PARA CONTATO:** Prof. Dr. Noé Gomes Borges Junior

**NÚMERO DO TELEFONE:** (48) 3228-1193 ou (48) 84265746

**ENDEREÇO:** Rua: Frei Caneca, nº506, bloco B2 ap. 301-Centro –Florianópolis-SC CEP: 88025-000

**EMAIL:** nborgesjr@gmail.com

### **TERMO DE CONSENTIMENTO**

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

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

Nome por extenso \_\_\_\_\_ .

Assinatura \_\_\_\_\_ Florianópolis, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ .

**CONSENTIMENTO PARA FOTOGRAFIAS, VÍDEOS E GRAVAÇÕES**

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

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

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

Nome do paciente/indivíduo: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_

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

Equipe de pesquisadores:

Nomes:

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Data e Local onde será realizado o projeto: \_\_\_\_\_

## Anexo H



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA  
GABINETE DO REITOR  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS

Florianópolis, 18 de novembro de 2009

Nº. de Referência 212/2009

A(o) Pesquisador(a),  
**Noé Gomes Borges Junior**

Analizamos o projeto de pesquisa intitulado **“Influência do equilíbrio no controle da força manual em indivíduos com hemiparesia”** enviado previamente por V. S<sup>a</sup>. Desta forma, vimos comunicar que o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos tem como resultado à **Aprovação** do referido projeto.

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

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

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

Atenciosamente,

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