



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM**  
**ENGENHARIA MECÂNICA**

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE SISTEMA DE  
AUXÍLIO À REABILITAÇÃO MOTORA DO MEMBRO  
SUPERIOR APÓS ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO**

**RODRIGO CAPPATO DE ARAÚJO**

**Belo Horizonte, 14 de fevereiro de 2011**

RODRIGO CAPPATO DE ARAÚJO

**TÍTULO: DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE SISTEMA  
DE AUXÍLIO À REABILITAÇÃO MOTORA DO MEMBRO  
SUPERIOR APÓS ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO**

Documento apresentado ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do título de Doutor.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof Dr. Marcos Pinotti Barbosa

Belo Horizonte  
Escola de Engenharia da UFMG  
2011

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a **DEUS** pelo dom e o sentido da vida.

Agradeço ao meu professor orientador **Dr. Marcos Pinotti** pela oportunidade de estar trabalhando com a equipe do LABBIO, por ampliar meus horizontes profissionais, amizade e dedicação.

Ao meu grande amor e companheira **Ana Carolina** que sempre esteve ao meu lado apoiando em momentos difíceis.

Aos meus **pais e familiares**, pelo dom da vida, formação moral e intelectual que me proporcionaram.

Aos professores da **Universidade de Pernambuco** que me incentivaram e me apoiaram durante todo esse caminho.

Aos meus **amigos e colegas** que sempre me deram força.

À professora **Adriana Valladão** pela importante ajuda prestada durante o desenvolvimento desse trabalho.

Agradeço também aos integrantes do LABBIO: **Daniel, Fábio e Tálita** pelo apoio e amizade, pois sem vocês nada disso seria possível.

Aos voluntários que participaram dos experimentos.

Ao CNPQ pelo auxílio pesquisa.

Ao Departamento de Engenharia Mecânica da UFMG pela oportunidade da realização deste trabalho.

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>VI</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>VIII</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS .....</b>	<b>IX</b>
<b>RESUMO .....</b>	<b>X</b>
<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
<b>2. OBJETIVOS .....</b>	<b>3</b>
<b>3. REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>4</b>
3.1. O acidente vascular encefálico .....	4
3.2- Eletromiografia de superfície - EMG .....	8
3.3. Uso de dispositivos robóticos para reabilitação de pacientes hemiparéticos .....	11
3.4. Órteses Dinâmicas ou Funcionais .....	22
<b>4. MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>28</b>
4.1- Tipo de estudo.....	28
4.2- Local de estudo .....	28
4.3- Aspectos éticos.....	28
4.4- População e amostra .....	28
4.5- Critérios de inclusão exclusão .....	30
4.6- Aleatorização dos grupos de estudo.....	30
4.7- Avaliação física e funcional.....	31
4.8- Eletromiografia de superfície.....	34
4.8.1- Módulo de aquisição.....	34
4.8.2- Eletrodo simples diferencial .....	34
4.8.3- Músculos avaliados .....	35
4.8.4- Procedimentos para avaliação do sinal EMG.....	36
4.9- Descrição do Sistema de Reabilitação Funcional .....	39
4.10- Procedimentos.....	49
4.11- Análise estatística.....	50
<b>5. RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>52</b>
5.1- Dados demográficos e antropométricos .....	52

5.2- Avaliação da espasticidade .....	52
5.3- Avaliação do comprometimento motor .....	53
5.4- Avaliação da funcionalidade e destreza manual .....	58
5.5- Avaliação eletromiográfica .....	62
5.6- Avaliação qualitativa do Sistema de Reabilitação Funcional .....	64
5.7- Análise dos resultados.....	66
<b>6. CONCLUSÕES .....</b>	<b>73</b>
<b>7. PERSPECTIVAS FUTURAS.....</b>	<b>74</b>
<b>8. ABSTRACT .....</b>	<b>75</b>
<b>9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>76</b>
<b>APÊNDICES.....</b>	<b>92</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>104</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1. Vista lateral da região do pescoço e principais artérias do cérebro.....	5
Figura 3.2. Rede arterial do encéfalo – vista inferior.....	5
Figura 3.3. Polígono de <i>Willis</i> .....	6
Figura 3.4. Massachusetts Institute of Technology (MIT)- <i>Manus</i> .....	12
Figura 3.5. Mirror Image Motion Enabler (MIME).....	15
Figure 3.6. Assited Rehabilitation and Measurement – ARM Guide.....	17
Figura 3.7. Neurorehabilitation Robot – NeReBot.....	18
Figura 3.8. Protótipo ARMin.....	20
Figura 3.9. BI-MANU-TRACK.....	21
Figura 3.10. – Luva pneumática – <i>PneuGlove</i> .....	23
Figura 3.11. Dispositivo <i>PneuGlove</i> e ambiente virtual.....	24
Figura 3.12. <i>Rutgers Master II-ND (RMII) force feedback glove</i> e ambiente virtual.....	25
Figura 3.13. Luva <i>J-Glove</i> .....	25
Figura 3.14. Órtese Funcional de mão.....	26
Figura 3.15. Vista palmar e dorsal da órtese funcional de mão.....	27
Figura 4.1. Diagrama do delineamento do estudo e alocação dos pacientes.....	31
Figura 4.2. Teste TEMPA Estrutura e objetos utilizados nas tarefas do TEMPA.....	32
Figura 4.3. Módulo Condicionador de Sinais <i>Myosystem</i> .....	34
Figura 4.4. Eletrodo de superfície simples diferencial. A. Face posterior. B. Face anterior.....	35
Figura 4.5. Eletrodo de referência A. Superfície de contato. B. Face posterior.....	35
Figura 4.6. Localização dos eletrodos dos músculos bíceps (A) e tríceps braquial (B).....	36
Figura 4.7. Localização dos eletrodos dos músculos flexor (A) e extensor radial do carpo (B)....	36
Figura 4.8. Localização dos eletrodos dos músculos flexor superficial dos dedos (A) e extensor comum dos dedos (B).....	37
Figura 4.9. Interface da aquisição de dados do programa <i>Myosystem Br-1</i> .....	38
Figura 4.10. Interface do processamento de dados do programa <i>Myosystem Br-1</i> , ilustrando o processamento do sinal adquirido do músculo extensor comum dos dedos.....	38

Figura 4.11. Órtese de cotovelo.....	39
Figura 4.12. Exoesqueleto e espaçadores.....	40
Figura 4.13. Retináculo e bainhas da mão humana e da luva.....	41
Figura 4.14. Módulos atuadores e sistema de tração.....	42
Figura 4.15. Módulos atuadores, caixa de controle e alimentação.....	43
Figura 4.16. Comandos e Circuito elétrico.....	44
Figura 4.17. Sistema de Reabilitação Funcional.....	45
Figura 4.18. Roldana e conduítes.....	46
Figura 4.19. Balança Semi-analítica.....	47
Figura 4.20. Diagrama do sistema de reabilitação funcional funcionando no modo ativo-assistido.....	48
Figura 4.21. Diagrama do sistema de reabilitação funcional funcionando no modo passivo.....	48
Figura 5.1. Pontuações pré e pós-tratamento fisioterapêutico da Escala FM nos voluntários do grupo 1. V1 – V6 – Voluntários 1 ao 6.....	54
Figura 5.2. Pontuações pré e pós-tratamento com <i>Feedback</i> EMG da Escala FM nos voluntários do grupo 2. V7 – V12 – Voluntários 7 ao 12.....	55
Figura 5.3. Pontuações pré e pós-tratamento com SROF da Escala FM nos voluntários do grupo 3. S13 – S18 – Voluntários 13 ao 18.....	55
Figura 5.4. Valores de ganhos relativos na escala de Fulg-Meyer.....	57
Figura 5.5. Pontuações pré e pós-tratamento Fisioterapêutico do teste TEMPA nos voluntários do grupo 1. V1 – V6 – Voluntários 1 ao 6.....	59
Figura 5.6. Pontuações pré e pós-tratamento com <i>feedback</i> EMG do teste TEMPA nos voluntários do grupo 2. V7 – V12 – Voluntários 7 ao 12.....	59
Figura 5.7. Pontuações pré e pós-tratamento com SROF do teste TEMPA nos voluntários do grupo 3. V13 – V18 – Voluntários 13 ao 18.....	60
Figura 5.8. Valores de amplitude EMG antes (1A) e após treinamento (2A)– Grupo 1: Fisioterapia.....	62
Figura 5.9. Valores de amplitude EMG antes (1A) e após treinamento (2A)– Grupo 2: <i>Feedback</i> EMG.....	63
Figura 5.10. Valores de amplitude EMG antes (1A) e após treinamento (2A)– Grupo 3: SROF...	64

## LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1. Estudos clínicos que avaliaram o uso do <i>feedback</i> EMG, descrição do estudo, país onde foi realizado, pontuação da escala PEDro, metodologia adotada e resultados.....	9
Tabela 3.2. Estudos clínicos que avaliaram o uso do MIT-Manus, descrição do estudo, país onde foi realizado, pontuação da escala PEDro, metodologia adotada e resultados.....	13
Tabela 3.3. Estudos clínicos que avaliaram o uso do MIME, descrição do estudo, país onde foi realizado, pontuação da escala PEDro, metodologia adotada e resultados.....	16
Tabela 3.4. Estudos clínicos que avaliaram o uso do ARM Guide, descrição do estudo, país onde foi realizado, pontuação da escala PEDro, metodologia adotada e resultados.....	17
Tabela 3.5. Estudos clínicos que avaliaram o uso do NeReBot, descrição do estudo, país onde foi realizado, pontuação da escala PEDro, metodologia adotada e resultados.....	19
Tabela 3.6. Estudos clínicos que avaliaram o uso do BI-MANU-TRACK, descrição do estudo, país onde foi realizado, pontuação da escala PEDro, metodologia adotada e resultados.....	22
Tabela 4.1. Peso total e de cada parte do dispositivo.....	47
Tabela 5.1. Características demográficas, antropométricas e Pontuações iniciais do testes clínicos dos pacientes.....	52
Tabela 5.2. Valores médios nas duas avaliações dos pontuações obtidas no teste clínico Ashworth para todos os grupos.....	53
Tabela 5.3. Valores médios nas duas avaliações das pontuações obtidas no teste clínico Fugl-Meyer para todos os grupos.....	54
Tabela 5.4. Avaliação dos subitens e pontuações da escala de Fugl-Meyer.....	56
Tabela 5.5. Pontuações médias ( $\pm$ DP) do teste TEMPA dos três grupos no pré e pós-treinamento.	58
Tabela 5.6. Valores médios das pontuações obtidas no teste TEMPA para todos os grupos.....	61

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM – Amplitude de Movimento Articular

ANOVA – Análise de Variância

AVE – Acidente Vascular Encefálico

BB – Bíceps Braquial

cc – Corrente contínua

CEP – Comitê de Ética em Pesquisa

CIVM - Contração Isométrica Voluntária Máxima

cm<sup>2</sup> – Centímetros quadrados

ECD – Extensor Comum dos Dedos

EMG – Eletromiográfico

*FIM - Functional Independence Measure*

*FM – Fugl-Meyer*

FSD – Flexor Superficial dos Dedos

g - Gramas

GΩ - Gigaohms

Hz – Hertz

*ICMJE - International Committee of Medical Journal Editors*

KHz – Quilohertz

kg - Quilogramas

LABBIO – Laboratório de BioEngenharia

LAPRESM – Laboratório de Pesquisa em Reabilitação Músculo-Esquelética e Saúde da Mulher

lbs - Libras

*LED – Light Emission Diode*

m – Metros

OMS – Organização Mundial de Saúde

*PEDro - Physiotherapy Evidence Database*

RMS – *Root mean square*

SENIAM - *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*

SPSS - *Statistical Package for the Social Sciences*

SROF – Sistema de Reabilitação com Órtese Funcional

TB – Tríceps Braquial

TEMPA - *Test D'Évaluation dès Membres Supérieurs de Personnes Âgées*

UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais

UPE – Universidade de Pernambuco

## RESUMO

O número de pessoas vítimas do acidente vascular encefálico (AVE) tem crescido consideravelmente nos últimos anos. O principal comprometimento decorrente do AVE é a hemiparesia. Diversas abordagens terapêuticas têm sido aplicadas com objetivo de reabilitação. No entanto, apenas uma porcentagem pequena de pacientes recupera a funcionalidade do membro superior. O objetivo deste estudo foi desenvolver um sistema de auxílio à reabilitação motora de membros superiores, avaliar seu uso e compará-lo com outras duas abordagens terapêuticas. Dezoito voluntários de ambos os sexos, com hemiparesia à direita, decorrente de AVE foram avaliados e divididos de forma aleatória em três grupos. Os voluntários do grupo 1 foram submetidos ao tratamento fisioterapêutico convencional, os voluntários do grupo 2 realizaram treinamento com *feedback* eletromiográfico (EMG) e os voluntários do grupo 3 utilizaram o sistema de reabilitação com órtese funcional (SROF). O SROF funcionou a partir de atuadores eletromecânicos que auxiliaram os movimentos de flexão-extensão de cotovelo e dedos, controlados por meio de sinais EMG dos músculos bíceps braquial (BB), tríceps (TB), extensor comum dos dedos (ECD) e flexor superficial dos dedos (FSD). Os protocolos de tratamento tiveram oito semanas de duração, sendo realizadas três sessões semanais de 50 minutos, completando 24 sessões. Foram realizadas duas avaliações, no início e ao término dos protocolos, onde avaliou-se a função motora, destreza manual, espasticidade e a atividade EMG dos músculos BB, TB, ECD e FSD durante contrações voluntárias máximas na prova de função manual de cada músculo. Foram realizadas análises intergrupos e intragrupo para comparação do efeito de cada terapêutica. Aplicou-se testes estatísticos de análise de médias com nível de significância de 5 %. Os resultados demonstraram que os três grupos apresentaram melhora da função motora, sendo que somente os grupos 2 e 3 apresentaram ganhos nas articulações de punho e mão. Em relação à destreza manual, foi possível observar que somente os voluntários do grupo 2 e 3 obtiveram melhora significativa. A espasticidade não apresentou alteração significativa para os três grupos. Conclui-se que o SROF é um dispositivo eficaz de auxílio para reabilitação da função motora do membro superior, especialmente, em relação às articulações de punho e mão.

**Palavras-chave:** Órtese, Acidente Vascular Encefálico, Reabilitação, Eletromiografia

## 1. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, tem registrado um significativo aumento da expectativa de vida, prevendo inclusive que o Brasil no ano de 2030, possuirá a sexta maior população mundial de idosos (NOBREGA, 1999; FLECK; CHACHAMOVICH; TRENTINI, 2003; CARVALHO; WONG, 2008). Além disso, concomitante ao aumento da expectativa de vida, observa-se aumento das co-morbidades relacionadas ao envelhecimento. Entre estas co-morbidades, destaca-se o acidente vascular encefálico (AVE). O AVE é resultado de dano celular devido à isquemia ou hemorragia no tecido encefálico, podendo causar déficits de várias funções sensório-motoras (RATHORE et al., 2002).

Estudos recentes relataram prevalência de 200 a 300 novos casos de AVE em cada 100.000 habitantes por ano, nos Estados Unidos e na Europa (MUNTNER et al., 2002; MASSIERO et al., 2007), contabilizando atualmente no mundo, cerca de quarenta e nove milhões de indivíduos que sobreviveram ao AVE e que convivem com alguma seqüela ou incapacidade funcional (FEIGIN, 2005).

Apesar de não ter sido encontrado na literatura estudos epidemiológicos com dados gerais para o Brasil, é possível encontrar registros do Ministério da Saúde que demonstram uma prevalência variando entre 8,7 e 6,2 de novas internações por AVE em cada 10.000 habitantes em pessoas com idade entre 39 e 59 anos, entre os anos de 2003 e 2008 (MS, 2009). Além disso, acredita-se que o número de sobreviventes também seja alto, isso porque, apesar do AVE ser considerado a principal causa de morte de pessoas acima de 50 anos no Brasil, observa-se atualmente, um aumento das taxas de sobrevivência, devido a melhora dos recursos e condições de tratamento.

Isso faz com que o AVE permaneça como umas das principais causas de incapacidade funcional prolongada (DATASUS, 2007), o que acarreta no declínio na qualidade de vida dos sobreviventes e aumento dos encargos para o sistema de saúde. Em estudo prospectivo (MINELLI; FEN; MINELLI, 2007) realizado na cidade de Matão - SP, foi observado incidência anual de 108 casos por 100.000 habitantes, com taxa de fatalidade variando entre 18,5 % a 30,9 %. Após 1 ano, apenas 43% dos pacientes realizavam de forma independente suas atividades de vida diária.

Por essa razão, torna-se muito importante a reabilitação destes indivíduos que apresentam incapacidades, afim de, recuperar a funcionalidade do sistema motor, proporcionando melhor independência para realização de atividades de vida diária e para que possam se integrar de forma mais produtiva à sociedade. Convencionalmente, programas de reabilitação têm sido conduzidos por fisioterapeutas em hospitais ou centros de reabilitação. Estes programas são caracterizados por técnicas e exercícios terapêuticos que estimulam o reaprendizado motor, aumentando a independência funcional (STEIN et al., 2007).

Vários estudos demonstram que a maior parte dos pacientes recupera a capacidade de deambulação. No entanto, cerca de 30-66% destes pacientes avaliados seis meses após o AVE, não apresentaram função do membro superior do lado afetado, e somente 5 % demonstraram completa recuperação das atividades funcionais (GOWLAND, 1982; KWAKKEL; KOLLEN; WAGENAAR, 1999; KWAKKEL; KOLLEN; KREBS, 2008). Diante dos resultados limitados dos programas convencionais de reabilitação em recuperar a função do membro superior, pesquisas recentes têm investigado o uso de novas técnicas e dispositivos para auxiliar a recuperação da função motora (STEIN et al., 2007; LUM et al., 2006; KAHN et al., 2006; MASIERO et al., 2007; HESSE et al., 2008).

Com a evolução tecnológica, alguns estudos multidisciplinares (KREBS et al., 1999; LUM et al., 2002; SONG et al., 2006) têm empregado sistemas robóticos como auxílio no processo de reabilitação de vítimas do AVE, com intuito de auxiliar o tratamento de sequelas motoras e melhorar a qualidade de vida destes pacientes. Estes estudos observaram melhora significativa da função motora do membro superior, em especial as articulações do ombro e cotovelo, após programa de tratamento utilizando o auxílio de robôs. No entanto, poucos trabalhos na literatura desenvolveram e avaliaram uso de dispositivos robóticos aplicados à reabilitação das articulações do punho e mão. Além disso, os robôs utilizados são fixos, não podendo reproduzir tarefas funcionais diárias, limitando, portanto sua aplicação.

Considerando estas informações, observa-se a necessidade do desenvolvimento de novas alternativas terapêuticas que sejam mais eficazes e que permitam também a realização de atividades funcionais durante o tratamento destas seqüelas, devolvendo o mais rápido possível a funcionalidade e a independência a estes indivíduos.

## 2 - OBJETIVOS

Desenvolver e testar sistema de auxílio à reabilitação para membro superior que permita movimentos de cotovelo e mão controlados por meio de sinais eletromiográficos.

Os objetivos específicos são:

- Avaliar sinais eletromiográficos de diferentes músculos, com o objetivo de determinar o melhor sinal para aplicação do controle da órtese;
- Desenvolver sistema de controle para os movimentos do cotovelo e da mão;
- Treinar voluntários com seqüelas de AVE para o controle dos movimentos de membro superior;
- Avaliar o efeito do treinamento utilizando o Sistema de Reabilitação com Órtese Funcional (SROF) sobre a capacidade funcional do membro superior dos voluntários com seqüela de AVE;
- Comparar a evolução do desempenho funcional dos voluntários que utilizaram o SROF, com pacientes submetidos à Fisioterapia convencional e treinamento com *feedback* eletromiográfico.

### 3. REVISÃO DE LITERATURA

#### 3.1. O Acidente Vascular Encefálico

O acidente vascular encefálico (AVE), segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS) é definido como síndrome clínica de rápido desenvolvimento, com sinais focais ou globais de alterações da função cerebral e com duração superior a 24 horas ou que levem a óbito, sem outra causa aparente que não a de origem vascular.

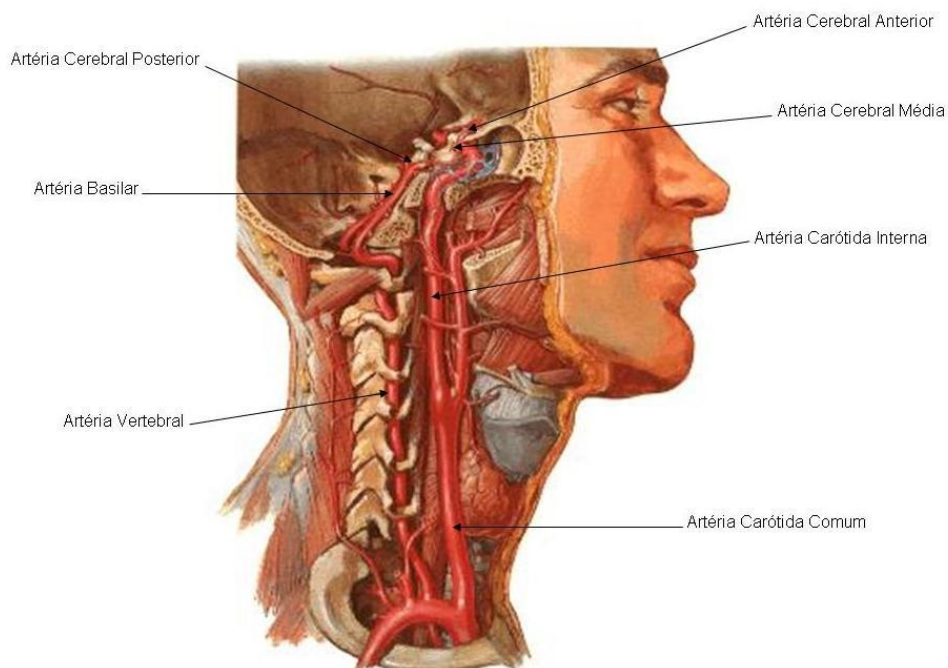
O AVE é caracterizado pelo dano celular ou déficits neurológicos causados pela interrupção do aporte sanguíneo do tecido encefálico seja por bloqueio (isquêmico) ou ruptura (hemorrágico) vascular. O AVE isquêmico é responsável por aproximadamente 80 % dos casos, e tem como principais causas a embolia cerebral e a trombose de grandes e pequenas artérias. A segunda categoria, o AVE hemorrágico é responsável por 20 % dos casos e incluem as hemorragias intracerebrais e subaracnóideas (KELLEY, 2003).

Apesar de representar 2,5 % do peso corpóreo, o encéfalo é formado por estruturas altamente especializadas, que apresentam elevado metabolismo e por isso, necessitam de suprimento permanente e elevado de glicose e oxigênio (MOORE; DALLEY, 2006).

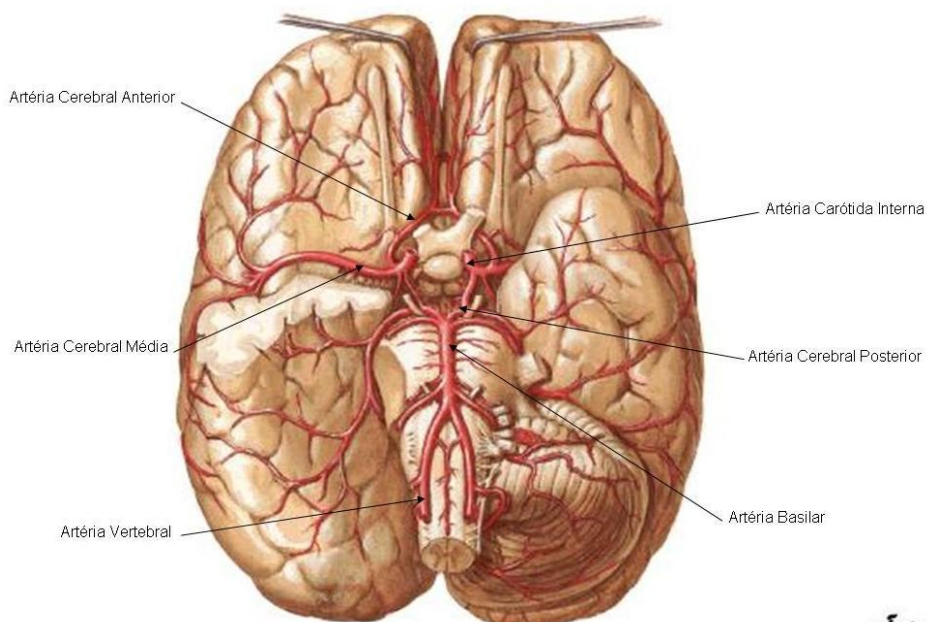
O encéfalo é vascularizado fundamentalmente por dois sistemas arteriais: carotídeo e vertebrobasilar. Também conhecido como circulação anterior do encéfalo, o sistema carotídeo é formado pelas artérias carótidas internas, que se originam no pescoço das artérias carótidas comuns, sem ramificações nesta região, ascendem verticalmente até a base do crânio, onde dão origem a dois ramos terminais: as artérias cerebrais anterior e média (Figura 3.1 e 3.2).

O sistema Vertebrobasilar é responsável pela vascularização do tronco encefálico, cerebelo e a porção posterior do cérebro. Este sistema é formado pelas artérias vertebrais, que se originam das artérias subclávias e ascendem na região do pescoço dentro dos forames transversos das vértebras cervicais, penetram no crânio pelo forame magno e percorrem a região ventral de bulbo e ponte, onde se unem para formar a artéria basilar (Figura 3.1 e 3.2). Esta por sua vez, se bifurca para dar origem às artérias cerebral posteriores, que juntamente com as artérias cerebral anterior e média integram o sistema carotídeo e vertebrobasilar,

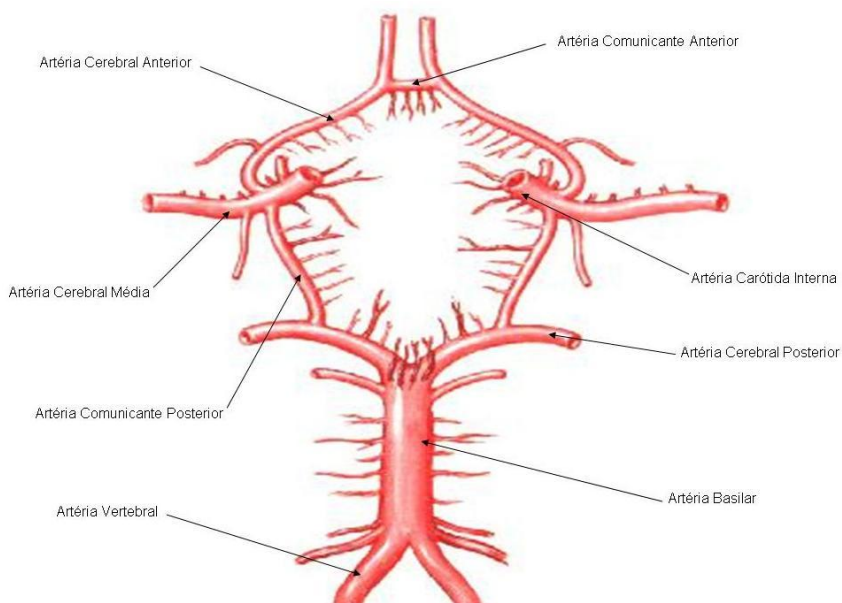
formando uma anastomose arterial em forma poligonal mais comumente conhecido como polígono de *Willis* (Figura 3.3) (MOORE; DALLEY, 2006).



**Figura 3.1.** Vista lateral da região do pescoço e principais artérias do cérebro (NETTER, 2008)



**Figura 3.2.** Rede arterial do encéfalo – vista inferior (NETTER, 2008)



**Figura 3.3.** Polígono de Willis (NETTER, 2008)

As artérias cerebrais médias e anteriores são responsáveis pela vascularização dos lobos frontal, parietal e parte anterior do lobo temporal. Já as artérias cerebrais posteriores são responsáveis pela irrigação do lobo occipital, enquanto que o tronco encefálico e cerebelo são vascularizados pelas artérias vertebrais e basilar. O conhecimento da localização e extensão do AVE é de fundamental importância, pois a evolução do paciente, bem como seus comprometimentos e manifestações clínicas poderão diferir substancialmente.

A hemiparesia, ou paralisia parcial da metade corpórea contralateral à lesão encefálica, tem sido relatada como o principal comprometimento encontrado em pacientes acometidos por acidente vascular encefálico, com ocorrência superior a 80 % dos casos (DOBKIN, 1997; SOMMERFELD et al., 2009). A hemiparesia é um termo geral que abrange variados déficits motores, tais como, paralisia e/ou fraqueza muscular (NUDO; PLAUTHZ; FROST, 2001), anormalidades de tônus muscular, deficiência no controle dos movimentos, alterações posturais e perda ou diminuição da coordenação motora, sendo também associada à espasticidade (HUANG; KRAKAUER, 2009).

A espasticidade foi descrita por Lance (1980), como o aumento do tônus muscular, sendo este velocidade dependente e com resposta aumentada dos reflexos miotáticos decorrente da hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento. No entanto, alguns estudos

demonstraram que o aumento do tônus muscular e da resistência passiva ao alongamento estariam relacionados à resposta aumentada dos reflexos miotáticos nos primeiros três meses subsequentes ao AVE, e após esse período, o aumento se daria, na maior partes das vezes, em consequência de alterações nas propriedades intrínsecas dos músculos (DIETZ; TRIPPEL; BERGER, 1991; THILMANN; FELLOWS; GARMS, 1991; O'DWYER; ADA; NEILSON, 1996).

Diferente da alta incidência de hemiparesia (superior a 80 %), a espasticidade apresenta valores pouco abaixo de 40 % (WATKINS et al., 2002), o que confirma os relatos da literatura, de que nem sempre estas implicações clínicas estão presentes simultaneamente. No entanto, sabe-se que ambos os comprometimentos, associados ou não, são responsáveis por consideráveis distúrbios motores que resultam especialmente no membro superior, em redução do controle motor do braço e antebraço, bem como diminuição da habilidade e coordenação manual (BROEKS et al., 1999).

O AVE pode ser classificado em agudo, subagudo e crônico, conforme o período de instalação do quadro clínico (TIMMERMANS et al., 2009). Após o acidente vascular, pode ocorrer a recuperação do controle motor, principalmente durante os seis primeiros meses após o evento (DOBKIN, 1997). No entanto, existem na literatura evidências que sugerem que o processo de recuperação do desempenho motor perdura por mais de seis meses (HUNTER; CROME, 2002).

O processo de recuperação do desempenho motor pode acontecer de diferentes maneiras e nos três diferentes estágios após o evento. Inicialmente, nas primeiras quatro semanas ocorre a chamada recuperação espontânea, por meio da reabsorção do hematoma e resolução da diasquise (depressão funcional transitória). A longo prazo a reparação acontece por meio da reorganização do sistema nervoso central, que pode ser subdividida em duas formas: “recuperação verdadeira” e estratégias de compensação.

Na chamada recuperação verdadeira, os músculos comprometidos pelo AVE retornam a sua função por meio da reorganização de partes não afetadas do córtex motor. Nas estratégias de compensação, ocorre adaptação de outros grupos musculares para a realização de movimentos e tarefas antes realizadas por meio da ativação de músculos afetados pelo AVE (KRAUKER, 2006; KWAKKEL; KOLLEN; LINDEMAN, 2004). Em ambos os casos o processo de recuperação pode ser estimulado e moldado por programas de reabilitação que

utilizem diferentes técnicas e exercícios para que ocorra o reaprendizado motor (STEIN et al., 2007).

Para isso, programas de reabilitação têm sido amplamente desenvolvidos em hospitais e clínicas, com o objetivo de devolver aos pacientes a independência funcional. No entanto, estudos indicam que apenas cerca de 5 % a 20 % dos pacientes acometidos pelo AVE retornam a função de membro superior (KWAKKELL et al., 2003), e que apenas 6 % desses pacientes se dizem satisfeitos com o nível de funcionalidade do membro superior acometido (BROEKS et al., 1999), o que justifica a busca de terapêuticas mais efetivas para a reabilitação destes pacientes.

### **3.2. Eletromiografia de Superfície– EMG**

A eletromiografia de superfície (EMG) é uma ferramenta amplamente utilizada para avaliar a função muscular por meio da investigação dos sinais elétricos emanados pelos músculos (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Na literatura científica pode-se observar um significativo crescimento nas últimas décadas, de estudos que têm utilizado a eletromiografia de superfície com o intuito de investigar e analisar função muscular (SODERBERG; KNUTSON, 2000), desordens de movimento (LUDEWIG; COOK, 2000), aplicações ergonômicas (AARAST et al., 1996), avaliação de exercícios físicos, programas de tratamento (LEAR; GROSS, 1998; HINTERMEISTER et al., 1998), fadiga muscular (ARNALL et al., 2002) e identificação de lesões neuromusculares (RAUL; DISSELHORST-KLUG; SILNY, 1997).

O sinal mioelétrico tem sido também utilizado como instrumento auxiliar na reabilitação (*feedback* eletromiográfico) de pacientes que apresentam perda ou diminuição de função de um ou mais grupos musculares (BRADLEY et al., 1998; AIELLO et al., 2005). O *feedback* eletromiográfico é o processo no qual as mudanças na atividade muscular são transmitidas ao paciente de diferentes formas por meio de sinais visuais ou sonoros (HURREL, 1980).

Especialmente, após a ocorrência de AVE, várias pesquisas têm avaliado a evolução de pacientes submetidos a programa de tratamento que utilizam o *feedback* eletromiográfico (LEE et al., 1996; ARMAGAN; TASCIOGLU; ONER, 2003; HEMMEN; SEELEN 2007).

Moreland, Thomson e Fuoco (1998) realizaram estudo de revisão sistemática e meta-análise, avaliando a eficácia do uso do *feedback* EMG comparado à fisioterapia convencional, no tratamento das disfunções motoras do membro superior decorrentes do AVE. Nesse estudo, concluiu-se que ambas as técnicas foram eficazes na reabilitação da função motora do membro superior, no entanto, nenhuma foi superior em relação a outra.

A Tabela 3.1 apresenta os estudos clínicos randomizados controlados publicados na literatura que avaliaram a aplicação do *feedback* EMG no tratamento do membro superior de pacientes hemiparéticos. Na tabela são descritos dados referentes aos autores, ano de realização, país onde foi realizado, metodologia adotada e resultados. Além disso, são apresentados as pontuações da escala PEDro (*Physiotherapy Evidence Database*) (ANEXO III).

**Tabela 3.1.** Estudos clínicos que avaliaram o uso do *feedback* EMG, descrição do estudo, país onde foi realizado, pontuação da escala PEDro, metodologia adotada e resultados.

<b>Autor/Ano País/ PEDro</b>	<b>Métodos</b>	<b>Critério Avaliado</b>	<b>Resultados</b>
Mroczek, Halpern e McHugh (1978) EUA / 05	N = 9; Grupo 1 (5 pacientes): 4 semanas de tratamento com <i>feedback</i> EMG, seguido de 4 semanas de fisioterapia. Grupo 2 (4 pacientes): mesmos tratamentos, porém com a ordem inversa.	Amplitude de movimento articular (ADM) do membro superior	Ambos os grupos obtiveram ganhos significativos. Nenhuma diferença entre grupos.
Smith (1979) Austrália / 04	N = 12; Grupo 1 (6 pacientes): 6 semanas de fisioterapia. Grupo 2 (6 pacientes): <i>feedback</i> EMG.	ADM, tônus muscular e coordenação.	Melhora em todos os aspectos avaliados. Não foi realizada análise estatística.
Greenberg e Fowler (1980) EUA / 05	N = 20; Grupo 1 (10 pacientes): 8 sessões de terapia ocupacional. Grupo 2 (10 pacientes): <i>feedback</i> EMG.	ADM	Não foram observados ganhos significativos de ADM em ambos os grupos.
Hurd, Prgan e Neppmuceno (1980) EUA / 06	N = 24; Grupo 1 (12 pacientes): 10 sessões de <i>feedback</i> EMG. Grupo 2 (12 pacientes): <i>feedback</i> placebo.	ADM e atividade EMG	Ambos os grupos obtiveram ganhos. Nenhuma diferença entre grupos.
Prevo, Visser e Vogelaar (1982) Holanda / 03	N = 18; Grupo 1 (9 pacientes): 45 dias de tratamento com <i>feedback</i> EMG. Grupo 2 (9 pacientes): fisioterapia.	Atividade EMG	Nenhuma diferença foi observada entre os grupos.

Basmajian et al. (1982) Canadá / 06	N = 37; Grupo 1 (18 pacientes): 15 sessões de fisioterapia + <i>feedback</i> EMG. Grupo 2 (19 pacientes): 15 sessões de fisioterapia.	<i>Upper Extremity Function Test, 9-hole peg test e grip and pinch test.</i>	Ambos os grupos apresentaram evolução. No entanto, não foram observadas diferenças estatísticas entre eles.
Wolf e Binder-MacLeod (1983) EUA	N = 31; Grupo 1 (22 pacientes): 60 sessões de <i>feedback</i> EMG. Grupo 2 (9 pacientes): fisioterapia.	ADM, espasticidade, atividade EMG e atividades funcionais	O grupo 1 apresentou melhor evolução neuromuscular. Nenhuma diferença foi observada nas atividades funcionais.
Inglis et al. (1984) EUA / 05	N = 30; Grupo 1 (15 pacientes): 20 sessões de fisioterapia + <i>feedback</i> EMG. Grupo 2 (15 pacientes): fisioterapia.	ADM, força muscular e escala de Brunnstrom.	O grupo 1 apresentou melhores resultados que o grupo 2.
Basmajian et al. (1987) Canada / 08	N = 29; Grupo 1: 15 sessões de fisioterapia. Grupo 2: fisioterapia + <i>feedback</i> EMG.	<i>Upper Extremity Function Test</i>	Não houve diferença estatística entre os grupos.
Crow et al. (1989) Inglaterra / 04	N = 40; Grupo 1: 12 semanas de fisioterapia + <i>feedback</i> EMG. Grupo 2: fisioterapia + placebo.	<i>ARA test e FM</i>	O grupo 1 apresentou ganhos significativos a partir da 6 semana de tratamento, em relação ao outro grupo.
Bate e Matyas (1992) Australia / 04	N = 16; Grupo 1: Fisioterapia. Grupo 2: <i>feedback</i> EMG.	Tarefas de alcance	Ambos os grupos apresentaram melhora na precisão e velocidade dos movimentos.
Lee et al. (1996) EUA / 04	N = 18; Grupo 1: 3 sessões de <i>Feedback</i> EMG. Grupo 2: <i>Feedback</i> placebo. Grupo 3: Fisioterapia.	EMG	Todos os grupos obtiveram ganhos significativos. Nenhuma diferença entre as técnicas aplicadas
Armagan, Tascioglu e Oner (2003) Turquia / 07	N = 27; Grupo 1: 20 sessões de fisioterapia + <i>feedback</i> EMG. Grupo 2: fisioterapia + placebo.	ADM, FM e EMG	O grupo 1 apresentou maiores ganhos de ADM e EMG. Não houve diferença intergrupos na FM.
Hemmen e Seelen (2007) Holanda / 07	N = 27; Grupo 1: 3 meses de tratamento com <i>feedback</i> EMG. Grupo 2: eletroestimulação.	<i>ARA test</i> e FM	Os grupos apresentaram melhora significativa em todas as avaliações.

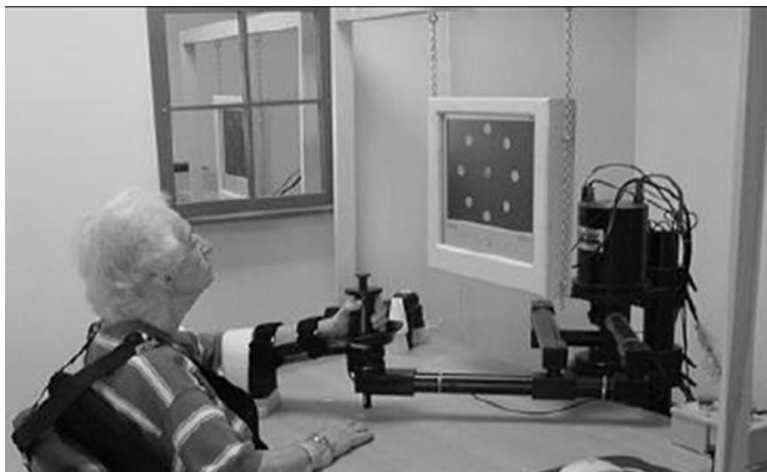
Em geral, pode-se encontrar na literatura resultados positivos na reabilitação da marcha (BRADLEY et al., 1998; AIELLO et al., 2005) e também na reabilitação da funcionalidade de membro superior (LOURENÇÃO et al., 2008). No entanto, baseado nos resultados encontrados na literatura e descritos na Tabela 3.1, observa-se que apesar desse efeito positivo, o uso da terapia por *feedback* EMG não pode ser considerado superior ao tratamento convencional, ou seja, fisioterapêutico.

### **3.3. Uso de dispositivos robóticos para reabilitação de pacientes hemiparéticos**

Em virtude do sucesso limitado dos programas tradicionais de reabilitação em restaurar a função do membro superior após o AVE, os pesquisadores se defrontaram com a oportunidade de buscar outras soluções, utilizando principalmente novas tecnologias. Foram desenvolvidos então dispositivos robóticos para auxiliar na recuperação da função motora (PRANGE et al., 2006).

Os dispositivos robóticos possibilitam a realização de tarefas específicas repetidas vezes, de forma controlada e confiável, o que tem sido demonstrado na literatura como fator determinante para a facilitação da reorganização cortical, com concomitante aumento da habilidade motora e melhora do desempenho das atividades funcionais (LIEPERT et al., 2001).

Diferentes grupos de pesquisa têm desenvolvido dispositivos robóticos para reabilitação de pacientes com sequelas motoras nos membros superiores provindas do AVE. Dentre os dispositivos desenvolvidos, os mais estudados e utilizados na literatura são: MIT-Manus (Figura 3.4), MIME (Figura 3.5), ARM-Guide (Figura 3.6), NeReBot (Figura 3.7), ARMin (Figura 3.8) e BI-MANU-TRACK (Figura 3.9).



**Figura 3.4.** Massachusetts Institute of Technology (MIT)- Manus  
(KREBS et al.,1998)

O MIT-Manus apresenta dois graus de liberdade, com movimentos no plano horizontal, permitindo o treinamento das articulações do ombro, cotovelo e punho. O sistema possibilita a realização de diferentes terapias: movimentação passiva (movimento realizado apenas pela máquina), ativo-assistida (movimento realizado inicialmente pelo paciente e auxiliado pela máquina), onde o *trigger* pode ser dado pelo próprio movimento ou por meio de sinais EMG; e por fim, ativo-resistida (o paciente realiza voluntariamente o movimento, enquanto o sistema aplica resistência contrária à ação). Durante a terapia os pacientes são orientados a manipular o sistema com o objetivo de atingir alvos, contornar figuras e realizar diferentes tarefas, todas orientadas por meio de *feedback* sonoro e visual (KREBS et al., 1998).

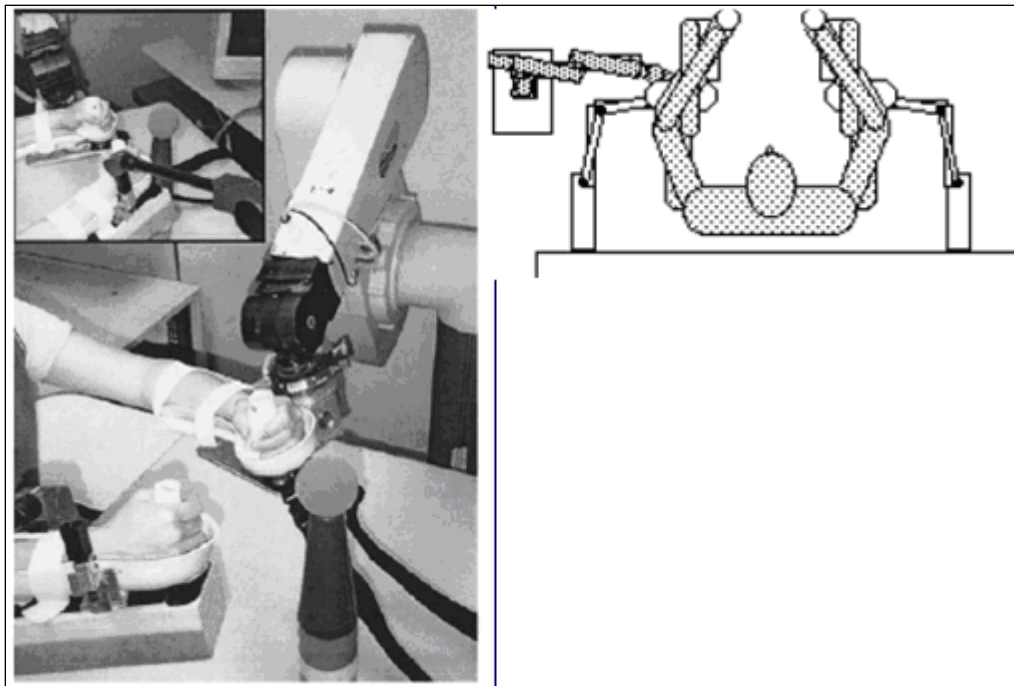
A Tabela 3.2 apresenta os estudos clínicos randomizados controlados que avaliaram a aplicação do MIT-Manus no tratamento do membro superior de pacientes hemiparéticos.

**Tabela 3.2.** Estudos clínicos que avaliaram o uso do MIT-Manus, descrição do estudo, país onde foi realizado, pontuação da escala PEDro, metodologia adotada e resultados.

<b>Autor/Ano País/Pontuação PEDro</b>	<b>Métodos</b>	<b>Critério Avaliado</b>	<b>Resultados</b>
Volpe et al. (1999) EUA / 06	N = 20; Grupo 1: 25 sessões de roboterapia + fisioterapia. Grupo 2: fisioterapia + placebo. Neste estudo foi utilizado a terapia ativo-assistida.	FIM, força e função motora de ombro, cotovelo e punho	O grupo 1 apresentou ganhos significativos da força e função motora das articulações de ombro e cotovelo. No entanto, não foram observados ganhos nas articulações distais.
Volpe et al. (2000) EUA / 06	N = 56; Grupo 1: 25 sessões de roboterapia. Grupo 2: tratamento multiprofissional.	FIM e FM	O grupo 1 apresentou ganhos significativos da função motora das articulações do ombro e cotovelo. No entanto, não houve evolução na das articulações distais.
Fasoli et al. (2003) EUA / --	N = 20; Grupo 1: 18 sessões de treinamento sensório-motor. Grupo 2: roboterapia no modo ativo-resistido.	FM e FIM	Ganhos significativos referentes à função motora de ombro e cotovelo. Nenhum ganho significativo foi observado na função de punho e mão.
Ferraro et al. (2003) EUA / --	N = 34; Grupo 1 (comprometimento motor moderado) e Grupo 2 (comprometimento motor severo). Ambos receberam 18 sessões de roboterapia.	FM, FIM e Ashworth.	Ambos os grupos mostraram evolução na função motora de ombro e cotovelo.
Fasoli et al. (2004) EUA / --	N = 42; Grupo 1: 18 sessões de roboterapia ativo-assistido. Grupo 2: roboterapia ativo-resistido..	FM, FIM e Ashworth.	Ambos os grupos apresentaram ganhos da função motora de ombro e cotovelo. Nenhuma diferença foi observada na escala de Ashworth.
Stein et al. (2007) EUA / 05	N = 46; Grupo 1: roboterapia ativo-assistido. Grupo 2: roboterapia ativo-resistido.	Controle motor e força muscular	Não foi possível observar diferenças entre os grupos.
Finley et al. (2005) EUA / --	N= 15; os pacientes hemiplégicos receberam 9 sessões de roboterapia ativo-assistida.	FM e WMFT	Após 3 meses de tratamento foram observadas melhoras no quadro clínico motor dos pacientes.

MacClellan et al. (2005) EUA / --	N = 30; pacientes receberam 18 sessões de roboterapia. Foram feitas avaliação pré, pós-tratamento e 3 meses após o final do tratamento.	FM e WMFT	Na comparação pré/pós, foi observada diferença estatística em ambas as escalas. No entanto, 3 meses após, os ganhos não foram mantidos.
Daly et al. (2005) EUA / 05	N = 13; Grupo 1: 60 sessões de roboterapia. Grupo 2: fisioterapia.	Teste de habilidade motora e FM	Ambos os grupos apresentaram melhora da função motora.
Volpe et al. (2008) EUA / 05	N = 21; Grupo 1: 18 sessões de fisioterapia. Grupo 2: roboterapia.	FM	Ambos os grupos apresentaram ganho de função de ombro e cotovelo.
Rabadi et al. (2008) EUA / 05	N = 30; Grupo 1: 12 sessões terapia ocupacional. Grupo 2: Cicloergômetro. Grupo 2: Roboterapia.	FM, FIM e escala de função motora	Apenas o grupo que recebeu as sessões de terapia ocupacional obteve ganhos significativos.

---



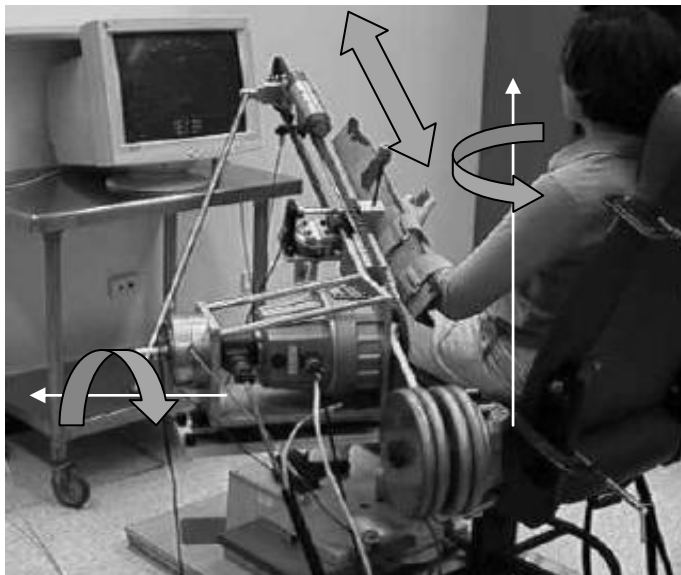
**Figura 3.5.** Mirror Image Motion Enabler (MIME) (LUM et al., 2002)

No sistema MIME o paciente é colocado sentado com os antebraços e mãos fixos por meio de velcro sob uma órtese fixa. O MIME permite seis graus de liberdade e prioriza a reabilitação dos movimentos das articulações do ombro e cotovelo. Assim como o MIT-Manus, o MIME também permite as terapias passiva, ativo-assistida e ativo-resistida. No entanto, este sistema possibilita um modo de terapia chamado bimanual, no qual o membro afetado realiza o mesmo movimento praticado pelo lado contralateral (sadio). Os movimentos no modo bimanual são sincrônicos e simétricos (LUM et al., 2002).

A Tabela 3.3 apresenta os estudos clínicos randomizados controlados publicados na literatura científica, que avaliaram a aplicação do MIME no tratamento do membro superior de pacientes hemiparéticos.

**Tabela 3.3.** Estudos clínicos que avaliaram o uso do MIME, descrição do estudo, país onde foi realizado, pontuação da escala PEDro, metodologia adotada e resultados.

<b>Autor/Ano País/ Pontuação PEDro</b>	<b>Métodos</b>	<b>Critério Avaliado</b>	<b>Resultados</b>
Burgar et al. (2000) EUA / 05	N = 21; Grupo 1: 24 sessões de fisioterapia. Grupo 2: Roboterapia.	FM, FIM e AVDs	Foram observados ganhos estatísticos somente nos valores de FM de ombro e cotovelo.
Lum et al. (2002) EUA / 06	N = 27; Grupo 1: 24 sessões de roboterapia. Grupo 2: fisioterapia. Foram realizadas 3 avaliações (pré, pós-tratamento e 6 meses de <i>follow-up</i> )	FIM, FM e força muscular	Em todas as avaliações realizadas, o grupo 1 apresentou maiores ganhos que o grupo 2.
Lum et al. (2006) EUA / 04	N = 30; Pacientes crônicos de AVE foram divididos em 4 grupos (roboterapia unilateral, bilateral, unilateral + bilateral e fisioterapia) que receberam treinamento por 4 semanas.	FM, FIM, Ashworth.	Foram observados ganhos nos grupos de terapia combinada (unilateral + bilateral) e unilateral.



**Figure 3.6.** Assisted Rehabilitation and Measurement – ARM Guide (KAHN et al., 2006)

O ARM Guide é um dispositivo robótico com quatro graus de liberdade, que permite a movimentação do braço do paciente sobre trilho. Além disso, são possíveis movimentos de rotação do ombro e flexo-extensão de cotovelo. Feedback visual a respeito da posição do braço é apresentado em tempo real no monitor posicionado à frente do paciente. Este dispositivo permite somente as terapias passiva e ativo-assistida (KAHN et al., 2006). A Tabela 3.4 apresenta os estudos clínicos randomizados controlados publicados na literatura científica, que avaliaram a aplicação do ARM guide no tratamento do membro superior de pacientes hemiparéticos.

**Tabela 3.4.** Estudos clínicos que avaliaram o uso do ARM Guide, descrição do estudo, país onde foi realizado, pontuação da escala PEDro, metodologia adotada e resultados.

<b>Autor/Ano País/ Pontuação PEDro</b>	<b>Métodos</b>	<b>Critério Avaliado</b>	<b>Resultados</b>
Kahn et al. (2006) EUA / 04	N = 19; Grupo 1: 24 sessões de roboterapia. Grupo 2: Treino de tarefas de alcance e precisão sem o dispositivo.	Rango Los Amigos Functional Test e ADM	Foram observados ganhos estatísticos em ambos os grupos.



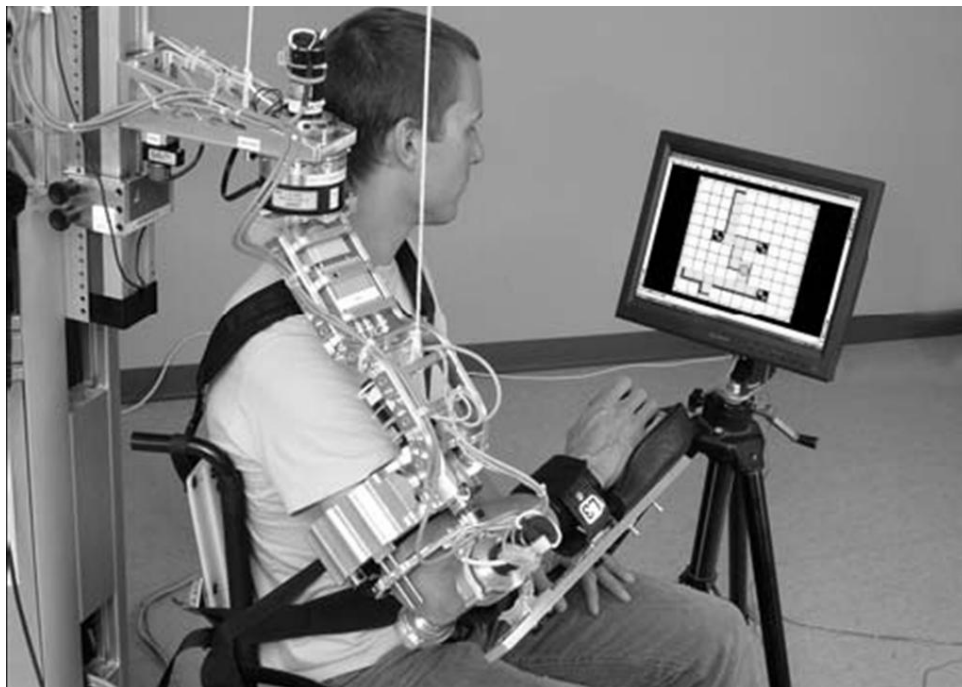
**Figura 3.7.** Neurorehabilitation Robot – NeReBot (MASIERO et al., 2007)

O NeReBot consiste em um robô desenvolvido para reabilitação de pacientes vítimas do AVE. O dispositivo possui três motores individuais que controlam o movimento de três braços metálicos que se ligam por meio de cordas de nylon a uma órtese no qual fica posicionado o antebraço do paciente. O sistema pode ser programado para realizar repetidas vezes os movimentos de flexão, extensão, adução e abdução da articulação do ombro e os movimentos de pronação e supinação do antebraço (MASIERO et al., 2007).

A Tabela 3.5 apresenta os estudos clínicos randomizados controlados publicados na literatura científica, que avaliaram a aplicação do NeReBot no tratamento do membro superior de pacientes hemiparéticos.

**Tabela 3.5.** Estudos clínicos que avaliaram o uso do NeReBot, descrição do estudo, país onde foi realizado, pontuação da escala PEDro, metodologia adotada e resultados.

<b>Autor/Ano País/ Pontuação PEDro</b>	<b>Métodos</b>	<b>Critério Avaliado</b>	<b>Resultados</b>
Masiero et al. (2006) Itália / 05	N = 20; Grupo 1: 16 sessões de roboterapia assistida. Grupo 2: Assistência multidisciplinar.	FM, FIM e Medical Research Council Scale	O grupo submetido à roboterapia apresentou ganhos significativos da função motora de ombro e cotovelo em relação ao grupo controle.
Masiero et al. (2007) Itália / 05	N = 35; Grupo 1: 20 sessões de roboterapia assistida. Grupo 2: Assistência multidisciplinar. Foram realizadas avaliações logo após o término do tratamento e outras duas (3 e 8 meses de <i>follow-up</i> )	FM, FIM, Medical Research Council Scale e Ashworth	O grupo 1 apresentou maiores ganhos da função motora em relação ao grupo 2. Os ganhos foram mantidos após 3 e 8 meses. Nenhuma diferença foi observada em relação a espasticidade.



**Figura 3.8.** Protótipo ARMin (NEF; MIHELJ; RIENER, 2007)

O ARMin é um dispositivo robótico classificado como semi-exoesqueleto e que permite três graus de movimento da articulação do ombro e um grau de liberdade para o cotovelo. Informações visuais e sonoras guiam os pacientes durante a realização de variadas tarefas, que podem ser realizadas de forma ativo-assistido (NEF; MIHELJ; RIENER, 2007).

No entanto, não foram encontrados estudos clínicos randomizados a respeito do uso desse dispositivo na reabilitação de pacientes com seqüelas motoras decorrentes do AVE. Estudo piloto desenvolvido por Staubli et al. (2009) avaliou a recuperação motora de quatro pacientes que fizeram uso do dispositivo ARMin por oito semanas. Neste estudo foi avaliado a função motora logo após e com 32 semanas de evolução. Os resultados, apesar de preliminares, indicaram melhora significativa da pontuação de Fugl-Meyer.



**Figura 3.9.** BI-MANU-TRACK (HESSE et al., 2003)

O Bi-Manu-Track é um dispositivo robótico que permite a movimentação bilateral das articulações de punho e antebraço. O dispositivo possibilita as terapia passiva e ativo-assistida para os movimentos de pronação e supinação do antebraço, além de flexão e extensão do punho (HESSE et al., 2003). A Tabela 3.6 apresenta os estudos clínicos randomizados controlados publicados na literatura científica, que avaliaram a aplicação do BI-MANU-TRACK no tratamento do membro superior de pacientes hemiparéticos.

**Tabela 3.6.** Estudos clínicos que avaliaram o uso do BI-MANU-TRACK, descrição do estudo, país onde foi realizado, pontuação da escala PEDro, metodologia adotada e resultados.

<b>Autor/Ano País/ Pontuação PEDro</b>	<b>Métodos</b>	<b>Critério Avaliado</b>	<b>Resultados</b>
Hesse et al. (2005) Alemanha / 08	N = 44; Grupo 1: 30 sessões de roboterapia assistida. Grupo 2: Eletroestimulação.	FM	Ambos os grupos apresentaram melhora da função motora distal. No entanto, o grupo 1 apresentou maiores ganhos que o grupo 2.
Hesse et al. (2008) Alemanha / 08	N = 54; Grupo 1: 30 sessões de roboterapia assistida. Grupo 2: Eletroestimulação. Foi feita uma avaliação 3 meses de <i>follow-up</i> .	FM, FIM, Medical Research Council scale, Ashworth e blocks and box test.	Ambos os grupos apresentaram melhora da função motora. No entanto, não houve diferença inter-grupos.

Apesar dos bons resultados encontrados na literatura, os dispositivos robóticos supracitados enfocam a reabilitação das articulações proximais do membro superior, apresentam alto custo, possuem grandes dimensões e não permitem a realização de atividades de vida diária. Justifica-se assim, a necessidade de se desenvolver dispositivos específicos para a porção distal do membro superior, que sejam mais funcionais e apresentem menor custo.

### 3.4. Órteses Dinâmicas ou Funcionais

Ao longo dos anos, vários grupos de pesquisa têm trabalhado para o desenvolvimento e aperfeiçoamento de diferentes tipos de órteses para mão, principalmente, as chamadas órteses dinâmicas. Estas órteses tem como objetivo auxiliar ou reproduzir os movimentos da mão, buscando a recuperação de sua funcionalidade.

Os principais modelos de órteses funcionais para mão têm sido desenvolvidos a partir dos anos 90, e inicialmente foram criados para atender uma variedade enorme de lesões, em especial, pacientes com seqüelas motoras decorrentes de lesões de plexo braquial (SLACK;

BERBRAYER, 1992; MENESES et al., 2005), traumas medulares (PFURTSCHELLE, 2000), paralisia cerebral (MAKARAN et al., 1993) e também de AVE (BOUZIT et al., 2002). Nessa parte da revisão será dada ênfase somente às órteses desenvolvidas nos últimos oito anos com o objetivo de reabilitação da função motora em pacientes acometidos pelo AVE.

Kline, Kamper e Schmith (2005) desenvolveram luva de lycra composta por bolsa de ar localizada na superfície palmar da mão e um zíper na superfície dorsal. Segundos os autores, a lycra permite a adequação da luva em diferentes comprimentos e larguras da mão e dedos. A bolsa de ar localizada na região palmar é ilustrada na Figura 3.10, sendo possível observar que cada dedo da mão possui um canal de dois centímetros de largura da bolsa de ar.

A bolsa de ar é conectada por servo válvula a um reservatório de ar, quando o ar é liberado, a bolsa é inflada e ocorre o movimento de extensão dos dedos. O controle desta luva pneumática inicialmente foi feito pelo sinal eletromiográfico dos músculos flexor superficial dos dedos (FSD) e extensor comum dos dedos (ECD).



**Figura 3.10** – Luva pneumática – PneuGlove (CONELLY et al., 2009)

Conelly et al. (2009) avaliaram o uso da luva pneumática (Pneuglove) em sete pacientes hemiparéticos crônicos. Estes voluntários foram submetidos à 18 sessões de 30 minutos utilizando a PneuGlove associado a realização de atividades em ambiente virtual. Os pesquisadores observaram melhora da função motora de punho e mão, sendo observado aumento médio de quase quatro pontos na escala de avaliação do comprometimento motor.

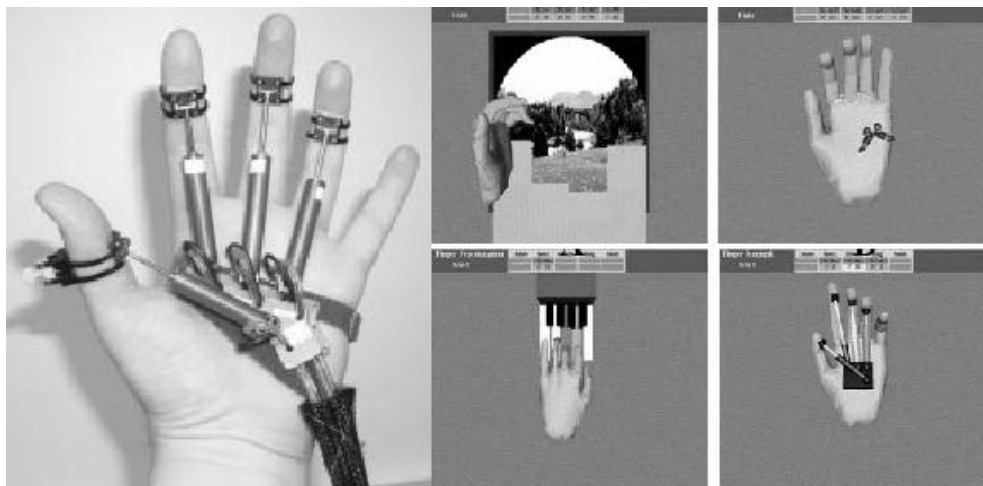


**Figura 3.11** - Dispositivo PneuGlove e ambiente virtual (ADAMOVICH et al., 2004)

Utilizando também treinamento com órteses funcionais associadas a ambientes virtuais, Adamovich et al. (2004) aplicaram treinamento de 13 sessões em oito pacientes com hemiparesia decorrente do AVE. Em cada sessão, os pacientes deveriam realizar quatro tarefas em ambiente virtual.

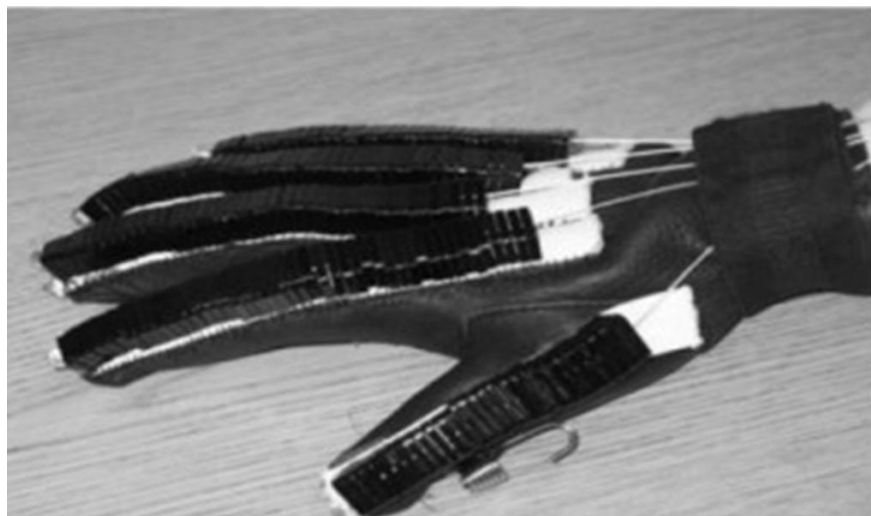
Os pacientes utilizaram a órtese *Rutgers Master II-ND (RMII) force feedback glove* (Figura 3.12) desenvolvida por Bouzit et al. (2002). Essa órtese é composta por pistões pneumáticos que por meio de *feedback* sonoro e visual informam aos pacientes a força realizada nos movimentos de flexão, extensão, adução e abdução dos dedos. Os autores relatam resultados positivos em relação à evolução motora dos pacientes. No entanto, neste estudo não é descrito o grau de comprometimento motor dos pacientes, bem como, os critérios de seleção dos mesmos. Além disso, a conclusão sobre a evolução motora foi embasada na velocidade e força dos movimentos realizados com o dispositivo, sendo que nenhuma avaliação da função motora foi aplicada.

Outro aspecto negativo é a configuração e localização do sistema, que impossibilita a realização de tarefas funcionais da mão, restringindo seu uso à treinos em ambiente virtual.



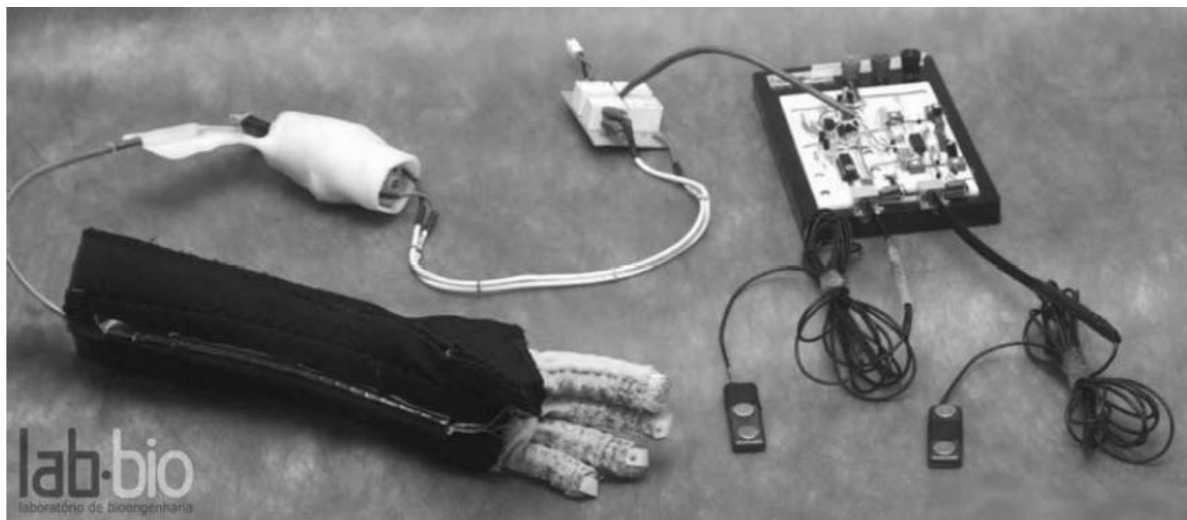
**Figura 3.12.** Rutgers Master II-ND (RMII) force feedback glove e ambiente virtual (Bouzit et al 2002)

Ochoa et al. (2009) desenvolveram protótipo de luva (J-Glove) com tendões artificiais que percorrem canais localizados na região dorsal da mão e dedos. Esses tendões são conectados a um motor que é acionado pelo sinal eletromiográfico do músculos extensor comum dos dedos (Figura 3.13). Entretanto, não foram divulgados na literatura científica resultados de testes clínicos deste dispositivo.



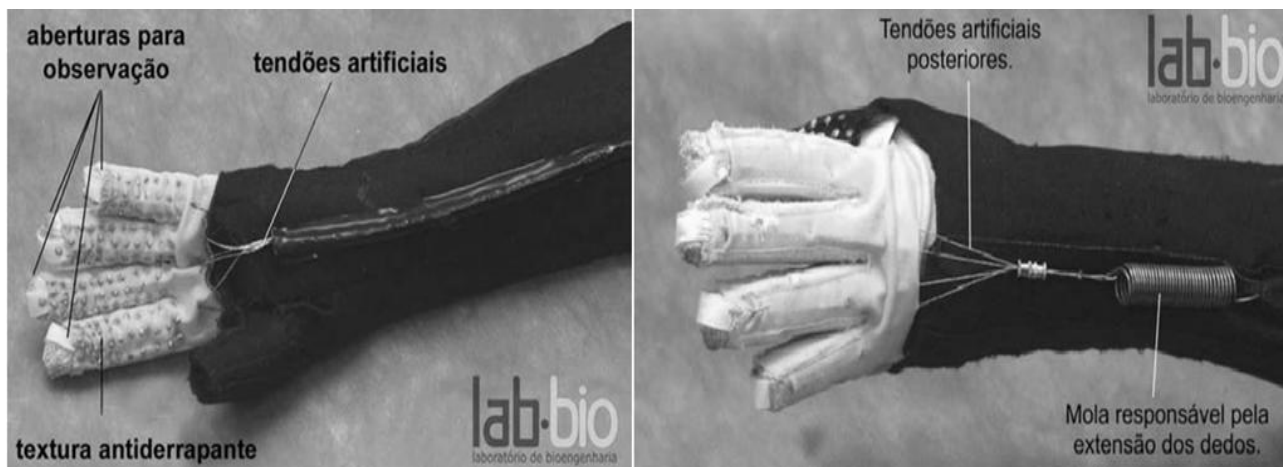
**Figura 3.13.** Luva J-Glove (OCHOA et al., 2009)

Outro dispositivo descrito na literatura para o auxílio de pacientes com seqüelas motoras na região de punho e mão, é a órtese funcional de mão desenvolvida por Meneses et al. (2005) (figura 3.14).



**Figura 3.14.** Órtese Funcional de mão

A órtese funcional de mão foi desenvolvida com uma luva de proteção que envolve a mão do paciente com tendões artificiais, um conjunto motor – redução, um circuito de controle e eletrodos ativos. Os tendões artificiais (Figura 3.15) reproduziam a função dos tendões da mão humana, transmitindo os movimentos do atuador eletromecânico para os dedos, promovendo os movimentos de flexão e extensão dos dedos. Em sua parte posterior foram fixados tendões artificiais e estes foram conectados a uma mola, responsável pela extensão dos dedos da órtese. O controle da órtese é realizado por sinais eletromiográficos, sendo um canal responsável pelo movimento de flexão e outro pelo movimento de extensão.



**Figura 3.15.** Vista palmar e dorsal da órtese funcional de mão

Apesar de ter sido desenvolvida para pacientes com lesão de plexo braquial, foi descrita também a órtese funcional de mão (Figura 3.15) desenvolvida por Meneses et al. (2005) no Laboratório de BioEngenharia da Universidade Federal de Minas Gerais (LABBIO-UFG), pois, este protótipo simboliza um marco para este grupo de pesquisa, sendo o conceito inicial para o desenvolvimento do Sistema de Reabilitação Funcional que será apresentado nesta tese.

Por fim, pode-se observar na literatura, certa variedade de órteses funcionais que têm sido desenvolvidas com o objetivo de auxiliar a reabilitação da funcionalidade manual de pacientes vítimas do AVE. No entanto, muitos desses dispositivos ainda se encontram em fases de implementação ou não permitem realização de treinos funcionais. Outro aspecto negativo é ainda a falta de evidências sobre a eficácia desses dispositivos no processo de reabilitação, pois, até o presente momento não foram realizados testes clínicos randomizados e controlados.

## **4. METODOLOGIA**

### **4.1. Tipo de estudo**

Neste trabalho foi realizado ensaio clínico, randomizado e controlado.

### **4.2. Local de estudo**

O Sistema de Reabilitação com Órtese Funcional (SROF) foi inicialmente projetado e desenvolvido no Laboratório de Bioengenharia da Universidade Federal de Minas Gerais (LABBIO/UFMG) em trabalho conjunto entre engenheiros e profissionais de saúde. No entanto, os testes clínicos foram realizados no Laboratório de Pesquisa em Reabilitação Músculo-Esquelética e Saúde da Mulher da Universidade de Pernambuco – Campus Petrolina (LAPRESM/UPE), localizado na região do vale do São Francisco.

### **4.3. Aspectos Éticos**

Este estudo foi apresentado e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade de Pernambuco, sob número de protocolo CEP/UPE 041/09 e registro CAAE: 0040.0.097.000-09 (ANEXO I). Além disso, por se tratar de estudo clínico e conforme as normas do *International Committee of Medical Journal Editors* (ICMJE) e Organização Mundial de Saúde (OMS), o projeto foi registrado no *Australian New Zeland Clinical Trials Registry* sob o protocolo ACTRN12610000473066 (ANEXO II).

Todos os participantes que estiveram de acordo com os procedimentos do estudo, e aceitaram participar voluntariamente do mesmo, assinaram Termo de Consentimento Livre Esclarecido (APÊNDICE A), segundo a resolução nº 196/96 do Conselho Nacional da Saúde, que determina as normas e diretrizes para realização de pesquisa envolvendo seres humanos.

### **4.4. População e Amostra**

A população foi composta por usuários dos sistemas público e privado de saúde das cidades de Petrolina (PE) e Juazeiro (BA), que apresentavam sequelas motoras em decorrência de AVE a pelo menos três meses. O tamanho da amostra foi estimado

utilizando-se a equação 4.1 de amostra “simples” (SILVA, 1998), e a partir dos dados do estudo piloto, que foi realizado com nove voluntários.

$$n = \frac{(Z_{1-\alpha/2} + Z_{1-\beta})^2}{(\delta/s)^2}, \text{ onde:} \quad (4.1)$$

$Z_{1-\alpha/2}$  corresponde ao valor da variável Normal Z relativa à probabilidade de erro tipo I igual à 0,05 (1,96 neste caso).

$Z_{1-\beta}$  corresponde ao valor da variável Normal Z relativa à probabilidade de erro tipo II igual à 0,20 (0,84 neste caso).

$\delta$  corresponde à diferença entre os valores médios da escala de Fugl-Meyer, onde foi considerado uma alteração de 10 %, como uma mudança clinicamente significativa (VAN DER LEE et al., 1999; GLADSTONE; DANELLS; BLACK, 2002; STEIN et al, 2007). Portanto,  $\delta = 3,7$ .

$S$  corresponde ao desvio-padrão associado aos desvios-padrão encontrados no estudo piloto. Assim,  $s = 2,00$

O desvio-padrão  $S$  foi obtido por meio da equação:

$$S^2 = \frac{(n_1-1)s_1^2 + (n_2-1)s_2^2 + (n_3-1)s_3^2}{(n_1+n_2+n_3-3)}, \text{ onde:} \quad (4.2)$$

$n_1$  corresponde ao número de voluntários do grupo Fisioterapia no estudo piloto, sendo igual a 3;

$n_2$  corresponde ao número de voluntários do grupo *Feedback* EMG no estudo piloto, sendo igual a 3;

$n_3$  corresponde ao número de voluntários do grupo Órtese no estudo piloto, sendo igual a 3;

$S_1$  corresponde ao desvio padrão do grupo Fisioterapia no estudo piloto, sendo igual a 0,5;

$S_2$  corresponde ao desvio padrão do grupo *Feedback* EMG no estudo piloto, sendo igual a 2,0;

$S_3$  corresponde ao desvio padrão do grupo Órtese no estudo piloto, sendo igual a 3,5.

Desse modo, obteve-se  $n= 2,30 \times 2$  (teste bilateral)  $\times 3$  (número de grupos), obtendo-se amostra total de 14 voluntários. Considerando a perda de 30%, chegou-se a uma amostra de aproximadamente seis voluntários por grupo.

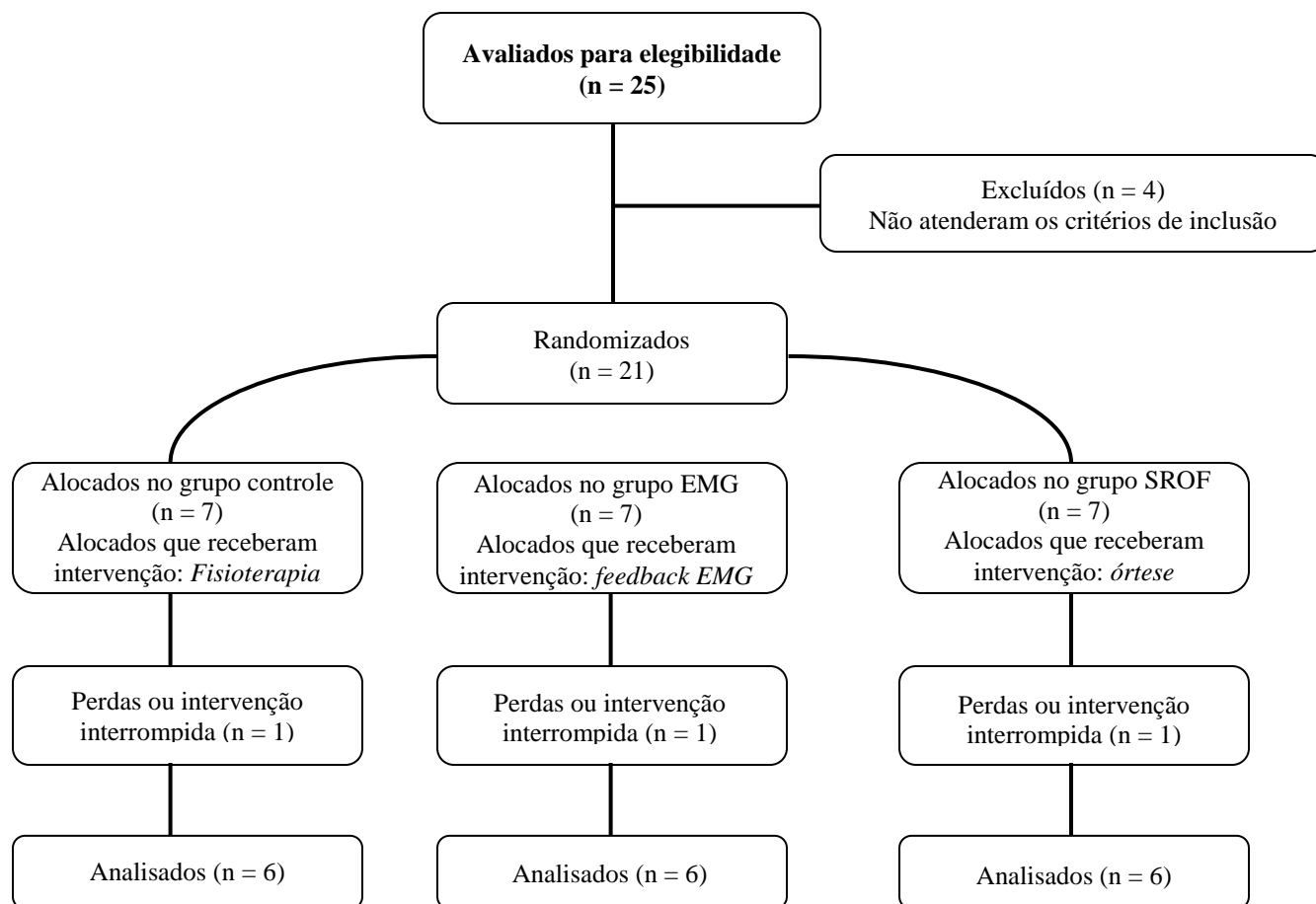
#### **4.5. Critérios de inclusão e exclusão**

Foram incluídos no estudo, voluntários que apresentaram diagnóstico clínico de AVE primário de causa isquêmica ou hemorrágica há pelo menos três meses, com hemiparesia do lado direito, idade superior à 18 anos, de ambos os sexos e que fossem destros. Foram incluídos na amostra voluntários que não apresentaram déficits de compreensão, avaliado por meio da versão brasileira do Mini-Exame do Estado Mental, com ponto de corte para indivíduos analfabetos 18/19 e para indivíduos com instrução escolar 24/25 (LOURENÇO; VERAS, 2006) e que apresentaram redução da função motora do membro afetado (APÊNDICE E).

Foram excluídos da amostra, os voluntários que apresentassem sequelas motoras bilaterais, histórico de dois ou mais AVE's e que apresentassem espasticidade considerada grave, ou seja, valores acima de 3 na escala modificada de Ashworth (APÊNDICE C).

#### **4.6. Aleatorização dos grupos de estudo**

Anteriormente à coleta de dados, foi gerada por meio do site [www.radomization.com](http://www.radomization.com), a planilha de aleatorização dos grupos experimentais e controle, pelo método de blocos, afim de garantir o mesmo número de voluntários nos três grupos testados (Figura 4.1).



**Figura 4.1.** Diagrama do delineamento do estudo e alocação dos pacientes.

#### 4.7. Avaliação física e funcional

Após a leitura e assinatura do termo de consentimento livre esclarecido, foi realizada avaliação física, na qual, foi realizada a anamnese e o exame físico, sendo colhidos os dados pessoais e antropométricos dos voluntários, além do histórico e questões relacionadas ao AVE. Em seguida os voluntários foram submetidos a uma avaliação funcional, na qual foi realizado o teste de Fugl-Meyer (APÊNDICE B) (MAKI et al., 2006) para avaliação do comprometimento motor do membro superior.

O componente de motricidade do membro superior da escala FM consiste em 24 itens, divididos em ombro, cotovelo, punho, mão e coordenação/velocidade. Os itens podem ser classificados de acordo com a seguinte escala: 0 – não realiza, 1 – realiza parcialmente e



- Escrever em um envelope e colar um selo;
- Embaralhar e distribuir cartas de jogo.

Além de quatro tarefas unilaterais:

- Alcançar e mover um pote;
- Erguer uma jarra e servir água dentro de um copo;
- Manusear moedas;
- Pegar e mover pequenos objetos.

As pontuações obtidas são baseados em três critérios: velocidade de execução, graduação funcional e análise das tarefas. Na avaliação da velocidade, a tarefa foi cronometrada desde o início até o seu término. A graduação funcional refere-se à autonomia do voluntário durante a realização de cada tarefa, sendo graduada em quatro níveis: (0) tarefa completada com sucesso, sem hesitação e dificuldade, (- 1) tarefa completada, com alguma dificuldade, (- 2) tarefa parcialmente executada ou certas etapas são realizadas com dificuldade e (- 3) não consegue completar a tarefa, mesmo com auxílio.

A análise das tarefas avalia as dificuldades encontradas pelos voluntários, de acordo com 5 itens relacionados com as habilidade sensório-motoras:

- Força;
- Amplitude de movimento;
- Precisão de movimentos amplos;
- Precisão de movimentos finos;
- Preensão.

A pontuação da graduação funcional foi determinado pela adição dos pontos obtidos nas tarefas unilaterais a direita (0 a -12), a esquerda (0 a -12) e as tarefas bilaterais (0 a -12), totalizando pontuação entre 0 e -36. Foi realizada também a avaliação das cinco dimensões da sessão análise das tarefas. Considerando que ‘precisão dos movimentos finos’ não é mensurada nas tarefas ‘pegar e transportar um pote’ e ‘pegar uma jarra e servir água’ e ‘força’ não é avaliada nas tarefas ‘escrever e colar um selo’, ‘pegar e transportar objetos pequenos’, ‘manusear moedas’ e ‘embaralhar cartas’, a pontuação da análise de tarefas pode variar de 0 a -150. A pontuação total representa a soma da graduação funcional e da análise das tarefas. O valor zero indica ausência de incapacidade e quanto menor o valor, maior será o comprometimento sensório-motor.

## 4.8. Eletromiografia de Superfície

### 4.8.1. Módulo de aquisição

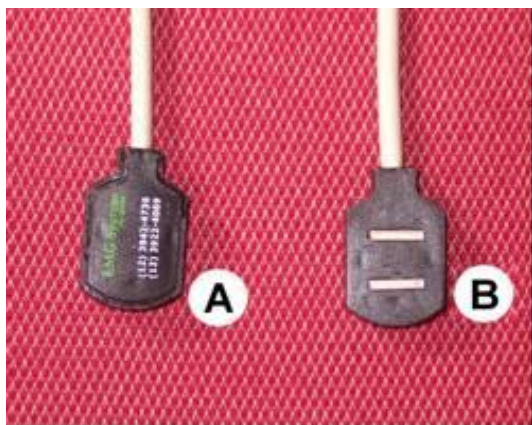
Para os registros eletromiográficos foram utilizados 04 canais do sistema *Myosystem I* da *Datahominis* Ltda. (Figura 4.3), com aquisição simultânea, aterramento comum a todos os canais, filtros de baixa passagem de 10 Hz a 5 KHz; três estágios de amplificação, ganho total de 1000 vezes, impedância dos canais de 10 G $\Omega$  em modo diferencial, 16 bits de faixa de resolução dinâmica, faixa de amplitude de -10V a +10V e frequência de amostragem por canal de 10 KHz, para visualização e processamento dos sinais foi utilizado o programa *Myosystem I* versão 3.5.



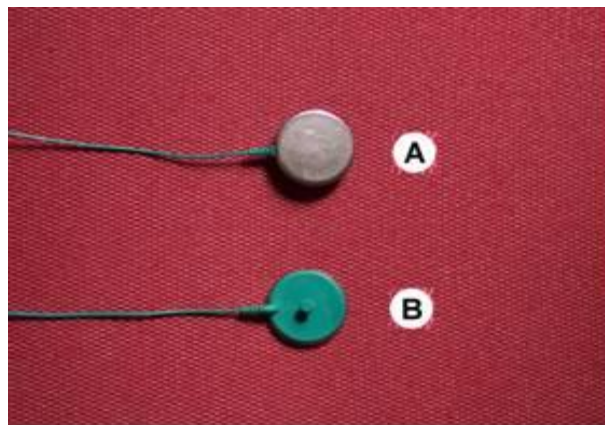
**Figura 4.3.** Módulo Condicionador de Sinais Myosystem

### 4.8.2. Eletrodos simples diferenciais

Os sinais mioelétricos foram captados por eletrodos ativos de superfícies diferenciais de ganho de 20 vezes, compostos por duas barras retangulares paralelas de prata pura, da *EMG System* do Brasil<sup>®</sup> (Figura 4.4). Para redução do ruído de aquisição foi utilizado eletrodo circular com tamanho de 3 cm<sup>2</sup> como eletrodo de referência, localizado no osso esterno interposto com gel condutor (Figura 4.5).



**Figura 4.4.** Eletrodo de superfície simples diferencial. **A.** Face posterior. **B.** Face anterior.



**Figura 4.5.** Eletrodo de referência **A.** Superfície de contato. **B.** Face posterior.

### 4.8.3. Músculos Avaliados

Foi realizado estudo piloto com nove voluntários para avaliar os grupos musculares adequados para o controle da órtese de cotovelo. Foram analisados a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos bíceps braquial, tríceps braquial, flexor ulnar do carpo, flexor radial do carpo, extensor ulnar do carpo, extensor radial longo do carpo, flexor superficial do dedos e extensor comum dos dedos. Como resultado deste estudo piloto, optou-se pela utilização da atividade EMG dos músculos bíceps e tríceps braquial para controlar os movimentos de flexão e extensão da órtese de cotovelo, respectivamente. A escolha se deu pelo fato destes músculos serem considerados os motores primários (músculos agonistas) dos movimentos do complexo articular do cotovelo.

Em relação ao controle dos movimentos de extensão e flexão dos dedos, optou-se pelo uso dos sinais EMG dos músculos flexor superficial dos dedos e extensor comum dos dedos, por serem considerados agonistas destes movimentos. Além disso, foi possível registrar destes músculos os sinais EMG mais estáveis e com maior amplitude, para proporcionar melhor controle dos micromotores. Para o grupo submetido ao treinamento com o *feedback* EMG foram utilizados também os sinais dos músculos flexor e extensor radial do carpo, para o treino dos movimentos de flexão e extensão do punho.

#### 4.8.4. Procedimentos para avaliação do sinal EMG

- **Posicionamento dos eletrodos:** Como preparação para o posicionamento dos eletrodos, foram realizadas a tricotomia e a limpeza da pele com álcool. A colocação dos eletrodos nos músculos bíceps e tríceps do braço foi orientada pela *European Recommendations for Surface Electromyography* do Projeto SENIAN (HERMES et al., 1999). No entanto, a colocação dos eletrodos do músculo flexor radial do carpo, extensor radial do carpo, flexor superficial dos dedos e extensor comum dos dedos foi orientada como descrito por Perotto, Hammond e Thomas (2004). A fixação dos eletrodos foi feita com tiras de esparadrapo, permitindo o melhor acoplamento entre as barras de captação e a pele do voluntário. O posicionamento dos eletrodos está mostrado nas Figuras 4.6, 4.7 e 4.8.

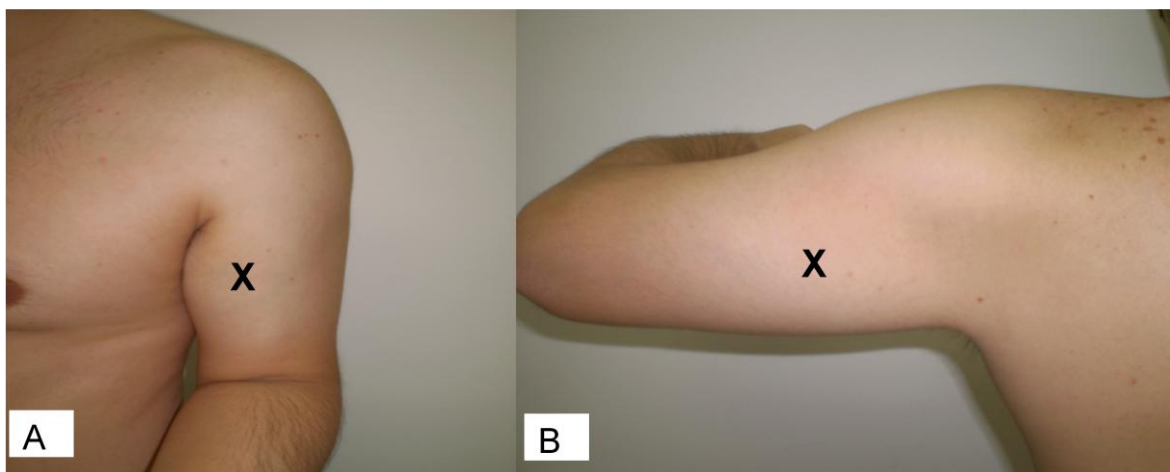


Figura 4.6. Localização dos eletrodos dos músculos bíceps (A) e tríceps braquial (B)

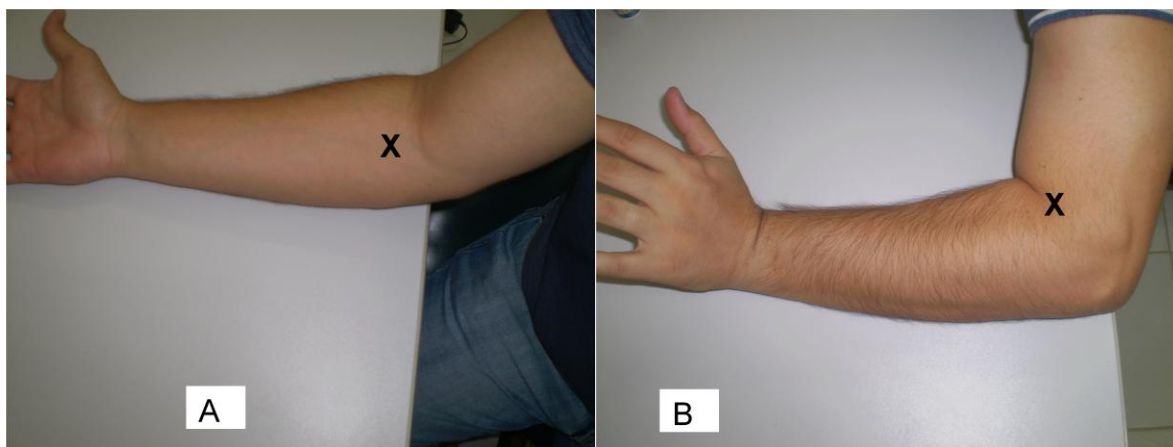
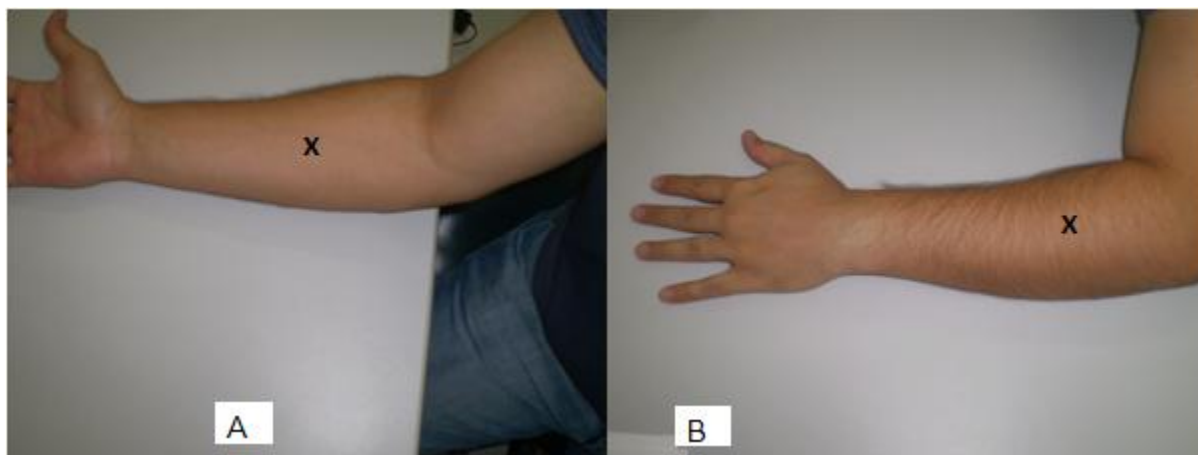


Figura 4.7. Localização dos eletrodos dos músculos flexor (A) e extensor radial do carpo (B)



**Figura 4.8.** Localização dos eletrodos dos músculos flexor superficial dos dedos (A) e extensor comum dos dedos (B).

- **Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM):** foram realizadas três CIVM na posição de prova de função muscular (KENDALL; KENDALL; PROVANCE, 1997) a fim de obter valores de amplitude do sinal eletromiográfico de cada músculo. A CIVM de cada músculo foi mantida por oito segundos, com intervalos de cinco minutos entre as contrações para minimizar os efeitos da fadiga muscular.
- **Processamento do Sinal EMG e Análise de dados:** O programa *Myosystem Br-1* versão 3.5.4 foi utilizado para o processamento dos dados eletromiográficos (Figura 4.9). O sinal eletromiográfico bruto foi utilizado para analisar os valores da amplitude eletromiográfica obtidos através do cálculo da *root mean square* (RMS). Os dados foram coletados a 10.000 Hz e aplicados filtros digitais de passa baixa de 500 Hz e passa alta de 15 Hz, além disso, foram excluídos o primeiro e o último segundo de cada coleta para que obtivesse os sinais de seis segundos de contração (Figura 4.10).

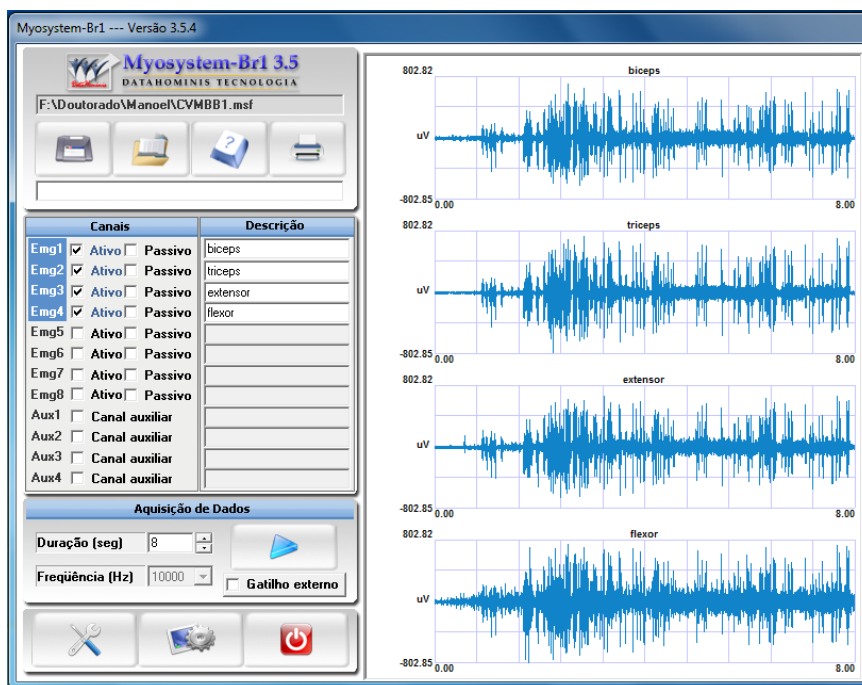


Figura 4.9. Interface da aquisição de dados do programa *Myosystem Br-1*

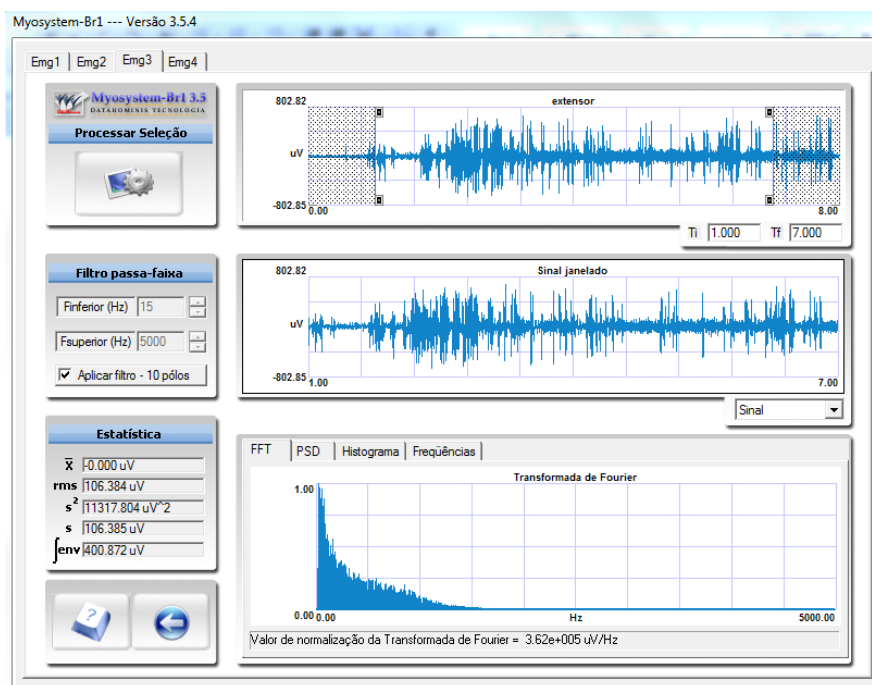


Figura 4.10. Interface do processamento de dados do programa *Myosystem Br-1*, ilustrando o processamento do sinal adquirido do músculo extensor comum dos dedos.

#### 4.9. Descrição do Sistema de Reabilitação com Órtese Funcional (SROF)

O Sistema de Reabilitação com Órtese Funcional (SROF) foi desenvolvido em diferentes módulos funcionais descritos a seguir:

##### Órtese de cotovelo

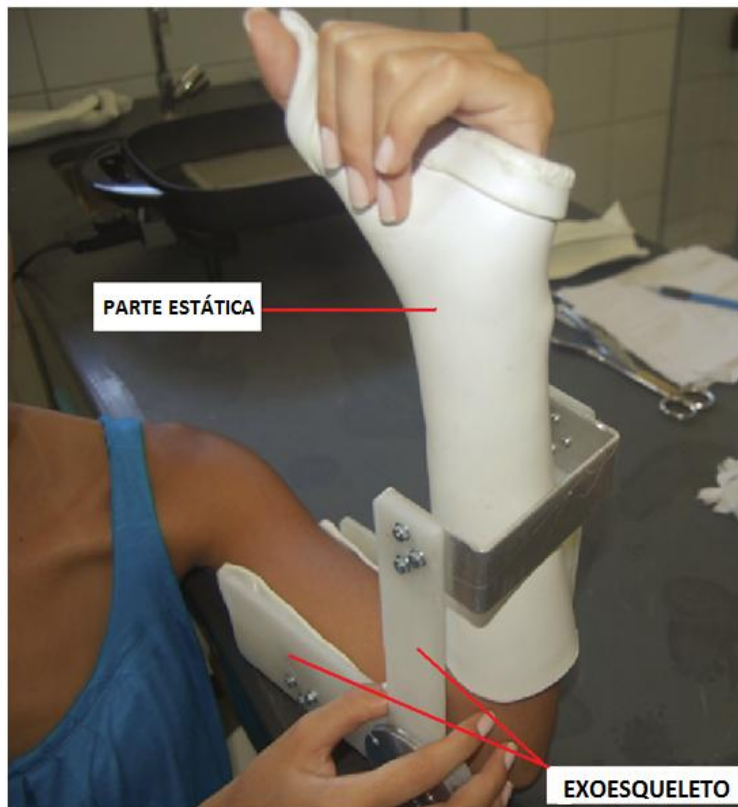
A órtese do cotovelo é constituída por duas partes estáticas fixadas a um exoesqueleto por meio de parafusos (Figura 4.11).



**Figura 4.11.** Órtese de cotovelo

As partes estáticas foram moldadas separadamente em material termoplástico e fixadas no braço e antebraço de cada paciente. Estas partes foram responsáveis pela estabilização e fixação dos segmentos do membro superior em uma posição funcional, especialmente em relação à articulação rádio-ulnar que foi estabilizada em posição neutra. Além disso, a parte estática fixada no antebraço foi responsável também pela estabilização da articulação do punho em 10 graus de extensão e do polegar em abdução. Para a melhor fixação e sustentação da órtese, as partes estáticas foram fixadas e ajustadas com velcro.

O exoesqueleto consiste em duas estruturas conectadas por um eixo articulado que coincide com o centro articular do cotovelo. A estrutura do exoesqueleto foi feita de segmentos de nylon, posicionados ao longo do antebraço e braço, separados por espaçadores metálicos. O tamanho dos espaçadores foi determinado pela largura do membro superior de cada paciente (Figura 4.12).

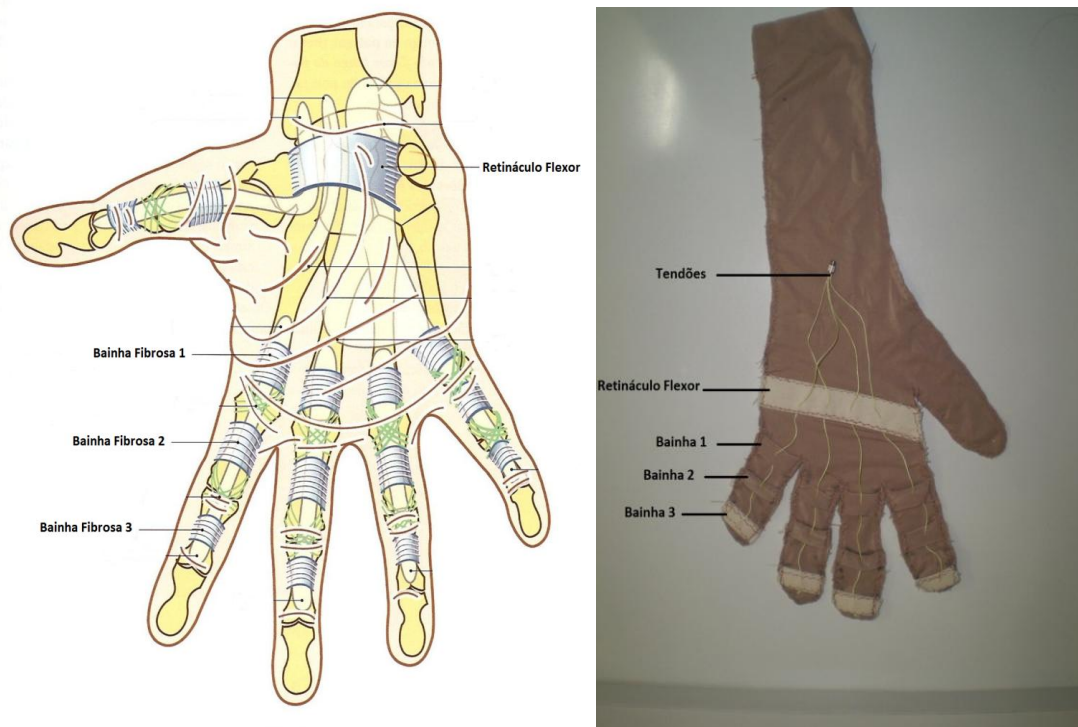


**Figura 4.12.** Exoesqueleto e espaçadores

O exoesqueleto foi responsável pelos movimentos de flexão e extensão da articulação do cotovelo, na qual foi pré-definida entre  $10^{\circ}$  -  $110^{\circ}$  de flexão. Esta amplitude de movimento articular (ADM) foi escolhida, por ser considerada uma ADM funcional para o cotovelo (LOCKARD, 2006), além disso, foram evitadas as amplitudes extremas de flexão e extensão, para que não houvesse sobrecarga e estresse sobre as estruturas articulares e ligamentares.

### Luva

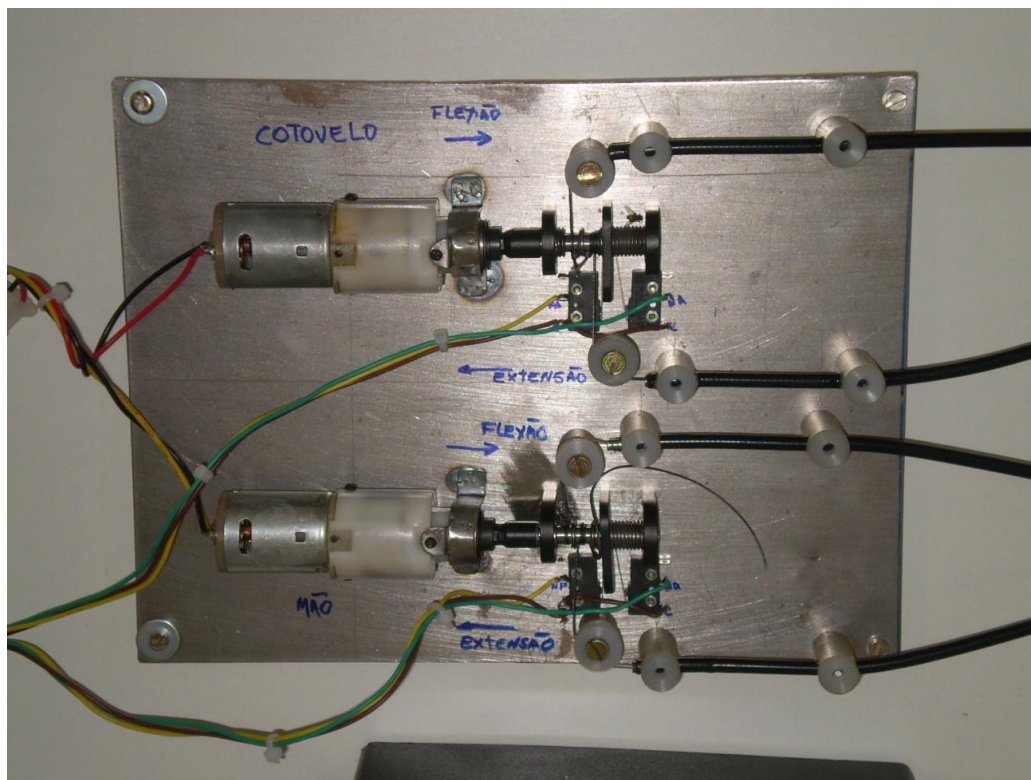
Para a realização dos movimentos de flexão e extensão dos dedos, foram confeccionadas para cada voluntário, luvas de lycra, com faixas feitas de material inelástico que serviram de ponto de fixação e guia para os tendões artificiais, reproduzindo assim, o sistema de tendões e túneis da mão humana. Os tendões artificiais (linha multifilamento vexter dyneema 30lbs, Marine Sports, Japão) são responsáveis por transmitir o movimento dos atuadores eletromecânicos para os dedos, promovendo os movimentos de flexão e extensão dos dedos (Figura 4.13).



**Figura 4.13.** Retináculo e bainhas da mão humana e da luva

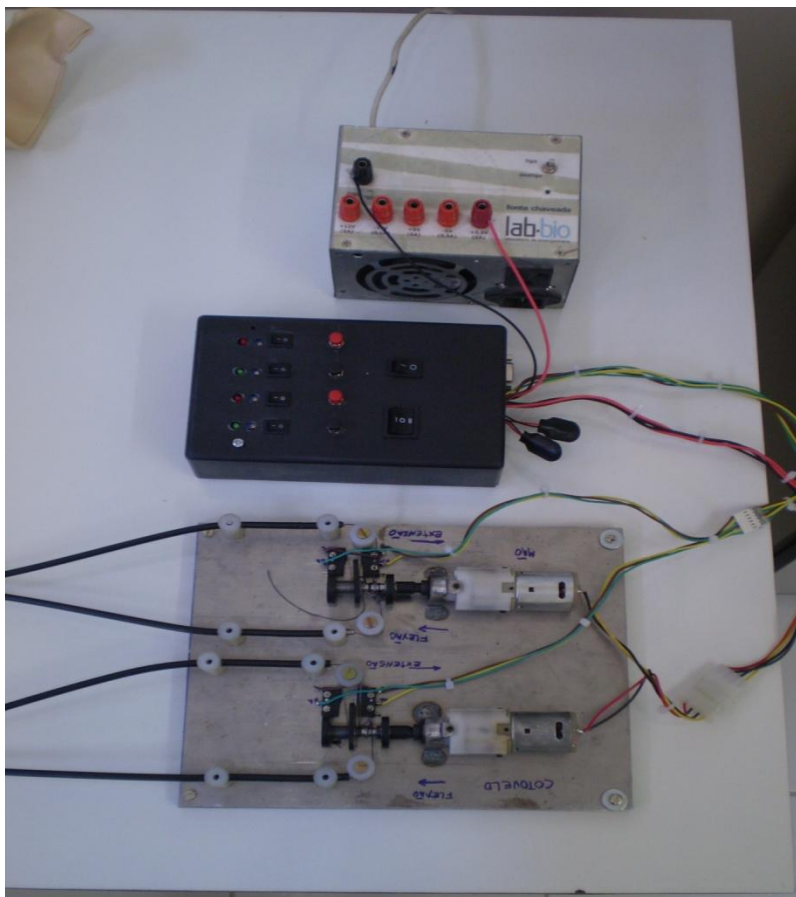
### Módulos Atuadores

Dois módulos atuadores foram responsáveis pelos movimentos de flexão e extensão do cotovelo e dedos. Os módulos atuadores foram posicionados em uma bancada, e foram compostos por atuador eletromecânico, sistema de tração, conduítes e roldana (Figura 4.14).



**Figura 4.14.** Módulos atuadores e sistema de tração

O atuador eletromecânico corresponde ao motor de corrente contínua (CC) acoplado ao sistema de tração e acionado por módulo de controle composto por circuito elétrico. Este circuito foi utilizado para captar os sinais EMG dos eletrodos ativos e gerar o acionamento dos motores (Figura 4.15).



**Figura 4.15.** Módulos atuadores, caixa de controle e alimentação

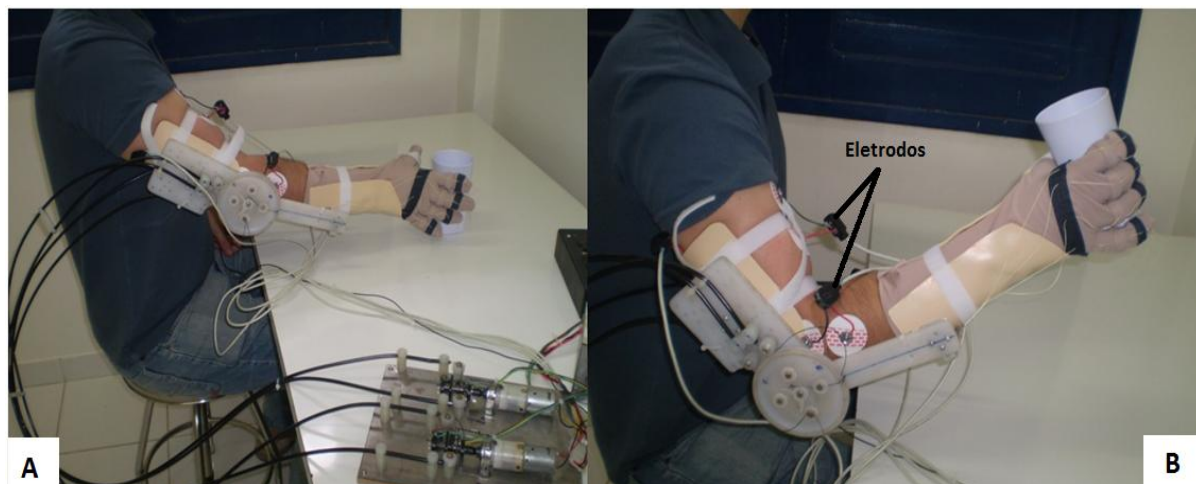
Para verificar o funcionamento do circuito de controle, foi utilizado um retorno ou sistema visual formados por diodos de emissão de luz - LED. Cada canal possui um LED em sua saída que é acionado quando o grupo muscular escolhido for contraído (Figura 4.16).

O sistema possui controles para alimentação do circuito elétrico e motores. Além disso, para cada canal foi instalada uma chave para sua habilitação, botão de acionamento para o módulo de terapia assistida e controle para ajuste dos ganhos do circuito possibilitou alterar o limiar para ativação dos motores, permitindo regular o sistema às necessidades de cada paciente.



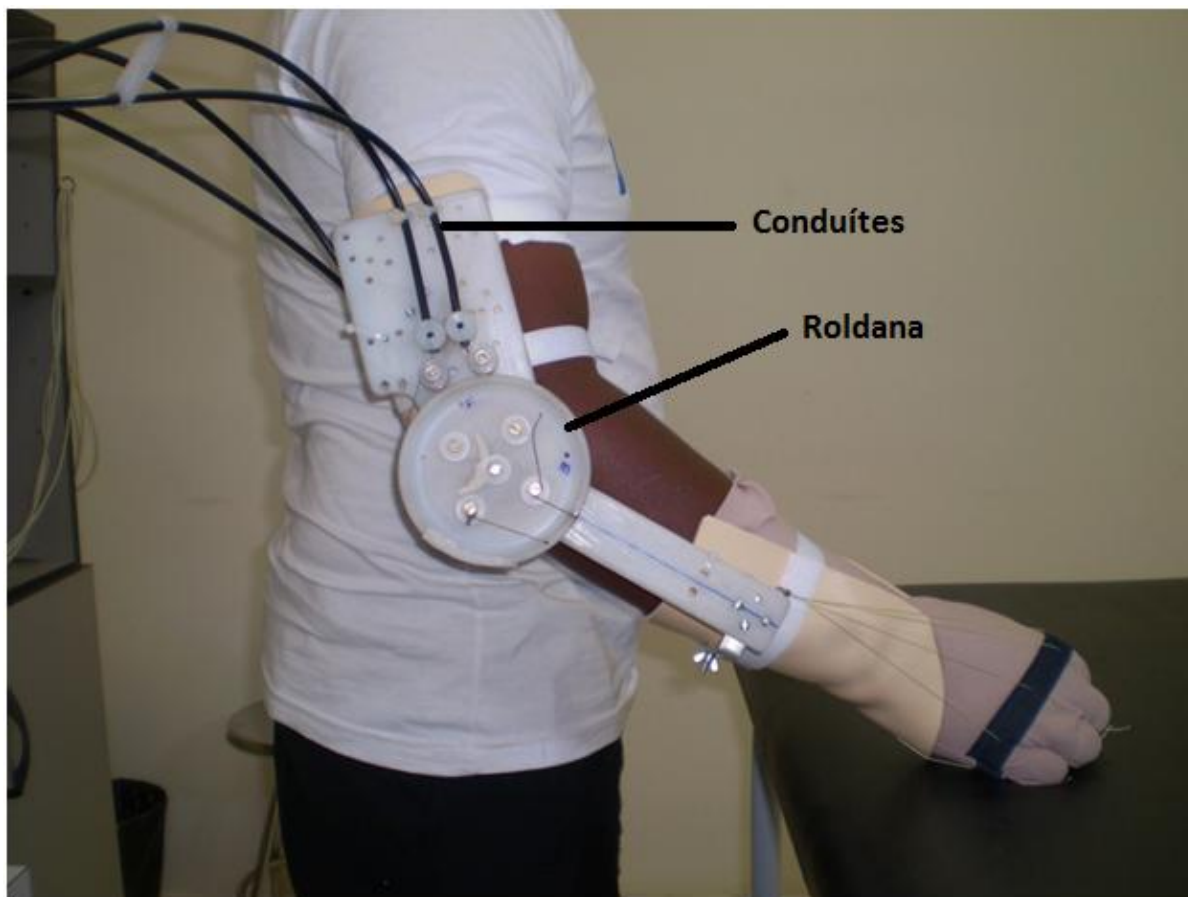
**Figura 4.16.** Comandos e circuito elétrico

O sistema de tração é um conjunto motor-redutor acoplado a um eixo onde foram fixados os tendões artificiais. Ao ser acionado pelo sinal EMG do músculo bíceps braquial, o atuador gira o eixo tracionando o tendão artificial em uma direção e sentido, promovendo a flexão do cotovelo. Quando acionado pelo sinal EMG do músculo tríceps braquial, o atuador gira na mesma direção e sentido contrário, promovendo a extensão do cotovelo. A mesma lógica foi utilizada no sistema de tração responsável pela movimentação dos dedos, sendo estes acionados pelos sinais EMG dos músculos flexor superficial dos dedos e extensor comum dos dedos. Todos os tendões artificiais foram conectados do sistema de tração à órtese por meio de conduítes (Figura 4.17).



**Figura 4.17.** Sistema de Reabilitação com Órtese Funcional. A – Tarefa de pegar copo: movimento de extensão do cotovelo e dedos. B – Tarefa de levar copo à boca: movimentos de preensão e flexão do cotovelo.

A roldana foi fixada nas estruturas mecânicas do exoesqueleto relacionadas com o antebraço e com o centro de rotação da articulação do cotovelo. O diâmetro foi calculado em função da velocidade do motor e do tempo necessário para os movimentos de flexão e extensão. A ação de rotação da roldana produzida pelo sistema de tração é responsável pela movimentação e posicionamento do cotovelo do voluntário (Figura 4.18).



**Figura 4.18.** Roldana e conduítes

O sistema de reabilitação funcional foi pesado em balança semi-analítica modelo AS5500C (Marte®, Brasil), com capacidade de leitura de carga máxima de 5.000g e mínima de 0,25g (Figura 4.19). Além disso, antes de sua aplicação foram realizadas simulações mecânicas em computador e testes de bancada, afim de testar e garantir aos voluntários o uso seguro do dispositivo.



**Figura 4.19.** Balança Semi-analítica

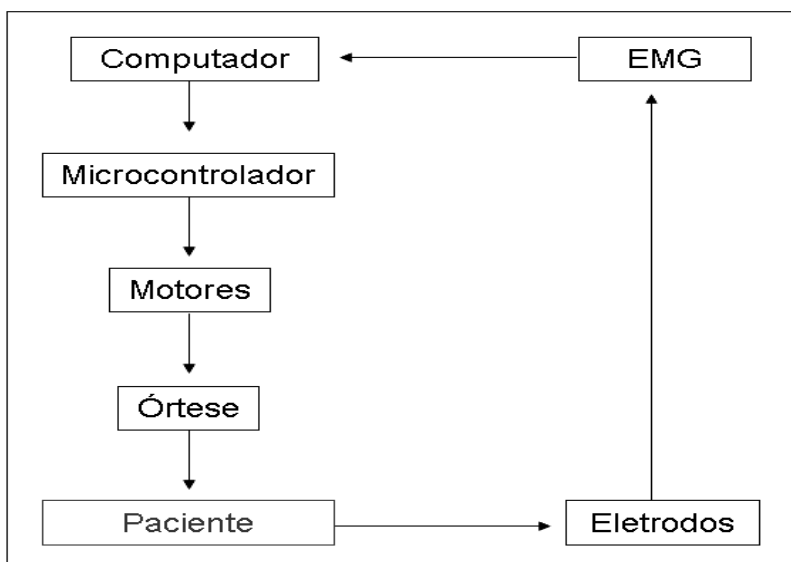
O valor total da massa do sistema, assim como, os valores de cada componente estão descritos na tabela 4.1:

Tabela 4.1. Massa total e de cada parte do dispositivo

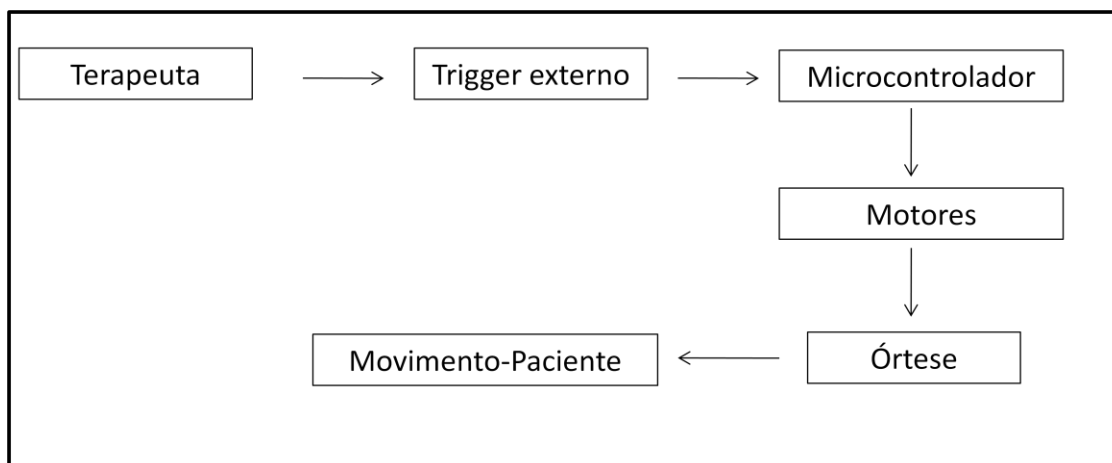
<b>Componente</b>	<b>Massa (gramas)</b>
Órtese de antebraço	165,6 g
Órtese de Braço	134,9 g
Exoesqueleto	532,5 g
Luva	33,2 g
<b>TOTAL</b>	<b>866,1 g</b>

O SROF possibilitou a realização de terapias nos modos passivo e ativo-assistido. No modo ativo-assistido, a partir de um *trigger* gerado pela atividade eletromiográfica (EMG) de um músculo específico, o SROF completou o movimento no qual o paciente é incapaz de realizar. A Figura 4.20 mostra o diagrama de blocos do modo ativo-assistido. Já no modo passivo, o terapeuta acionava um *trigger* externo e os motores eram ativados, gerando o movimento desejado. Este modo de terapia, foi utilizado no início do treinamento, com a

função de orientar e ensinar o movimento aos pacientes. A Figura 4.21 mostra o diagrama de blocos do modo passivo.



**Figura 4.20.** Diagrama de blocos do sistema de reabilitação funcional funcionando no modo ativo-assistido.



**Figura 4.21.** Diagrama de blocos do sistema de reabilitação funcional funcionando no modo passivo

#### 4.10. Procedimentos

##### Avaliação Funcional

Neste estudo foram realizadas duas avaliações funcionais do membro superior dos pacientes, sendo a primeira realizada antes do treinamento e a segunda ao término do mesmo. Em cada avaliação foram utilizados os testes TEMPA, Fugl-Meyer, Escala Modificada de Ashworth e a análise da atividade eletromiográfica dos músculos citados anteriormente.

##### Avaliação Qualitativa do Sistema de Reabilitação com Órtese Funcional

Para o grupo de voluntários que utilizaram o sistema de reabilitação com órtese funcional, foi realizada entrevista ao final do tratamento (que foi gravada para registro), na qual foram aplicadas quatro questões para os pacientes expressarem sua opinião em relação a órtese e o tratamento, elencando pontos positivos e/ou negativos, além disso, onde poderiam ser feitos quaisquer outros tipos de considerações:

- Você se sentiu satisfeito com os resultados após o uso da órtese?
- Você faria uso novamente do tratamento com a órtese?
- Você indicaria o tratamento à outros pacientes?
- Qual sua opinião a respeito do dispositivo?

##### Tratamentos realizados:

**Programa de reabilitação utilizando a órtese:** O treinamento foi constituído de 24 sessões realizadas durante 8 semanas consecutivas. Em todos os casos foram realizadas três sessões semanais, com duração de aproximadamente 50 minutos. Durante as primeiras sessões os pacientes desempenharam várias repetições dos movimentos de flexão e extensão do cotovelo e dedos. Após certo tempo de treino e familiarização com o sistema, foram inseridas tarefas funcionais, tais como alcançar e mover objetos sobre uma mesa.

**Programa de reabilitação Fisioterapêutica:** O treinamento foi constituído de 24 sessões, realizadas três vezes por semana durante oito semanas. O programa de reabilitação dos pacientes deste grupo foi conduzido pelo mesmo fisioterapeuta em todas as sessões. Cada sessão teve a duração de 50 minutos, e o tratamento aplicado aos pacientes teve como base os princípios do desenvolvimento neuromotor, sendo trabalhado o controle e equilíbrio postural, mobilização escapular, exercícios de descarga de peso para membros superiores e principalmente o treino funcional do hemicorpo comprometido, evoluindo de tarefas simples para padrões de movimentos mais avançados.

**Programa de reabilitação utilizando o EMG *feedback*:** Assim como no grupo que utilizou a órtese, o protocolo de treinamento com *feedback* eletromiográfico também foi realizado 3 vezes por semana durante 8 semanas, totalizando 24 sessões de 50 minutos de duração. Em cada sessão, os pacientes foram instruídos a realizarem séries de várias repetições dos movimentos de flexão/extensão das articulações do cotovelo, punho e dedos. Além disso, os pacientes realizaram também tarefas funcionais, tais como, alcançar e transportar diferentes objetos colocados sobre uma mesa, na qual os pacientes foram posicionados sentado a sua frente. Durante a realização destes exercícios, os voluntários puderam ver a tela do computador e ter auxílio de um *feedback* visual e sonoro indicando qual o músculo deveria estar ativo e o quanto de contração muscular deveria ser produzida para a realização de cada movimento.

#### **4.11. ANÁLISE ESTATÍSTICA**

As análises estatísticas foram realizadas no programa *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS), versão 16 (SPSS Inc., Chicago, IL, Estados Unidos da América, Release 16.0.2, 2008). Antes da análise de cada variável, a normalidade na distribuição dos dados foi verificada por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov. Para a comparação das variáveis idade, Índice de Massa Corpórea (IMC) e tempo pós-AVE foi utilizado a análise de variância (ANOVA) post hoc Tukey. A comparação inter-grupos dos valores iniciais da Escala Modificada de Ashworth e do teste TEMPA foi utilizado o Kruskal-Wallis post hoc

Dunn e para a escala de Fugl-Meyer e os valores de EMG foi utilizado o one-way ANOVA post hoc tukey.

Para as comparações pré e pós-treinamento intragrupo das pontuações registradas nos testes clínicos foram utilizados os teste *t pareado* (Fugl-Meyer e Valores de EMG) e *Wilcoxon* (Ashworth e TEMPA). Para todos os testes estatísticos e todas as situações foi usado nível de significância de 5%.

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 5.1. Dados Demográficos e Antropométricos

Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os três grupos com respeito à idade, sexo, Índice de Massa Corpórea (IMC) e tempo do AVE, demonstrando portanto, homogeneidade da amostra em relação à essas variáveis (Tabela 5.1).

**Tabela 5.1.** Características demográficas, antropométricas e pontuações iniciais do testes clínicos dos pacientes.

	<b>Grupo 1</b> <b>(n=6)</b>	<b>Grupo 2</b> <b>(n=6)</b>	<b>Grupo 3</b> <b>(n=6)</b>	<b>p</b>
Idade	52,67±17,84	51,33±11,45	42,83±14,04	0,47
Meses após AVE	19,00±11,01	16,50±10,31	21,67±11,83	0,44
Sexo				
Homem	5	5	5	1,00
Mulher	1	1	1	1,00
IMC	23,17±1,45	26,04±1,98	25,97±2,74	0,06

Os valores apresentados são média ± desvio padrão

### 5.2. Avaliação da Espasticidade

Na Tabela 5.2 são apresentadas as comparações intergrupos e intragrupos das pontuações obtidas na primeira avaliação (pré-treinamento) e segunda avaliação (pós-treinamento) na escala modificada de Ashworth que avaliou o impacto das técnicas de reabilitação na espasticidade muscular nas regiões de cotovelo e punho/mão. Inicialmente, foi possível observar que os três grupos avaliados apresentaram pontuações pré-treinamento similares na escala modificada de Ashworth, não havendo diferença estatística tanto para região do cotovelo ( $p = 0,81$ ), quanto para região de punho/mão ( $p = 0,29$ ).

Além disso, na Tabela 5.2 é possível observar que a comparação das pontuações pré e pós-treinamento não apresentou diferença estatística significativa ( $p \geq 0,12$ ) para todos os

grupos avaliados, indicando que as três técnicas utilizadas não foram eficazes para a diminuição da espasticidade muscular.

**Tabela 5.2.** Valores médios nas duas avaliações das pontuações obtidas no teste clínico Ashworth para todos os grupos.

	Ashworth (Cotovelo)			Ashworth (Punho)		
	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Avaliação 1	2,17±0,41	2,00±0,89	2,17±0,41	1,67±0,52	2,17±0,75	2,50±0,55
Avaliação 2	1,50±0,55	1,67±0,52	2,00±0,00	1,50±0,55	1,67±0,82	2,33±0,52
<i>p</i>	0,12	0,25	0,37	0,90	0,25	0,36

Os valores apresentados são média ± desvio padrão.

### 5.3. Avaliação do Comprometimento Motor

Na Tabela 5.3 são apresentados a comparação intragrupo e intergrupo das pontuações obtidas na primeira avaliação (pré-treinamento) e segunda avaliação (pós-treinamento) no teste Fugl-Meyer que avaliou o impacto das técnicas de reabilitação no comprometimento motor do membro superior. Foi possível observar que todos os grupos apresentaram melhora na função motora do membro superior, visto que ocorreu um aumento nas pontuações do teste Fugl-Meyer dos pacientes submetidos aos três os tipos de terapia.

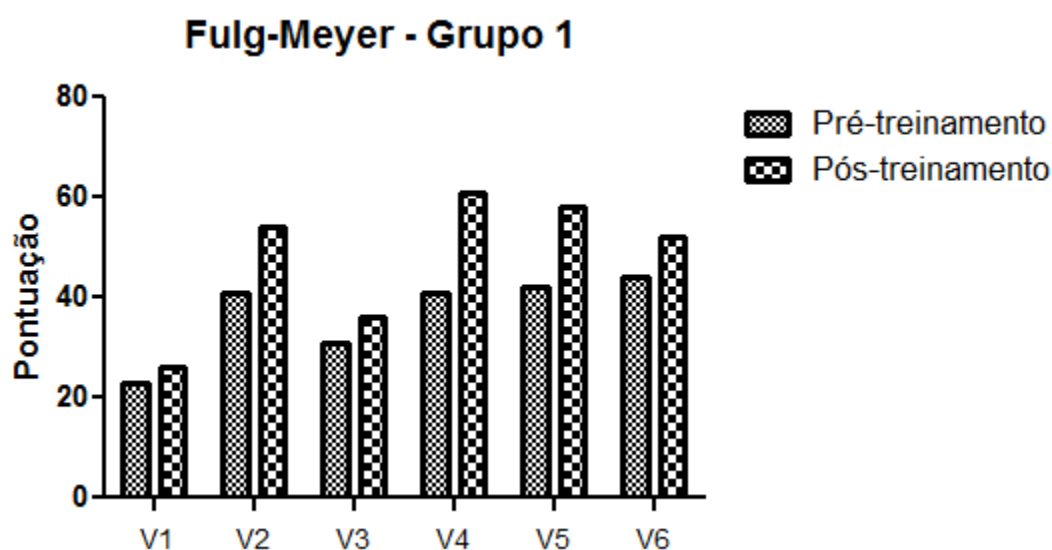
Em um análise individual, como pode ser visualizado nas figuras 5.1,5.2 e 5.3, pode-se observar que todos os pacientes demonstraram evolução da função motora, independente do tipo de terapia empregada.

**Tabela 5.3.** Valores médios nas duas avaliações das pontuações obtidas no teste clínico Fugl-Meyer para todos os grupos.

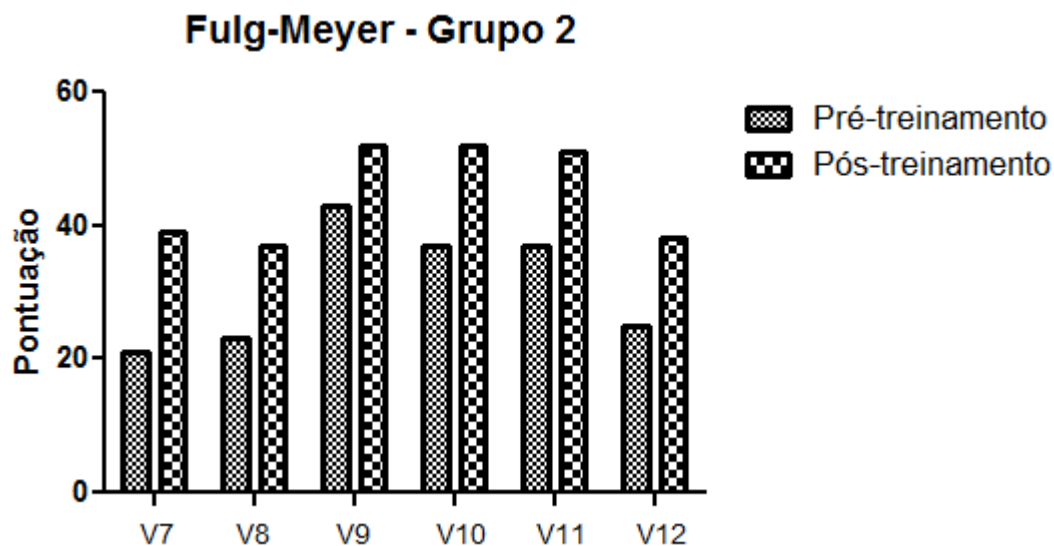
Fugl-Meyer (0-66 pontos)			
	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
Avaliação 1	37,00±8,22	31,00±9,12	31,17±7,81
Avaliação 2	47,83±13,78	44,83±7,52	39,83±5,38
<i>p</i>	0,03*	0,01*	0,01*

Os valores apresentados são média ± desvio padrão.

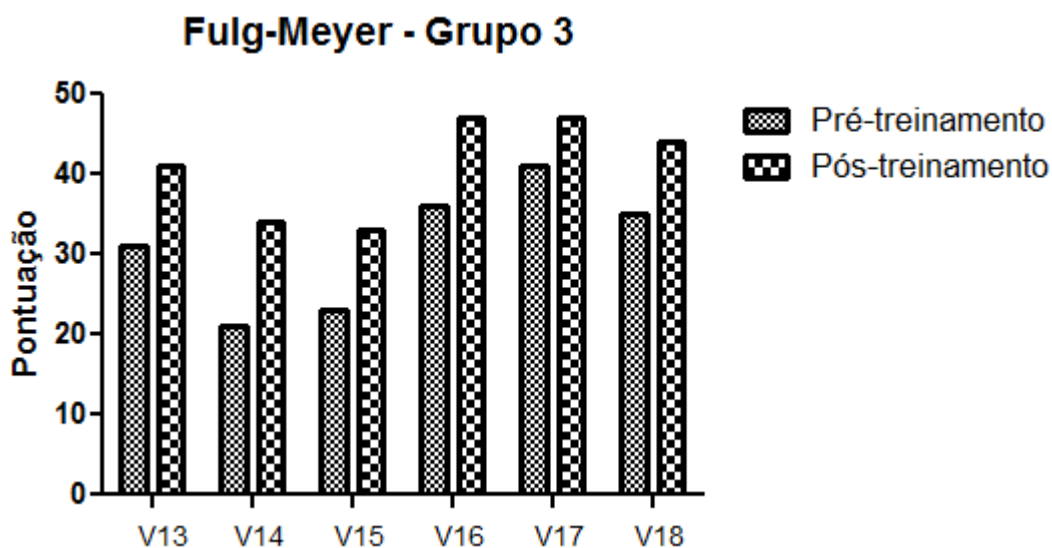
\*Diferença estatística significativa.



**Figura 5.1.** Pontuações pré e pós-tratamento fisioterapêutico da Escala FM nos voluntários do grupo 1. V1 – V6 – Voluntários 1 ao 6



**Figura 5.2.** Pontuações pré e pós-tratamento com *feedback* EMG da Escala FM nos voluntários do grupo 2. V7 – V12 – Voluntários 7 ao 12



**Figura 5.3.** Pontuações pré e pós-tratamento com SROF da Escala FM nos voluntários do grupo 2. V13 – V18 – Voluntários 13 ao 18

Entretanto, quando avaliados os subitens do teste Fugl-Meyer, observou-se que o grupo submetido ao tratamento fisioterapêutico convencional, apresentou ganhos estatisticamente significativos somente na função motora proximal, ou seja, nas articulações do ombro e cotovelo (Tabela 5.4).

Por outro lado, o grupo de voluntários que completaram o treinamento de 8 semanas com o *feedback* EMG e o SROF, apresentaram ganhos significativos tanto nas articulações proximais (ombro e cotovelo), mas, principalmente, nas articulações de punho e mão. Em relação ao item coordenação e velocidade, nenhum dos grupos apresentou diferença estatística na comparação pré e pós-treinamento (Tabela 5.4).

**Tabela 5.4.** Avaliação dos subitens e pontuações da escala de Fugl-Meyer

<b>Fugl-Meyer</b>	<b>Pré- Treinamento</b>	<b>Pós- Treinamento</b>	<b>Diferença</b>	<b>P</b>
Total				
Ombro/Cotovelo				
Punho/Mão				
Velocidade/Coordenação				
<b>Grupo 1 (Fisioterapia)</b>				
Total	37,00±8,22	47,83±13,78	+ 10,83	0,01*
Ombro/Cotovelo	21,67±4,72	27,67±7,09	+ 6,00	0,001*
Punho/Mão	12,67±3,67	17,33±6,59	+ 4,67	0,08
Velocidade/Coordenação	2,67±1,21	2,83±1,33	+ 0,17	0,36
<b>Grupo 2 (Feedback EMG)</b>				
Total	31,00±9,12	44,83±7,52	+ 13,83	0,003*
Ombro/Cotovelo	18,00±5,14	26,17±5,12	+ 8,17	0,001*
Punho/Mão	10,17±4,88	15,00±3,03	+ 4,83	0,02*
Velocidade/Coordenação	2,83±0,98	3,67±1,37	+ 0,83	0,12
<b>Grupo 3 (SROF)</b>				
Total	31,17±7,81	40,83±6,15	+ 9,67	0,001*
Ombro/Cotovelo	20,83±4,02	27,00±3,29	+ 6,17	0,001*
Punho/Mão	6,67±3,27	10,17±2,32	+ 3,50	0,001*
Velocidade/Coordenação	3,67±0,82	3,67±0,82	0	0,99

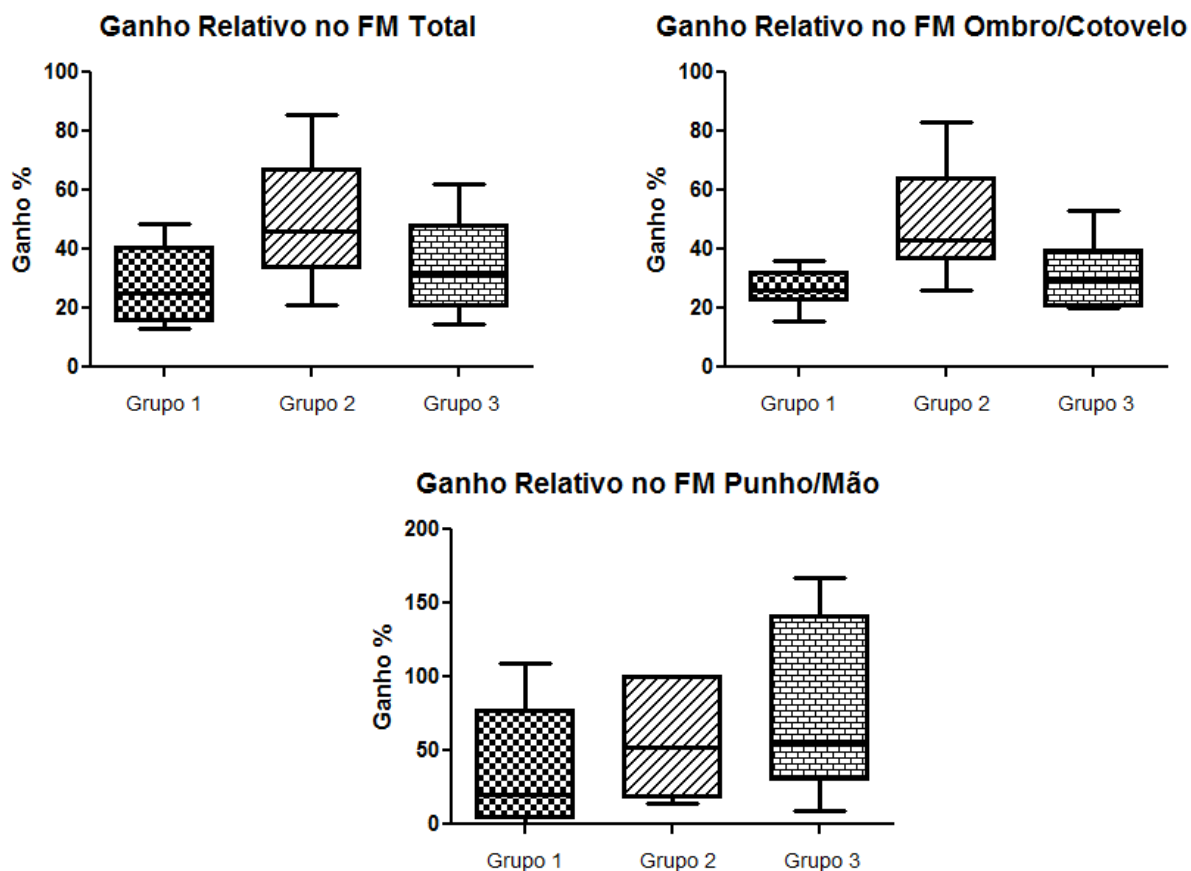
Os valores apresentados são média ± desvio padrão.

\*Diferença estatística significativa.

Na figura 5.4 são apresentados os ganhos relativos (porcentagem) na pontuação total e dos subitens do teste de Fugl-Meyer no três diferentes grupos. O grupo tratado com protocolo fisioterapêutico apresentou ganhos médios de 27,7 % para a pontuação total e nos

subitens ombro/cotovelo e punho/mão, os ganhos foram de 26,6 % e 37,1 %, respectivamente.

O grupo submetido ao protocolo de treinamento com *feedback* EMG apresentou o maior ganho na pontuação total, com valor médio de 49,7 %, enquanto que o grupo que utilizou o SROF, apresentou ganho médio de 34,3 %. Por outro lado, os melhores resultados para o subitem punho/mão, foram obtidos pelos pacientes tratados com o SROF, que obtiveram ganhos médios de 76,3 % e já o grupo de pacientes que fez uso do *feedback* EMG, evoluiu cerca de 56,3 %. Estes resultados confirmam, que do ponto de vista clínico, todas as terapias foram eficazes no que diz respeito a recuperação da função motora dos membros superiores.



**Figura 5.4.** Valores de ganhos relativos na escala de Fulg-Meyer

#### 5.4. Avaliação da funcionalidade e destreza manual

Na Tabela 5.5 estão descritos as pontuações totais do teste TEMPAs dos três grupos avaliados pré e pós-treinamento. A comparação intergrupos dos valores médios pré-treinamento realizada por meio do teste *Kruskal-Wallis*, não apresentou diferença estatística significativa ( $p = 0,76$ ), assim como, no pós-treinamento ( $p = 0,92$ ). No entanto, a comparação intragrupo realizada pelo teste pareado de *Wilcoxon*, na qual avaliou o efeito das três terapêuticas, demonstrou melhora da funcionalidade e da destreza manual nos grupos 2 e 3.

Isso foi confirmado pela diminuição estatisticamente significativa das pontuações do teste TEMPAs para os grupos tratados com *feedback* EMG ( $p = 0,03$ ) e SROF ( $p = 0,03$ ). Por outro lado, o grupo de voluntários tratados com a fisioterapia não apresentou diferença estatística na comparação pré e pós-treinamento ( $p = 0,09$ ).

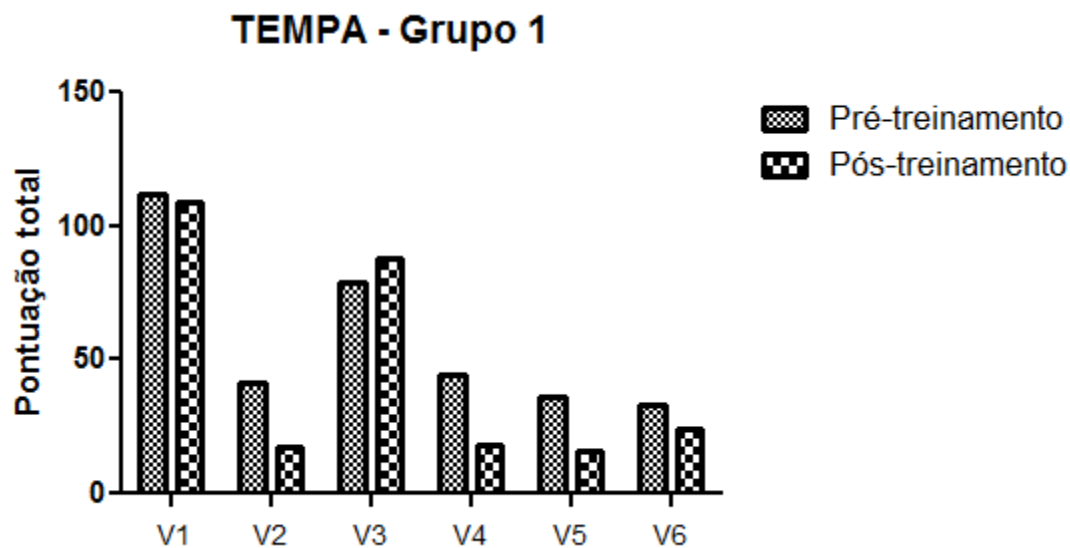
**Tabela 5.5.** Pontuações médias ( $\pm$ DP) do teste TEMPAs dos três grupos no pré e pós-treinamento.

	<b>Grupo 1</b> <b>Fisioterapia</b>	<b>Grupo 2</b> <b>Feedback EMG</b>	<b>Grupo 3</b> <b>SROF</b>
Pré-treinamento	57,50 $\pm$ 31,46	66,67 $\pm$ 28,27	61,17 $\pm$ 30,08
Pós-treinamento	45,33 $\pm$ 41,81	46,33 $\pm$ 34,05	43,50 $\pm$ 39,75
Valor de $p$	0,09	0,03*	0,03*

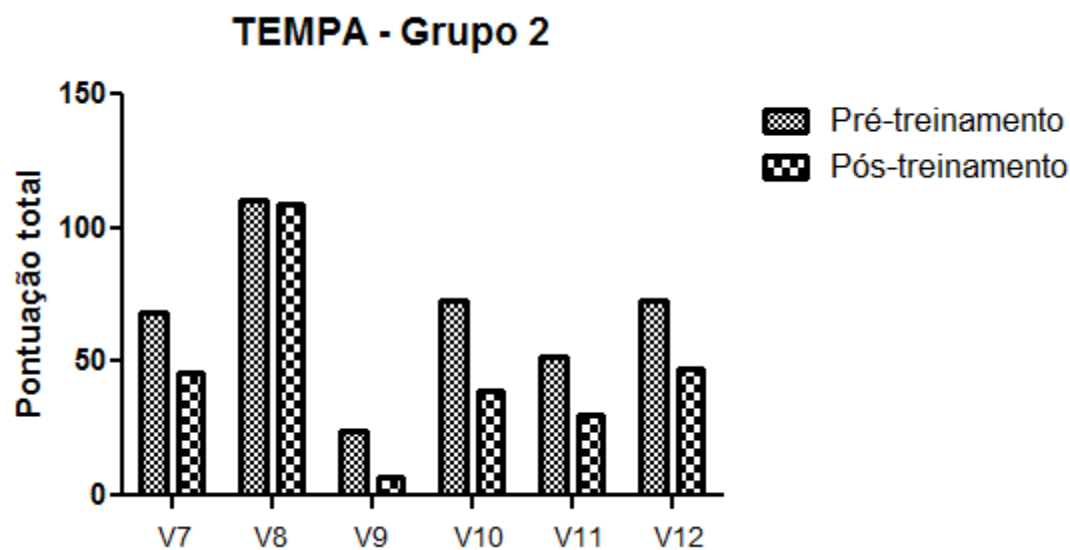
Os valores apresentados são média  $\pm$  desvio padrão.

\* Diferença estatística significativa

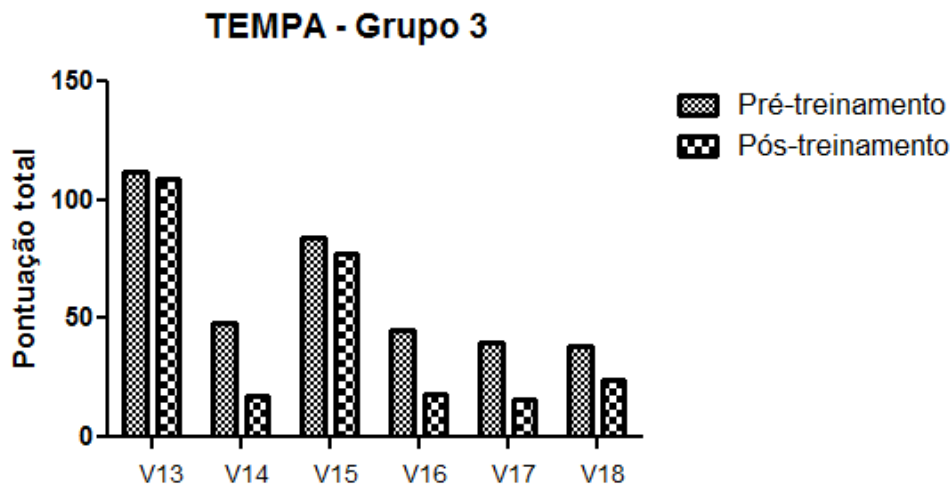
Nas figuras 5.5, 5.6 e 5.7, é possível observar que todos os voluntários apresentaram diminuição das pontuações do teste TEMPAs, exceto o voluntário S3 que apresentou um aumento de 9 pontos na pontuação total, indicando piora da funcionalidade e destreza manual.



**Figura 5.5.** Pontuações pré e pós-tratamento Fisioterapêutico do teste TEMPA nos voluntários do grupo 1. V1 – V6 – Voluntários 1 ao 6



**Figura 5.6.** Pontuações pré e pós-tratamento com *feedback* EMG do teste TEMPA nos voluntários do grupo 2. V7 – V12 – Voluntários 7 ao 12



**Figura 5.7.** Pontuações pré e pós-tratamento com SROF do teste TEMPA nos voluntários do grupo 3. V13 – V18 – Voluntários 13 ao 18

Na Tabela 5.6 estão apresentadas as avaliações das pontuações e do tempo de cada uma das oito tarefas do teste TEMPA. Nesta tabela, as tarefas foram divididas em bilaterais, unilaterais e numeradas de 1 a 8. As tarefas bilaterais foram numeradas de 1 a 4 e correspondem a seguinte ordem: Tarefa 01 - Abrir um pote e tirar uma colher cheia de café; Tarefa 02 - Destrançar uma fechadura, pegar e abrir um recipiente contendo pílulas; Tarefa 03 - Escrever em um envelope e colar um selo; Tarefa 04 - Embaralhar e distribuir cartas de jogo. As tarefas unilaterais foram numeradas de 5 a 8 e correspondem a seguinte ordem: Tarefa 05 - Alcançar e mover um pote; Tarefa 06 - Erguer uma jarra e servir água dentro de um copo; Tarefa 07 - Manusear moedas; Tarefa 08 - Pegar e mover pequenos objetos.

Os resultados do teste TEMPA demonstraram que o grupo de pacientes submetidos à fisioterapia convencional não apresentou diferença estatística em nenhuma das tarefas avaliadas, confirmando a não evolução do quadro funcional. O grupo 2 apresentou diferença estatística, com melhora da performance em duas tarefas bilaterais (tarefa 01 e 04) e em três tarefas unilaterais (tarefas 05, 06 e 07), sejam essas evoluções nas pontuações e/ou tempo de execução.

O grupo 3 apresentou diferença estatística, com melhora da funcionalidade em três tarefas bilaterais (tarefa 01, 03 e 04) e também em três tarefas unilaterais (tarefas 05, 06 e 07). No entanto, a evolução da performance foi somente observada nas pontuações de cotação funcional e análise de tarefas, pois em relação ao tempo de execução, não houve diferença estatística em nenhuma tarefa, seja bilateral ou unilateral.

**Tabela 5.6.** Valores médios das pontuações obtidas no teste TEMP A para ambos os grupos.

	Grupo 1			Grupo 2			Grupo 3		
	Avaliação 1	Avaliação 2	<i>p</i>	Avaliação 1	Avaliação 2	<i>p</i>	Avaliação 1	Avaliação 2	<i>p</i>
Tarefa 1									
Pontuação	8,50±5,43	6,17±4,92	0,06	8,83±4,31	5,17±5,34	0,01*	8,83±5,31	6,00±4,65	0,03*
Tempo (s)	21,95±7,56	26,78±14,10	0,93	23,67±11,12	20,10±11,50	0,01*	24,99±13,63	26,78±14,10	0,33
Tarefa 2									
Pontuação	9,00±3,03	6,83±5,23	0,16	9,83±2,93	6,67±4,55	0,06	9,50±2,35	6,50±4,81	0,07
Tempo (s)	43,87±18,71	32,02±11,73	0,06	39,90±18,22	30,75±16,10	0,09	45,70±22,81	32,02±11,73	0,08
Tarefa 3									
Pontuação	7,00±2,00	5,67±3,67	0,22	7,50±2,81	5,67±4,03	0,15	7,67±2,07	5,33±3,39	0,03*
Tempo (s)	43,12±21,99	30,66±17,17	0,14	33,88±6,67	31,49±9,20	0,45	43,22±21,91	30,66±17,17	0,15
Tarefa 4									
Pontuação	6,83±3,31	5,33±4,18	0,06	6,83±2,78	4,16±3,87	0,09	7,33±3,08	5,17±4,02	0,01*
Tempo (s)	54,03±17,04	46,99±19,32	0,34	50,49±16,18	42,27±19,89	0,03*	56,97±16,12	46,90±19,32	0,14
Tarefa 5									
Pontuação	5,50±5,65	4,50±6,44	0,25	7,83±5,04	3,83±4,83	0,01*	6,00±5,40	4,33±6,28	0,01*
Tempo (s)	4,72±1,33	4,06±1,26	0,11	5,16±1,50	3,60±1,51	0,01*	5,10±1,95	4,06±1,26	0,06
Tarefa 6									
Pontuação	6,67±4,55	4,83±6,55	0,19	10,00±4,90	4,83±5,34	0,04*	7,17±4,45	4,67±6,38	0,04*
Tempo (s)	20,92±7,03	16,19±3,30	0,11	20,09±7,54	16,42±8,20	0,07	21,70±6,56	16,19±3,30	0,07
Tarefa 7									
Pontuação	7,67±4,41	6,17±5,46	0,26	8,00±4,10	5,17±5,64	0,02*	8,17±3,97	5,83±5,15	0,04*
Tempo (s)	28,50±13,89	21,55±16,21	0,19	25,35±19,14	28,14±20,56	0,75	28,84±14,51	21,55±16,21	0,12
Tarefa 8									
Pontuação	6,33±4,89	5,83±6,05	0,62	7,83±3,97	4,17±5,56	0,06	6,50±5,01	5,67±5,85	0,22
Tempo (s)	20,04±9,87	14,18±7,11	0,06	25,73±17,50	11,66±5,72	0,07	21,96±14,11	14,18±7,11	0,10

Os valores apresentados são média ± desvio padrão.

Os valores da pontuação representam a soma entre a graduação funcional e a análise das tarefas.

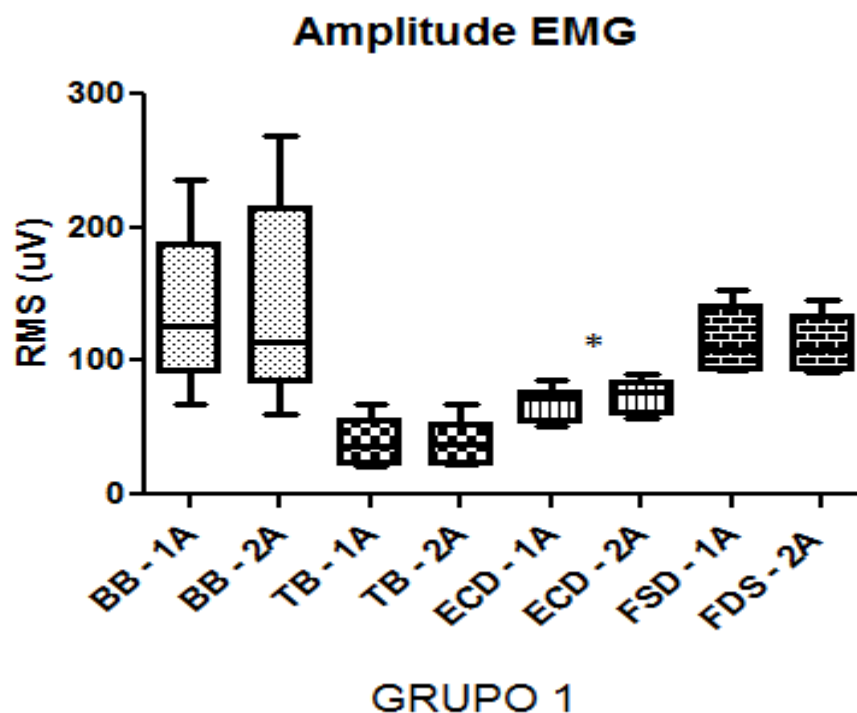
O tempo está apresentado em segundos (s).

\*Diferença estatística significativa.

### 5.5. Avaliação Eletromiográfica

A avaliação dos valores de amplitude eletromiográfica dos músculos bíceps braquial (BB), Tríceps Braquial (TB), Extensor Comum dos Dedos (ECD) e Flexor Superficial dos Dedos (FSD) durante a contração voluntária máxima estão descritas a seguir.

O grupo de voluntários tratados com a fisioterapia convencional não apresentou alterações significativas na atividade EMG do músculo BB ( $p = 0,80$ ), TB ( $p = 0,65$ ) e FSD ( $p = 0,69$ ). No entanto, foi observado aumento significativo nos valores de RMS do músculo ECD ( $p = 0,03$ ), como mostrado na figura 5.8.

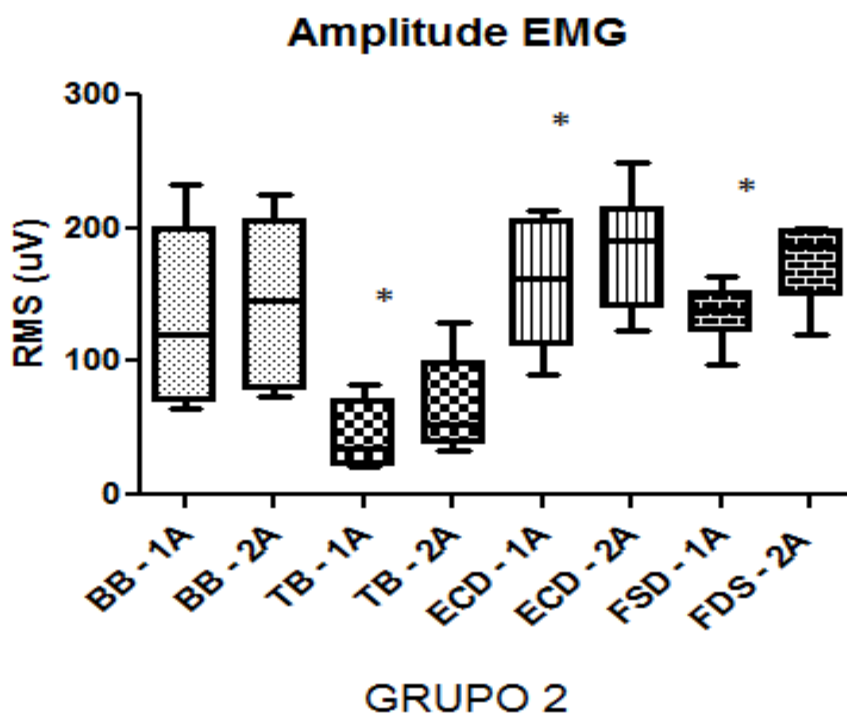


**Figura 5.8.** Valores de amplitude EMG antes (1A) e após treinamento (2A)– Grupo 1: Fisioterapia. BB – Biceps braquial ,TB – Tríceps Braquial, ECD – Extensor Comum dos Dedos, FSD – Flexor superficial dos dedos.

\* Indica diferença estatística na comparação antes e após treinamento.

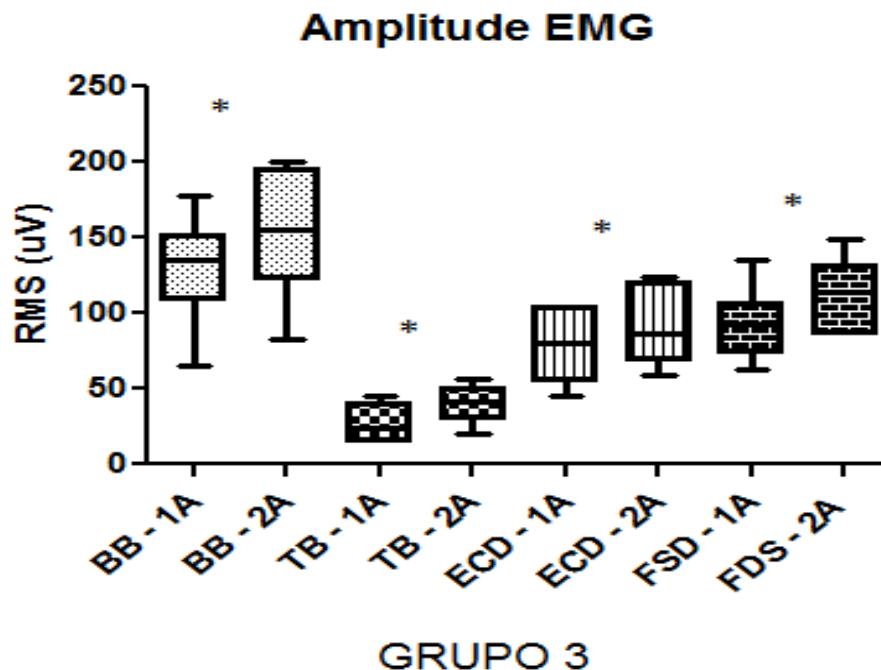
Por outro lado, o grupo de voluntários tratados com o programa de *feedback* EMG apresentou aumento dos valores de RMS para os músculos TB ( $p = 0,02$ ), FSD ( $p = 0,03$ ),

ECD ( $p = 0,01$ ). No entanto, não foi possível observar diferença estatística para os valores de RMS do músculo BB ( $p = 0,09$ ) (Figura 5.9).



**Figura 5.9.** Valores de amplitude EMG antes (1A) e após treinamento (2A)– Grupo 2: Feedback EMG. BB – Biceps braquial ,TB – Triceps Braquial, ECD – Extensor Comum dos Dedos, FSD – Flexor superficial dos dedos.  
\* Indica diferença estatística na comparação antes e após treinamento.

A comparação intragrupo dos valores de RMS pré e pós-treinamento, demonstrou que o grupo de voluntários submetidos ao treinamento utilizando a órtese funcional eletromecânica apresentou aumento significativo estatisticamente, na atividade EMG em todos os músculos avaliados (BB  $p = 0,01$ ; TB  $p = 0,002$ ; FC  $p = 0,01$ ; EC  $p = 0,001$ ) (Figura 5.10).



**Figura 5.10.** Valores de amplitude EMG antes (1A) e após treinamento (2A)– Grupo 3: SROF. BB – Biceps braquial ,TB – Triceps Braquial, ECD – Extensor Comum dos Dedos, FSD – Flexor superficial dos dedos.

\* Indica diferença estatística na comparação antes e após treinamento.

## 5.6. Avaliação qualitativa do Sistema de Reabilitação Funcional

Todos os voluntários do grupo 3 que realizaram o treinamento com o SROF, responderam às três questões:

- Você se sentiu satisfeito com os resultados após o uso da órtese?
- Você faria uso novamente do tratamento com a órtese?
- Você indicaria o tratamento à outros pacientes?

Os seis voluntários responderam SIM para todas as três questões supracitadas, demonstrando assim opinião positiva em relação ao dispositivo, à terapêutica empregada e aos resultados obtidos ao final das oito semanas de treinamento. Durante a entrevista

gravada, todos os voluntários elogiaram o sistema, comparando a diferença observada na evolução obtida com seu treinamento e os tratamentos convencionais testados anteriormente.

*“Achei muito bom e muito legal, melhor que a fisioterapia que eu faço aqui em Petrolina...”*

JLM, 43 anos.

Nas entrevistas, foi apontado também por quase todos os voluntários, que o sistema auxiliou na realização de movimentos do membro superior e no incentivo ao retorno da utilização do membro afetado.

*“O dispositivo é muito bom, ajuda nos movimentos e no braço caído. Com ele a gente pode mexer o braço, ele dá mais confiança para fazer os movimentos. É muito bom mesmo...”*

GDS, 33 anos.

No depoimento da única mulher que utilizou o sistema, foi possível observar mesmo que de forma “simples” e “inconsciente”, a importância do SROF para a reabilitação neurofuncional e estímulo a reorganização cortical. Além disso, este depoimento ilustra o desapontamento de todos em relação ao fim das sessões.

*“A minha opinião é máxima! É maravilhoso, porque eu não levantava o braço, já estou levantando o ombro, já estou levando a mão na boca. Não estava movimentando nada quando cheguei aqui e o dispositivo eu achei uma boa porque eu uso o cérebro, com o dispositivo a gente imagina que tá levantando e levanta! Com a zuazinha desse dispositivo a gente consegue levantar, consegue manipular ele. E pena que acabou, eu queria mais vezes, mais tempo...”*

LLS, 34 anos.

## 5.7. Análise dos resultados

Os valores encontrados por meio da escala modificada de Ashworth revelaram tendência de diminuição da espasticidade após a realização de todos os treinamentos. Contudo, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada na comparação dos valores pré e pós-treinamento entre os voluntários submetidos às diferentes terapêuticas utilizadas no presente estudo, concordando com resultados de estudos prévios (BOURBONNAIS et al., 2002; STEIN et al., 2007).

Além disso, outros pesquisadores (HOGAN et al., 1995; FASOLI et al., 2004) relataram também existir tendência de diminuição dos valores da escala modificada de Ashworth quando realizados treinamentos com aplicação de tarefas ativo-assistidas e ativo-resistidas, seja de forma manual ou mecânica, corroborando com os resultados do presente estudo, e demonstrando que estes tipos de terapias não fazem com que ocorra exacerbação da espasticidade em pacientes com hemiparesia decorrente de AVE.

Estes resultados são importantes pois, sugerem que a órtese funcional eletromecânica pode ser aplicada como alternativa terapêutica no tratamento de seqüelas motoras decorrentes do AVE, sem que ocorra o aumento da espasticidade, e conseqüentemente piora do quadro clínico dos pacientes.

No entanto, são necessárias pesquisas adicionais que procurem explorar melhor essa temática, especialmente utilizando amostras maiores e outras ferramentas para avaliação da espasticidade pois, apesar da escala modificada de Ashworth ser considerada por muitos autores (BRASHEAR et al., 2002; NAGHDI et al., 2008; ANSARI et al., 2009) como método confiável, Fleuren et al. (2010) após pesquisa recente com 19 pacientes com lesão de motoneurônio superior, sugerem que a escala modificada de Ashworth possui validade e confiabilidade insuficientes para a avaliação da espasticidade, não podendo mais ser utilizada isoladamente para esta finalidade.

Em relação à função motora, foi observado aumento da atividade EMG de todos os músculos durante a realização das CVIM no grupo tratado com a órtese e apenas do músculo extensor comum dos dedos no grupo tratado com fisioterapia. Já o grupo que fez o treinamento com *feedback* EMG apresentou aumento da atividade EMG em todos os músculos, exceto para o bíceps braquial. Esses achados indicam que houve um maior

recrutamento de unidades motoras dos músculos, induzido pelo tipo de treinamento imposto nos grupos 2 e 3, aumentando portanto, a amplitude do sinal EMG.

Além disso, o aumento da atividade principalmente dos músculos extensores são importantes para melhora da função motora do membro superior, pois atuam como antagonistas ao padrão flexor patológico observado em grande parte dos pacientes com hemiparesia.

Já o teste de Fugl-Meyer (FM) revelou que os voluntários avaliados apresentavam pontuações que variavam entre 23 e 44 pontos, podendo o comprometimento da função motora do membro superior ser classificado como moderado, segundo escala descrita na literatura (MICHAELSEN; LEVIN, 2004; MICHAELSEN et al., 2006). Após os treinamentos, foi possível confirmar que as terapias aplicadas foram eficazes para a recuperação da função motora do membro superior, visto que ocorreu aumento médio nas pontuações da escala de Fugl-Meyer de aproximadamente 11 pontos no grupo submetido ao protocolo de fisioterapia convencional (grupo 1), 12 pontos no grupo treinado com *feedback* EMG (grupo 2) e 10 pontos no grupo tratado com a órtese funcional eletromecânica (grupo 3).

O aumento nos valores absolutos do teste FM, além de serem considerados estatisticamente significantes, revelam que o grau do comprometimento motor do membro superior dos voluntários, até então considerados como moderado, com os treinamentos se mantiveram na faixa moderado e, em alguns casos, evoluíram para comprometimento leve segundo escala descrita por Michaelsen e Levin (2004).

A avaliação dos resultados por segmento ou articulações demonstrou que todos os grupos apresentaram melhora da função motora das articulações do ombro e cotovelo. Por outro lado, o grupo de voluntários tratados com o protocolo de fisioterapia não apresentou evolução estatisticamente significativa da função motora das articulações distais, ou seja, punho e mão. Estes resultados corroboram com vários estudos da literatura que demonstram baixos índices de recuperação da funcionalidade do membro superior (KWAKKEL; KOLLEN; WAGENAAR, 1999; KWAKKEL; KOLLEN; KREBS, 2008) e, em especial, as atividades que exigem controle motor fino, realizado pela musculatura distal (HESSE et al., 2003).

Embora a maior parte dos dispositivos robóticos desenvolvidos para reabilitação da função motora do membro superior apresentem ótimos resultados para as articulações de ombro e cotovelo, diversos ensaios clínicos têm demonstrado que os dispositivos MIT-Manus, MIME, Arm-Guide, NeReBot apresentam resultados insatisfatórios na reabilitação motora de punho e mão.

Inclusive, na 13ª. edição da The Evidence-Based Review of Stroke Rehabilitation foram avaliados mais de 2000 artigos, sendo destes 1078 ensaios clínicos randomizados controlados, e os autores concluem que existem fortes evidências de que o treinamento utilizando dispositivos robóticos possibilita ganhos sensório-motores nas articulações do ombro e cotovelo. No entanto, as evidências demonstram que o uso dos dispositivos robóticos não melhoram a função motora das articulações do punho e mão.

Discordando dos estudos supracitados, o grupo de pacientes submetidos ao protocolo de tratamento utilizando a órtese funcional eletromecânica (SROF) apresentou ganhos significativos das pontuações da escala de Fugl-Meyer nas tarefas relacionadas às articulações do punho e mão, indicando uma melhora da função motora distal. Os resultados do presente estudo corroboram com os estudos de Hesse e colaboradores (2003, 2008) e de Staubli et al. (2009), que também observaram melhora da função motora distal em pacientes hemiparéticos que foram tratados com o dispositivo Bi-Manu-Track e ARMin II, respectivamente.

Apesar dos resultados positivos, estes trabalhos foram estudos pilotos desenvolvidos em uma amostra pequena de pacientes e sem a comparação com outras técnicas de reabilitação, tornando limitados os resultados. Além disso, os dispositivos robóticos Bi-Manu-Track e ARMin apresentam alto custo e não permitem realização de tarefas de atividade diária. Essa comparação faz do presente sistema um dispositivo promissor, primeiro pelos resultados encontrados, segundo por ser de baixo custo e, principalmente, versátil, permitindo o treino e realização de tarefas funcionais.

Assim como o grupo que utilizou o SROF, os voluntários do grupo 2 que completaram o treinamento com *feedback* EMG também apresentaram evolução significativa dos itens da função motora das articulações do punho e mão da escala FM.

Contudo, apesar de existir grande número de estudos que avaliam os benefícios do uso do *feedback* EMG na reabilitação de pacientes com hemiparesia, observa-se grande

dificuldade para a comparação entre os resultados, pelo fato de na literatura existir somente uma revisão por meta-análise que avalia o efeito do treino com *feedback* EMG na função motora dos membros inferiores (MORELAND; THOMSON; FUOCO, 1998) e recentemente, grande parte dos trabalhos têm utilizado o *feedback* EMG como ferramenta para treino da marcha (BRADLEY et al, 1998; AIELLO et al., 2005; JONSDOTTIR et al., 2007). Além disso, os estudos que avaliam a eficácia do uso do *feedback* EMG na reabilitação do membro superior em pacientes com hemiparesia são em menor número, mais antigos (BASMAJIAN et al., 1982; CROW et al., 1989; HURD; PREGAM; NEPOMUCENO, 1980; INGLIS et al., 1984; ARMAGAM ; TASCIOGLU; ONER, 2003; HEMMEN; SEELEN, 2007) e têm utilizado diferentes ferramentas e escalas de avaliação, o que segundo Woodford e Price (2007) impossibilita a realização de meta-análise e dificulta conclusões sobre a superioridade da técnica.

Estudos prévios (HURD; PREGAM; NEPOMUCENO, 1980; INGLIS et al., 1984) sugerem que o treinamento com *feedback* EMG associado à fisioterapia apresentou melhores resultados que a fisioterapia realizada isoladamente. Divergindo desses resultados, vários estudos demonstraram não existir superioridade da técnica de *feedback* EMG em relação à fisioterapia na reabilitação do membro superior em pacientes com hemiparesia (LEE et al., 1976; MROCZEK; HALPERN; McHUGH, 1978; WOLF; BINDER-MacLEOD, 1994). Entretanto, a função motora dos pacientes de todos estudos citados acima foram apenas avaliadas por meio da atividade eletromiográfica de músculos superficiais e pela análise da amplitude de movimento articular (ADM) do membro superior, o que limita qualquer conclusão sobre estes resultados. Isto ocorre porque a função motora não pode ser resumida somente na ADM, sendo influenciada por outros aspectos não avaliados inviabilizando, assim, a discussão e comparação com os resultados do presente estudo. Assim como o presente estudo, outros autores (BASMAJIAN et al., 1982; BASMAJIAN et al., 1987; CROW et al., 1989; ARMAGAN; TASCIOGLU; ONER, 2003), que também tiveram o objetivo de avaliar a associação do *feedback* EMG à fisioterapia, utilizaram diferentes escalas para a avaliação do comprometimento motor, dentre elas o teste FM, e também alguns testes funcionais.

Basmajian et al. (1982 e 1987), após quinze sessões de treinamento, assim como Armagan, Tascioglu e Oner (2003) após vinte sessões de treinamento, observaram resultados

similares entre o grupo de pacientes submetidos à fisioterapia convencional e grupo que realizou o tratamento com a associação da fisioterapia e o *feedback* EMG, tanto para as escalas de análise de comprometimento motor, corroborando com os resultados do presente estudo; quanto para os testes funcionais, o que diverge dos nossos resultados. Em divergência, Crow et al. (1989), com base nos resultados encontrados após 20 sessões de treinamento, sugeriram que a associação da fisioterapia ao *feedback* EMG proporcionou resultados superiores do teste de FM ao grupo que recebeu o protocolo convencional de reabilitação.

Por outro lado, quando se avaliou a função motora do membro superior, com ênfase em aspectos como funcionalidade e destreza manual, os resultados do teste TEMPA revelaram a maior recuperação nos grupos de pacientes submetidos às técnicas de *feedback* EMG e SROF, nos quais obtiveram evolução significativa das pontuações totais. Além disso, os grupos 2 e 3 apresentaram evolução significativa em cinco e seis das oito tarefas testadas, respectivamente. Enquanto o grupo submetido à fisioterapia convencional não apresentou diferenças significativas pós-treinamento em nenhuma das oito tarefas do teste TEMPA. Nenhuma diferença estatística foi encontrada na comparação entre os grupos 2 e 3, sugerindo não existir superioridade de uma técnica em relação a outra.

A comparação entre os resultados do presente estudo e os resultados existentes na literatura se torna complexo, pois poucos estudos avaliaram o efeito da fisioterapia na funcionalidade manual por meio do teste TEMPA, e não existem publicados estudos que aplicaram este teste em pacientes tratados com *feedback* EMG e muito menos com dispositivos robóticos ou órteses funcionais.

No entanto, o fato de algumas atividades presentes no teste TEMPA terem sido treinadas no protocolo do tratamento dos grupos 2 e 3, pode explicar o melhor desempenho desses grupos em relação ao grupo 1. Este fato, corrobora com os resultados de Platz et al. (2001) e Platz et al. (2009) que demonstraram que treino de tarefas funcionais apresenta melhores resultados que a terapia reabilitativa convencional, confirmando que o fator mais importante para o ganho da destreza manual é a especificidade e não a intensidade do treinamento.

Desta forma, os resultados do teste de Fugl-Meyer somados ao TEMPA e à atividade EMG, sugerem que tanto o uso do *feedback* EMG, quanto o treinamento com o SROF

proporcionaram vantagens no processo de reabilitação motora do membro superior em pacientes com hemiparesia, sendo essas técnicas mais eficientes que a fisioterapia convencional.

Como possíveis explicações para as divergências encontradas entre o presente estudo e os estudos prévios, estão, especialmente, as diferenças metodológicas. Observa-se na literatura o uso de diferentes testes ou escalas de avaliação motora, além disso, a duração das sessões e dos protocolos variam muito de estudo para estudo, o que poderia explicar a diferença do desempenho do dispositivo, pois é demonstrado na literatura que a realização de tarefas específicas repetidas vezes, por períodos mais prolongados e forma regular, é considerado fator determinante para a facilitação da reorganização cortical, com concomitante aumento da habilidade motora e melhora do desempenho das atividades funcionais (LIEPERT et al., 2001).

Outro fator importante que pode ter colaborado para os diferentes resultados, foi a seleção e inclusão dos voluntários nos estudos. Os estudos prévios (BASMAJIAN et al, 1982; BASMAJIAN et al., 1987; CROW et al., 1989; ARMAGAN; TASCIOGLU; ONER, 2003) incluíram pacientes com hemiparesia nos lados direito ou esquerdo sem considerar a dominância funcional. De modo diverso, o presente estudo incluiu somente pacientes destros com hemiparesia a direita, ou seja, somente foram incluídos pacientes com comprometimento do lado dominante.

O comprometimento específico de um dos dois hemisférios cerebrais pode causar não somente características comportamentais e intelectuais distintas, mas também pode influenciar no processo de recuperação da função motora. Pacientes com lesão no hemisfério direito, podem apresentar dificuldade com início, seqüência e direção do movimento, enquanto pacientes com lesão do hemisfério esquerdo têm tendência a apresentar distúrbios visuais, diminuição da atenção e dificuldades com discriminação de tamanho e distâncias de objetos (YEKUTIEL; GUTTMAN, 1993).

Byl et al. (2003) compararam a evolução da função motora de pacientes com hemiparesia após serem submetidos a um protocolo de reabilitação embasado nos princípios da neuroplasticidade. Os autores observaram que não houve diferença no controle motor fino e na performance muscular entre pacientes com hemiparesia a direita ou a esquerda. No entanto, os pacientes com hemiparesia à direita apresentaram ganhos significativos

comparados aos pacientes com hemiparesia à esquerda, principalmente em relação à independência funcional. Além disso, o comprometimento do lado dominante pode ter proporcionado uma maior motivação nos pacientes, afim de recuperar o lado afetado para realização das atividades de vida diária.

Por fim, estes achados, embora preliminares devido à pequena amostra, indicam que o dispositivo testado no presente estudo pode ser uma alternativa para a reabilitação física desses pacientes, preenchendo uma lacuna existente na literatura. O Sistema de Reabilitação com Órtese Funcional desenvolvido neste estudo foi capaz de realizar os movimentos de flexão e extensão de cotovelo e dedos em pacientes com hemiparesia e grau de espasticidade leve. Além disso, o sistema de controle por meio de sinais eletromiográficos se mostrou eficaz, visto que todos os voluntários conseguiram controlar o dispositivo. O conjunto desses fatores, possibilitou o desenvolvimento de treinamento intensivo de oito semanas, utilizando o SROF. Mais estudos são necessários para a melhor compreensão dos diferentes mecanismos e aspectos envolvidos no processo de reabilitação dos pacientes com hemiparesia.

## 6. CONCLUSÕES

A partir dos resultados encontrados, conclui-se que o SROF desenvolvido no presente estudo foi eficaz no auxílio da reabilitação motora do membro superior após AVE, uma vez que permitiu aos voluntários, por meio de sinais EMG, controlar de forma segura e eficiente os movimentos do cotovelo e mão, possibilitando o cumprimento com êxito do programa proposto de treinamento. Estes resultados são reforçados pelos níveis de aceitação e de satisfação dos usuários do sistema.

Os voluntários que realizaram o treinamento com o SROF apresentaram melhora da função motora do membro superior, confirmada pelo aumento médio de 35 % na pontuação da escala de Fugl-Meyer, aumento da amplitude do sinal EMG e melhora da performance no teste TEMPA, que avaliou a funcionalidade e destreza manual.

Na comparação com as outras duas terapias aplicadas, o treinamento com o SROF apresentou resultados superiores, principalmente, em relação a recuperação da função motora das articulações de punho e mão, na qual foram observados ganhos superiores à 20 pontos percentuais em relação aos grupos tratados com a fisioterapia convencional e o *feedback* EMG. O grupo de voluntários treinados com o SROF apresentou ganhos significativos na amplitude do sinal EMG de todos os músculos testados, enquanto que os grupos 1 e 2 apresentaram ganhos em apenas um e três músculos, respectivamente. Além disso, na avaliação da destreza manual, os voluntários que utilizaram o SROF apresentaram melhora em seis das oito tarefas testadas no teste TEMPA. Com base nesses dados, conclui-se que o SROF foi mais eficaz que as demais técnicas no auxílio à reabilitação motora do membro superior após AVE.

Por fim, diante dos resultados obtidos por este dispositivo, resta o desafio de aperfeiçoar o sistema, para que este possa ser utilizado por diferentes pacientes, não só como ferramenta terapêutica, mas também, como uma órtese funcional para atividades diárias, ampliando sua aplicabilidade, contribuindo para a melhora da qualidade de vida e inclusão dos portadores de deficiência física.

## 7. PERSPECTIVAS FUTURAS

São necessários novos estudos para que se possa então produzir maiores evidências que confirmem o desempenho e a contribuição do SROF como ferramenta terapêutica de auxílio na reabilitação da função motora de membros superiores após AVE. Para isso, sugerimos novas perspectivas e análises que poderão ser realizadas:

- Realização de estudos com amostras maiores;
- Aplicação do treinamento e avaliação de pacientes com quadros agudos e crônicos;
- Avaliação biomecânica de variáveis cinemáticas e cinéticas;
- Aplicação de diferentes tempos de sessões e duração de tratamento;
- Associar o treino com SROF e a fisioterapia;
- Avaliação do impacto do uso do SROF na qualidade de vida dos pacientes;
- Realização de “*follow up*” com os pacientes;
- Aprimoramento do sistema.

## ABSTRACT

The number of victims of stroke has increased significantly in recent years. The main impairment due to stroke is hemiparesis. Several treatments have been applied with the objective of rehabilitation. However, only a small percentage of patients restores the functionality of the upper limb. The objective of this study was to develop a system of functional rehabilitation for upper limbs, and to evaluate its use and compare it with two other therapies. Eighteen volunteers of both sexes, with hemiparesis, were assessed and divided randomly into three groups. The volunteers in group 1 underwent conventional physical therapy, as the volunteers of group 2 were trained with feedback electromyographic (EMG) and the volunteers in group 3 used the system of rehabilitation with functional bracing (SROF). The SROF was activated from electromechanical actuators that helped the flexion-extension of elbow and fingers, controlled by EMG signals of biceps (BB), triceps (TB), extensor digitorum (ECD) and flexor digitorum superficialis (FSD). Treatment protocols were eight weeks long, with three weekly sessions of 50 minutes, completing 24 sessions. The assessments were done at the beginning and end of protocols, which there were assessed motor function, manual dexterity, spasticity, and muscle EMG activity BB, TB, ECD and FSD during maximal voluntary contractions in the test manual function of each muscle. There were realized intergroup and intragroup analyzes to comparison of the effect of each therapy. There were applied statistical tests of means analysis with a significance level of 5%. The results showed that all three groups improved their motor function, and only groups 2 and 3 showed gains in the joints of the wrist and hand. In relation to handedness, we observed that only volunteers of group 2 and 3 had significant improvement. Spasticity was not significantly changed for the three groups. We conclude that the SROF is an effective aid for rehabilitation of motor function of upper limb, especially in relation to the joints of the wrist and hand.

Keywords: Orthosis, Stroke, Rehabilitation, Electromyography

## 8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AARAST, A.A.; VEIEROD, M.B.; LARSEN, S.; ORTENGREN, R.; RO A. Reproducibility and stability of normalized EMG measurements on musculus trapezius. **Ergonomics**, v. 39(2), p. 171-85, 1996.
2. ADAMOVICH, S.D.; MERIANS, A.S.; BOIAN, R.; TREMAINE, M.; BURDEA, G.S.; RECCE, M.; POIZNER, H. A Virtual Reality Based Exercise System for Hand Rehabilitation Post-Stroke: Transfer to Function. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc**, v. 7, p. 4936-9, 2004.
3. AIELLO, E.; GATES, D.H.; PATRITTI, B.L.; CAIRNS, K.D.; MEISTER, M.; CLANCY, E.A.; BONATO, P. Visual EMG feedback to improve ankle function in hemiparetic gait. **Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference**, v. 1-4, p. 7703-7706, 2005.
4. AL-ASSAF, Y.; AL-NASHASH, H. Surface myoelectric signal classification for prostheses control. **J Med Eng Technol**, v. 29(5), p. 203-7, 2005.
5. ANSARI, N.N.; NAGHDI, S.; HASSON, S.; MOUSAKHANI, A.; NOURIYAN, A.; OMIDVAR, Z. Inter-rater reliability of the Modified Modified Ashworth Scale as a clinical tool in measurements of post-stroke elbow flexor spasticity. **NeuroRehabilitation**, v. 24(3), p. 225-9, 2009.
6. ARMAGAN, O.; TASCIOGLU, F.; ONER, C. Electromyographic biofeedback in the treatment of the hemiplegic hand: a placebo-controlled study. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 82, p. 856-861, 2003.
7. ARNALL, F.A.; KOUMANTAKIS, G.A.; OLDHAM, J.A.; COOPER, R.G. Between-days reliability of paraspinal muscle fatigue at 40, 50 and 60% levels of maximal voluntary contractile force. **Clin Rehabil**, v. 16(7), p. 761-71, 2002.

8. BASMAJIAN, J.V.; GOWLAND, C.; BRANDSTATER, M.E.; SWANSON, L.; TROTTER, J. EMG feedback treatment of upper limb in hemiplegic stroke patients: a pilot study. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 63(12), p. 613-616, 2002.
9. BASMAJIAN, J.V.; DE LUCA, C. **Muscles alive: Their functions revealed by electromyography**. 5ª Edição. Baltimore, Md: Williams & Wilkins, 1985.
10. BASMAJIAN, J.V.; GOWLAND, C.A.; FINLAYSON, M.A.; HALL, A.L.; SWANSON, L.R.; STRATFORD, P.W.; TROTTER, J.E.; BRANDSTATER, M.E. Stroke treatment: comparison of integrated behavioral-physical therapy vs traditional physical therapy programs. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 68, p. 267-272, 1987.
11. BATE, P.J.; MATYAS, T.A. Negative transfer of training following brief practice of elbow tracking movements with electromyographic feedback from spastic antagonists. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 73, p. 1050-1058, 1992.
12. BOURBONNAIS, D.; BILODEAU, S.; LEPAGE, Y.; BEAUDOIN, N.; GRAVEL, D.; FORGET, R. Effect of force-feedback treatments in patients with chronic motor deficits after a stroke. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 81, p. 890-897, 2002.
13. BRADLEY, L.; HART, B.B.; MANDANA, S.; FLOWERS, K.; RICHES, M.; SANDERSON, P. Electromyographic feedback for gait training after stroke. **Clin Rehabil**, v. 12(1), p. 11-22, 1998.
14. BRASHEAR, A.; ZAFONTE, R.; CORCORAN, M.; GALVEZ-JIMENEZ, N.; GRACIES, J.M.; GORDON, M.F.; MCAFEE, A.; RUFFING, K.; THOMPSON, B.; WILLIAMS, M.; LEE, C.H.; TURKEL, C. Inter- and intrarater reliability of the Ashworth Scale and the Disability Assessment Scale in patients with upper-limb poststroke spasticity. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 83(10), p. 1349-1354, 2002.

15. BOUZIT, M.; BURDEA, G.C.; POPESCU, G.; BOIAN, R. The Rutgers Master II- New Design force-feedback glove. **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, v. 7, p. 256-263, 2002.
16. BROEKS, J.G.; LANKHORST, G.J.; RUMPING, K.; PREVO, A.J. The long-term outcome of arm function after stroke: results of a follow-up study. **Disabil. Rehabil**, v. 21(8), p. 357-364, 2002.
17. BURGAR, C.G.; LUM, P.S.; SHOR, P.C.; MACHIEL, VAN DER LOOS, H.F. Development of robots for rehabilitation therapy: the Palo Alto VA/Stanford experience. **J Rehabil Res Dev**, v. 37, p. 663-673, 2000.
18. BYL, N.; RODERICK, J.; MOHAMED, O.; HANNY, M.; KOTLER, J.; SMITH, A.; et al. Effectiveness of Sensory and Motor Rehabilitation of the Upper Limb Following the Principles of Neuroplasticity: Patients Stable Poststroke. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 17, p. 176-91, 2003.
19. CARVALHO, J.A.M.; WONG, L.L.R. A transição da estrutura etária da população brasileira na primeira metade do século XXI. **Cad Saúde Pública**, v. 24(3), p. 597-605, 2008.
20. CONNELLY, L.; JIA, Y.; TORO, M.L.; STOYKOV, M.E.; KENYON, R.V.; KAMPER, D.G. A Pneumatic Glove and Immersive Virtual Reality Environment for Hand Rehabilitative Training After Stroke. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**, v. 18(5), p. 551-59, 2010.
21. CROW, J.L.; LINCOLN, N.B.; NOURI, F.M.; DEWEERDT, W. The effectiveness of EMG biofeedback in the treatment of arm function after stroke. **Int Disabil Stud**, v. 11, p. 155-160, 1989.

22. DALY, J.J.; HOGAN, N.; PEREPEZKO, E.M.; KREBS, H.I.; ROGERS, J.M.; GOYAL, K.S.; et al. Response to upper-limb robotics and functional neuromuscular stimulation following stroke. **J Rehabil Res Dev**, v. 42(6), p. 723-736, 2005.
23. DATASUS. Coeficiente de mortalidade para algumas causas selecionadas. Caderno de informações de saúde. Ministério da Saúde 2007. Disponível em <http://tabnet.datasus.gov.br/tabdata/cadernos/cadernosmap.htm> Acessado em 10 de janeiro de 2010.
24. DESROSIERS, J.; BRAVO, G.; HÉBERT, R.; DUTIL, E.; MERCIER, L. Validation of the Box and Block Test as measure of dexterity of elderly people: reliability, validity, and norms studies. **Arch. Phys. Med. Rehabil**, v. 75(7), p. 751-755, 1994.
25. DIETZ, V.; TRIPPEL, M.; BERGER, W. Reflex activity and muscle tone during elbow movements in patients with spastic paresis. **Ann Neurol**, v. 30, p. 767-779, 1991.
26. DOBKIN, B.H. Impairments, disabilities, and bases for neurological rehabilitation after stroke. **J Stroke Cerebrovasc Dis**, v. 6(4), p. 221-226, 1997.
27. FARIA I. Função do membro superior em hemiparéticos crônicos: **Análise através da classificação internacional de Funcionalidade, incapacidade e saúde**. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais. 113p, 2008.
28. FASOLI, H.I.; KREBS, J.; STEIN, W.R.; FRONTERA, N.; HOGAN, N. Effects of Robotic Therapy on Motor Impairment and Recovery in Chronic Stroke. **Arch Phys Med Rehab**, v. 84, p. 477-482, 2003.

29. FASOLI, S.E.; KREBS, H.I.; STEIN, J.; FRONTERA, W.R.; HUGHES, R.; HOGAN, N. Robotic therapy for chronic motor recovery after stroke: Follow-up results. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 85, p. 1106-11, 2004.
30. FEIGIN, V.L. Stroke epidemiology in the developing world. **Lancet**, v. 365(9478), p. 2160-1, 2005.
31. FINLEY, M.A.; FASOLI, S.E.; DIPIETRO, L.; OHLHOFF, J.; MACCLELLAN, L.; MEISTER, C.; WHITALL, J.; MACKO, R.; BEVER, C.T.; KREBS, H.I.; HOGAN, N. Short-duration robotic therapy in stroke patients with severe upper-limb motor impairment. **J Rehabil Res Dev**, v. 42, p. 683-692, 2005.
32. FERRARO, M.; PALAZZOLO, J.J.; KROL, J.; KREBS, H.I.; HOGAN, N.; VOLPE, B.T.. Robot-aided sensorimotor arm training improves outcome in patients with chronic stroke. **Neurology**, V. 61, p. 1604-1607, 2003.
33. FLECK, M.P.A.; CHACHAMOVICH, E.; TRENTINI, C.M. Projeto WHOQOL-OLD: método e resultados de grupos focais no Brasil. **Rev Saúde Pública**, v. 37(6), p. 793-9, 2003.
34. GLADSTONE, D.J.; DANELLS, C.L.; BLACK, S.E. The Fugl-Meyer Assessment of Motor Recovery after Stroke: A Critical Review of Its Measurement Properties. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 16, p. 232-40, 2002.
35. GOWLAND, C. Recovery of motor function following stroke: profile and predictors. **Physiotherapy**, v. 34, p. 77-84, 1982.
36. GOWLAND, C.; STRATFORD, P.; WARD, M.; MORELAND, J.; TORRESIN, W.; VAN HULLENAAR, S.; SANFORD, J.; BARRECA, S.; VANSPALL, B.; PLEWS, N. Measuring physical impairment and disability with the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. **Stroke**, v. 24(1), p. 58-63, 1993.

37. GREENBERG, S.; FOWLER Jr, R.S. Kinesthetic biofeedback: a treatment modality for elbow range of motion in hemiplegia. **Am J Occup Ther**, v. 34(11), p. 738-743, 1980.
38. HEMMEN, B.; SEELEN, H.A. Effects of movement imagery and electromyography-triggered feedback on arm hand function in stroke patients in the subacute phase. **Clin Rehabil**, v. 21, p. 587-594, 2007.
39. HERMES, H.J.; FRERIKS, B.; MERLETTI, R.; STEGEMAN, D.; BLOK, J.; RAU, G.; DISSLHORST-KLUG, C.; HÄGG, G. **European Recommendations for Surface Electromyography - Results of the SENIAN project**. Roessingh Research and Development, 1999.
40. HESSE, S.; SCHULTE-TIGGES, G.; KONRAD, M.; BARDELEBEN, A.; WERNER, C. Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral forearm and wrist movements in hemiparetic subjects. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 84, p. 915-20, 2003.
41. HESSE, S.; KUHLMANN, H.; WILK, J.; TOMELLERI, C.; KIRKER, S.G. A new electromechanical trainer for sensorimotor rehabilitation of paralysed fingers: a case series in chronic and acute stroke patients. **J Neuroeng Rehabil**, v. 5, p. 21, 2008.
42. HESSE, S.; WERNER, C.; POHL, M.; MEHRHOLZ, J.; PUZICH, U.; KREBS, H.I. Mechanical arm trainer for the treatment of the severely affected arm after a stroke: a single-blinded randomized trial in two centers. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 87, p. 779-788, 2008.
43. HINTERMEINSTER, R.A.; LANGE, G.W.; SCHULTHEIS, J.M.; BEY, M.J.; HAWKINS, R.J. Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. **Am J Sports Med**, v. 26(2), p. 210-220, 1998.

44. MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY. HOGAN, N.; KREBS, H.I.; SHARON, A.; CHARNNARONG, J. **Interactive robotic therapist**. US patent 5,466,213. 1995.
45. HUANG, V.S.; KRAKAUER, J.W. Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective. **J Neuroeng Rehabil**, v. 25, p. 5, 2009.
46. HUNTER, S.; CROME, P. Hand function and stroke. **Rev. Clin. Gerontol**, v. 12(1), p. 68-81, 2002.
47. HURD, W.W.; PEGRAM, V.; NEPOMUCENO, C. Comparison of actual and simulated EMG biofeedback in the treatment of hemiplegic patients. **Am J Phys Med**, v. 59(2), p. 73-82, 1980.
48. HURREL, M. Electromyographic feedback in rehabilitation. **Physiotherapy**, v. 66, p. 293-298, 1980.
49. INGLIS, J.; DONALD, M.W.; MONGA, T.N.; SPROULE, M.; YOUNG, M.J. Electromyographic biofeedback and physical therapy of the hemiplegic upper limb. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 65, p. 755-759, 1984.
50. JONSDOTTIR, J.; CATTANEO, A.; REGOLA, A.; CRIPPA, A.; RECALCATI, M.; RABUFFETTI, M. et al. Concepts of Motor Learning Applied to a Rehabilitation Protocol Using Biofeedback to Improve Gait in a Chronic Stroke Patient: An A-B System Study With Multiple Gait Analyses. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 21, p. 190-94, 2007.
51. KAHN, L.E.; ZYGMAN, M.L.; RYMER, W.Z.; REINKENSMEYER, D.J. Robot-assisted reaching exercise promotes arm movement recovery in chronic hemiparetic stroke: a randomized controlled pilot study. **J Neuro Eng Rehabil**, v. 3, p. 12, 2005.

52. KAHN, L.E.; LUM, P.S.; RYMER, W.Z.; REINKENSMEYER, D.J. Robot-assisted movement training for the stroke-impaired arm: Does it matter what the robot does? **J Rehabil Res Dev**, v. 43(5), p. 619-630, 2006.
53. KELLEY, R.E. Afecções dos vasos cerebrais In: WEINER, W.J.; GOETZ, C.G. **Neurologia para o não-especialista: fundamentos básicos da neurologia contemporânea**. 4<sup>a</sup>. Ed. Editora Santos p. 69-83, 2003.
54. KENDALL, F.P.; MCCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G. **Muscles: testin and function**. 4<sup>a</sup> ed. Ed. Baltimore: Willians & Wilkins, 1997.
55. KLINE, T.; KAMPER, D.; SCHMITH, D. Control System for Pneumatically Controlled Glove to Assist in Grasp Activities. **Rehabil Robotics**, v. 1, p. 78-81, 2005.
56. KRAKAUER, J.W. Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. **Curr Opin Neurol**, v.19(1), p. 84-90, 2006.
57. KREBS, H.I.; HOGAN, N.; AISEN, M.L.; VOLPE, B.T. Robot-aided neurorehabilitation. **IEEE Trans Rehabil Eng**, v. 6(1), p. 75-87, 1998.
58. KWAKKEL, G.; KOLLEN, B.J.; WAGENAAR, R.C. Therapy impact on functional recovery in stroke rehabilitation: a critical review of the literature. **Physiotherapy**, v. 13, p. 457-70, 1999.
59. KWAKKEL, G.; KOLLEN, B.J.; VAN DER GROND, J.; PREVO, A.J. Probability of regaining dexterity in the flaccid upper limb: impact of severity of paresis and time since onset in acute stroke. **Stroke**, v. 34(9), p. 2181-6, 2003.

60. KWAKKEL, G.; KOLLEN, B.; LINDEMAN, E. Understanding the pattern of functional recovery after stroke: facts and theories. **Restor Neurol Neurosci**, v. 22(3–5), p. 281-299, 2004.
61. KWAKKEL, G.; KOLLEN, B.J. I.; KREBS, H.I. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review. **Neurorehabil Neural Repair** v. 22, p. 111-121, 2004.
62. LANCE, J.W. The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg lecture. **Neurology**, v. 30, p. 1303–1313, 1980.
63. LEAR, L.J., GROSS, M.T. An electromyographical analysis of the scapular stabilizing synergists during a push-up progression. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 28(3), p. 146-57, 1998.
64. LEE, K.H.; HILL, E.; JOHNSTON, R.; SMIEHOROWSKI, T. Myofeedback for muscle retraining in hemiplegic patients. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 57, p. 588-591, 1976.
65. LIEPERT, J.; UHDE, I.; GRAF, S.; LEIDNER, O.; WEILLER, C. Motor cortex plasticity during forced-use therapy in stroke patients: a preliminary study. **J Neurol**, v. 248(4), p. 315-321, 2001.
66. LOURENÇÃO, M.I.; BATTISTELLA, L.R.; DE BRITO, C.M.; TSUKIMOTO, G.R.; MIYAZAKI, M.H. Effect of feedback accompanying occupational therapy and functional electrical stimulation in hemiplegic patients. **Int J Rehabil Res**, v. 31(1), p. 33-41, 2008.
67. LOURENÇO, R.A.; VERAS, R.P. Mini-exame do estado mental: características psicométricas em idosos ambulatoriais. **Rev. Saúde Pública**, v. 40(4), p. 712-719, 2006.

68. LUDEWIG, P.M.; COOK, T.M. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. **Phys Ther**, v. 80(3), p. 276-291, 2000.
69. LUM, P.S.; BURGAR, C.G.; SHOR, P.C.; MAJMUNDAR, M.; VAN DER LOOS, M. Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for rehabilitation of upper limb motor function after stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 83, p. 952-59, 2002.
70. LUM, P.S.; BURGAR, C.G.; LOOS, M.V.; SHOR, P.C.; MAJMUNDAR, M.; YAP, R. MIME robotic device for upper-limb neurorehabilitation in subacute stroke subjects: A follow-up study. **J Rehabil Res Dev**, v. 43, p. 631-642, 2006.
71. MACCLELLAN, L.R.; BRADHAM, D.D.; WHITALL, J.; VOLPE, B.; WILSON, P.D.; OHLHOFF, J. et al. Robotic upper-limb neurorehabilitation in chronic stroke patients. **J Rehabil Res Dev**, v. 42(6), p. 717-722, 2005.
72. MAKARAN, J.; DITTMER, D.; BUCHAL, R.; MACARTHUR, D. The SMART (R) wristhand orthosis (WHO) for quadriplegic patients. **J Prosthet Orthot**, v. 5, p. 73-76, 1993.
73. MAKI, T.; QUAGLIATO, E.M.A.B.; CACHO, E.W.A.; PAZ, L.P.S.; NASCIMENTO, N.H.; INOUE, M.M.E.A.; VIANA, M.A. Estudo de confiabilidade da aplicação da Escala de Fugl-Meyer no Brasil. **Rev. Bras. Fisioter**, v. 10(2), p. 177-183, 2006.
74. MASIERO, S.; CELIA, A.; ARMANI, M.; ROSATI, G. A novel robot device in rehabilitation of post-stroke hemiplegia upper limbs. **Aging Clin Exp Res**, v. 18, p. 531-535, 2006.

75. MASIERO, S.; CELIA, A.; ROSATI, G.; ARMANI, M. Robotic-assisted rehabilitation of the upper limb after acute stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 88(2), p. 142-149, 2007.
76. MENESES, K.V.P.; CORRÊA, M.F.S.; ROCHA, D.N.; MARTINS, H.; SCHULTZ, O.F.L.; PASCOAL, C.E.P.; PINOTTI, M. Development and preliminary testing of a functional hand orthosis. 18th International Congress of Mechanical Engineering, 2005.
77. 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**, n. 35(8), p. 1914-1919, 2004.
78. MICHAELSEN, S.M.; DANNENBAUM, R.; LEVIN, M.F. Task-specific training with trunk restraint on arm recovery in stroke: randomized control trial. **Stroke**, 37(1), 186-192, 2006.
79. MICHAELSEN, S.M.; NATALIO, M.; SILVA, A.G.; PAGNUSSAT, A.S. Confiabilidade e adaptação do TEMPA (Test d'évaluation des membres supérieurs es personnes âgées) para o português e validação para adultos com hemiparesia. **Rev Bras Fisioter**, v. 12(6), p. 511-9, 2008.
80. MINELLI, C.; FEN, L.F.; MINELLI, D.P. Stroke incidence, prognosis, 30-day, and 1-year case fatality rates in Matao, Brazil: a population-based prospective study. **Stroke**, v. 38(11), p. 2906-2911, 2007.
81. MOORE, K.L.; DALLEY, A.F. **Anatomia orientada para a clínica**. 5°. Ed. Guanabara Koogan, 2006.
82. MORELAND, J.D.; THOMSON, A.; FUOCO, A.R. Electromyographic biofeedback to improve lower extremity function after stroke: A meta-analysis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 79, p. 134-40, 1998.

83. MROCZEK, N.; HALPERN, D.; MCHUGH, R. Electromyographic feedback and physical therapy for neuromuscular retraining in hemiplegia. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 59, p. 258–67, 1978.
84. MUNTNER, P.; GARRET, E.; KLAG, M.J.; CORESH, J. Trends in stroke prevalence between 1973 and 1991 in the US population 25 to 74 years of age. **Stroke**, v. 33, p. 1209-1213, 2002.
85. NAGHDI, S.; ANSARI, N.N.; AZARNIA, S.; KAZEMNEJAD, A. Interrater reliability of the Modified Modified Ashworth Scale (MMAS) for patients with wrist flexor muscle spasticity. **Physiother Theor Pract**, v. 24(5), p. 372-9, 2008.
86. NEF, T., MIHELJ, M., RIENER, R. ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy. **Med Biol Eng Comput**, v. 45(9), p. 887-900, 2007.
87. NETTER, F.H. **Atlas de anatomia humana**. 4ª. Ed. São Paulo: Elsevier, 2008.
88. NOBREGA, A.C.L.; et al. Posicionamento oficial da sociedade brasileira de medicina do esporte e da sociedade brasileira de geriatria e gerontologia: atividade física e saúde no idoso. **Rev Bras Med Esporte**, v. 5(6), p. 207-11, 1999.
89. NUDO, R.J.; PLAUTZ, E.J.; FROST, S.B. Role of adaptive plasticity in recovery of function after damage to motor cortex. **Muscle Nerve**, v. 24(8), p. 1000-19, 2001.
90. OCHOA, J.M.; JIA, Y.; NARASIMHAN, D.; KAMPER, D.G. Development of a Portable Actuated Orthotic Glove to Facilitate Gross Extension of the Digits for Therapeutic Training after Stroke. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc**, v. 2009, p. 6918-21, 2009.

91. O'DWYER, N.J.; ADA, L.; NEILSON, P.D. Spasticity and muscle contracture following stroke. **Brain**, 119: 1737–1749, 1996.
92. OXFORD, G.K.; VOGEL, K.A.; LE, V.; MITCHELL, A.; MUNIZ, S.; VOLLMER, M.A. Adult norms for a commercially available Nine Hole Peg Test for finger dexterity. **Am J Occup Ther**, v. 57(5), p. 570-573, 2003.
93. PEROTTO, A.O.; HAMMOND, P.B.; THOMAS, H. **Anatomical guide for the electromyographer: the limbs and trunk**. 4th ed. Springfield, Illinois: Charles C Thomas Publisher Ltd; 2004.
94. PLATZ, T.; WINTER, T.; MÜLLER, N.; PINKOWSKI, C.; EICKHOLF, C.; MAURITZ, K.H. Arm Ability Training for Stroke and Traumatic Brain Injury Patients With Mild Arm Paresis: A Single-Blind, Randomized, Controlled Trial. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, p. 961-8, 2001.
95. PLATZ, T.; VAN KAICK, S.; MEHRHOLZ, J.; LEIDNER, O.; EICKHOF, C.; POHL, M. Best Conventional Therapy Versus Modular Impairment-Oriented Training for Arm Paresis After Stroke: A Single-Blind, Multicenter Randomized Controlled Trial. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 23(7), p. 706-716, 2009.
96. PFURTSCHELLER, G.; GUGER, C.; MULLER, G.; KRAUSZ, G.; NEUPER, C. Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic. **Neurosci Lett**, v, 292, p. 211- 214, 2000.
97. PFURTSCHELLER, G.; MULLER, G.; NEUPER, C.; KORISEK, G. Control of hand orthosis by EEG vs. EMG in a patient with lesion at level C5/C6. **European Journal of Trauma**, 2002.
98. PRANGE, G.B.; JANNINK, M.J.; GROOTHUIS-OUDSHOORN, C.G.; HERMENS, H.J.; IJZERMAN, M.J. Systematic review of the effect of robot-aided therapy on

- recovery of the hemiparetic arm after stroke. **J Rehabil Res Dev**, v. 43(2), p. 171-184, 2006.
99. PREVO, A.J.; VISSER, S.L.; VOGELAAR, T.W. Effect of EMG feedback on paretic muscles and abnormal co-contraction in the hemiplegic arm, compared with conventional physical therapy. **Scand J Rehabil Med**, v. 14(3), p. 121-131, 1982.
100. RABADI, M.; GALGANO, M.; LYNCH, D.; AKERMAN, M.; LESSER, M.; VOLPE, B. A pilot study of activity-based therapy in the arm motor recovery post stroke: a randomized controlled trial. **Clin Rehabil**, v. 22, p. 1071-1082, 2008.
101. RATHORE, S.S; HINN, AR; COOPER LS; TYROLER HÁ; ROSAMOND WD. Characterization of incident stroke signs and symptoms: findings from the artherosclerosis risk in communities study. **Stroke**, v. 33(11), p. 2718-21, 2002.
102. RAU, G.; DISSELHORST-KLUG, C.; SILNY, J. Noninvasive approach to motor unit characterization: muscle structure, membrane dynamics and neuronal control. **J Biomech**, v. 30(5), p. 441-6, 1997.
103. SILCOX, D.H.; ROOKS, M.D.; VOGEL, R.R.; FLEMING, L.L. Myoelectric prostheses. A long-term follow-up and a study of the use of alternate prostheses. **J Bone Joint Surg**, v. 75, p. 1781-89, 1993.
104. SILVA, N.N. **Amostragem probabilística**. São Paulo: Editora da USP, 1998.
105. SLACK, M.; BERBRAYER, D. A Myoelectrically Controlled Wrist-Hand Orthosis for Brachial Plexus Injury: A Case Study. **J Prosth Orthot**, v. 4(3), p. 171-4, 1992.
106. SMITH, K.N. Biofeedback in strokes. **Aust J Physiother**, 25: 155-61, 1979.
107. SODEBERG, G.L.; KNUSTON, L.M.A. Guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. **Phys Ther**, v. 80(5), p. 485-98, 2000.

108. SOMMERFELD, D.K.; EEK, E.U.; SVENSSON, A.K.; HOLMQVIST, L.W.; VON ARBIN, M.H. Spasticity after stroke: its occurrence and association with motor impairments and activity limitations. **Stroke**, v. 35(1), p. 134-139, 2004.
109. SONG, R.; TONG, K.Y.; HU, X.L.; TSANG, S.F.; LI, L. The therapeutic effects of myoelectrically controlled robotic system for persons after stroke – a pilot study. **IEEE EMBS Ann International Conference**, p. 4945-48, 2006.
110. STAUBLI, P.; NEF, T.; KLAMROTH-MARGANSKA, V.; RIENER, R. Effects of intensive arm training with the rehabilitation robot ARMin II in chronic stroke patients: four single-cases. **J NeuroEng Rehabil**, v. 6, p. 46, 2009.
111. STEIN, J.; NARENDRAN, K.; McBEAN, J.; KREBS, K.; HUGHES, R. Electromyography controlled exoskeletal upper-limb-powered orthosis for exercise training after stroke. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 86, p. 255-261, 2007.
112. TEASELL, R.; FOLEY, N.; SALTER, K.; BHOGAL, S.; JUTAI, J.; SPEECHLEY, M. **Evidence-based review of stroke rehabilitation**. Executive Summary 13<sup>th</sup> Edition, Canadian Stroke Network, 2010.
113. THILMANN, A.F.; FELLOWS, S.J.; GARMS, E. The mechanism of spastic muscle hypertonus: variation in reflex gain over the time course of spasticity. **Brain**, v. 114, p. 233–244, 1991.
114. TIMMERMANS, A.A.; SEELEN, H.A.; WILLMANN, R.D.; KINGMA, H. Technology-assisted training of arm-hand skills in stroke: concepts on reacquisition of motor control and therapist guidelines for rehabilitation technology design. **J Neuroeng Rehabil**, v. 20, p. 1, 2009.
115. TRUELSEN, T.; PIECHOWSKI-JOZWIAK, B.; BONITA, R.; MATHERS, C.; BOGOUSSLAVSKY, J.; BOYSEN, G. Stroke incidence and prevalence in Europe: a review of available data. **Eur J Neurol**, v. 13(6), p. 581-598, 2006.

116. VAN DER LEE, J.H.; WAGENAAR, R.C.; LANKHORST, G.J.; VOGELAAR, T.W.; DEVILLÉ, W.L.; BOUTER, L.M. Forced use of the upper extremity in chronic stroke patients: Results from a single-blind randomized clinical trial. **Stroke**, v. 30, p. 2369-75, 1999.
117. VOLPE, B.T.; KREBS, H.I.; HOGAN, N.; EDELSTEINN, L.; DIELS, C.M.; AISEN, M.L. Robot training enhanced motor outcome in patients with stroke maintained over 3 years. **Neurology**, v. 53(8), p. 1874-1876, 1999.
118. VOLPE, B.T.; KREBS, H.I.; HOGAN, N.; EDELSTEIN, O.L.; DIELS, C.; AISEN, M. A novel approach to stroke rehabilitation: robot-aided sensorimotor stimulation. **Neurology**, v. 54(10), p.1938- 1944, 2000.
119. VOLPE, B.T.; LYNCH, D.; RYKMAN-BERLAND, A. et al. Intensive sensorimotor arm training mediated by therapist or robot improves hemiparesis in patients with chronic stroke. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 22, p. 305-310, 2008.
120. WATKINS, C.L.; LEATHLEY, M.J.; GREGSON, J.M.; MOORE, A.P.; SMITH, T.L.; SHARMA, A.K. Prevalence of spasticity post stroke. **Clin. Rehabil**, v. 16(5), p. 515-522, 2002.
121. WOLF, S.L.; BINDER-MACLEOD, S.A. Electromyographic biofeedback applications to the hemiplegic patient. Changes in upper extremity neuromuscular and functional status. **Phys Ther**, v. 63, p. 1393-1403, 1983.
122. WOODFORD, H.J.; PRICE, C. Electromyographic Biofeedback for the Recovery of Motor Function After Stroke. **Stroke**, v. 38:, p. 999-2000, 2007.
123. YEKUTIEL, M.; GUTTMAN, E. A controlled trial of the retraining of the sensory function of the hand in stroke patients. **J Neurol neurosurgery psychiatry**, v. 56, p. 241-4, 1993.

## APÊNDICE A

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Consentimento formal de participação no estudo intitulado: “**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA DE REABILITAÇÃO FUNCIONAL PARA MEMBROS SUPERIORES.**”.

Pesquisador responsável: Prof. MS. Rodrigo Cappato de Araújo

Orientador responsável: Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa

Desenvolver metodologia para o controle de um sistema de reabilitação funcional para membro superior, ou seja, que permita movimentos de cotovelo, punho e mão, controlados por meio de sinais eletromiográficos. Além de avaliar sua aplicabilidade na reabilitação de pacientes com seqüelas de AVE.

Eu \_\_\_\_\_ RG \_\_\_\_\_

Abaixo assinado, tendo recebido as informações sobre esta pesquisa, e ciente dos procedimentos e direitos abaixo descritos, concordo em participar.

Estou ciente que participarei de um trabalho de pesquisa, em que poderei ser escolhido através de um sorteio para participar da pesquisa em um dos 3 grupos, podendo participar de um grupo de pessoas (grupo 1) que será submetido a 24 sessões de Fisioterapia, no qual serão realizados exercícios para ganho de movimento, força e alongamento dos músculos do membro superior. No entanto, estou ciente que poderei ser selecionado para o grupo de pessoas (grupo 2) que será submetido, a um programa de 24 sessões, onde realizarei várias vezes os movimentos de esticar e dobrar o cotovelo e abrir e fechar a mão. No entanto, estou ciente que os responsáveis pela pesquisa farão medições como uma fita métrica em áreas do meu braço e antebraço para colocar eletrodos, que serão fixados com fita adesiva. Estes eletrodos serão ligados a um computador, e nele eu irei visualizar o quanto de força estarei fazendo em cada movimento. Poderei também, ser selecionado para o grupo de pessoas (grupo 3) submetidas a 24 sessões, onde serão realizados movimentos do braço com auxílio de uma órtese comandada por pequenos motores. Estou ciente que esses motores auxiliaram a movimentação do cotovelo e da mão, e que a órtese consiste numa luva de malha e duas barras de plástico (uma fixada no braço e outra no antebraço por meio de velcro) ligadas por uma

dobradiça localizada na região do cotovelo. Estou ciente que serão colocados eletrodos no meu antebraço e braço e a atividade muscular captada por esses eletrodos é que farão com que os motores liguem ou desliguem. Estou ciente que não corro risco de lesões ou choques elétricos e que este experimento não trará nenhum tipo de desconforto ou risco a minha saúde. Também estou ciente que não serei submetido a nenhum tipo de tratamento sem ter conhecimento ou sem meu consentimento e que a minha participação neste estudo é voluntária podendo me desligar desta pesquisa a qualquer momento sem que isso incorra em qualquer penalidade ou prejuízo à minha pessoa. Tenho conhecimento que não receberei nenhum tipo de auxílio financeiro decorrentes da participação na pesquisa. Eu entendo que não existe nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa vir a me beneficiar em função de minha participação neste estudo. As informações obtidas nesta pesquisa não serão de maneira alguma associadas a minha identidade e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem minha autorização oficial. Estas informações poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, desde que fiquem resguardados a minha total privacidade e meu anonimato.

Para questões relacionadas a este estudo, contate:

**Prof. Ms. Rodrigo Cappato de Araújo**

Universidade de Pernambuco- UPE

Fone: (87) 8813-4446 e-mail: [rodrigo.cappato@upe.br](mailto:rodrigo.cappato@upe.br)

End: R. Augusto Carlos Brandão, 98 apto 101F, Centro - Petrolina – PE

**Comitê de Ética e Pesquisa – UPE**

Av. Agamenon Magalhães S/N, Santo Amaro – Recife – PE

CEP 50.100-010

Os responsáveis pelo estudo me explicarão todos os riscos envolvidos, a necessidade da pesquisa e se prontificaram a responder todas as minhas questões sobre o experimento. Eu aceitei participar deste estudo de livre e espontânea vontade. Entendo que é meu direito manter uma cópia deste consentimento.

Petrolina, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2009

Assinatura do Voluntário: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Prof. MSc. Rodrigo Cappato de Araújo  
Pesquisador Responsável

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa  
Orientador Responsável

**APÊNDICE B –  
COMPONENTE DE MOTRICIDADE DO MEMBRO SUPERIOR DA ESCALA  
FUGL-MEYER**

---

**PARTE A – OMBRO / COTOVELO / ANTEBRAÇO**

---

*Avaliação da atividade reflexa*

---

Descrição: Percutir sobre os tendões do bíceps e tríceps

Bíceps: ( ) 0 - Nenhuma atividade reflexa

( ) 2 - Presença de atividade reflexa

Tríceps: ( ) 0 - Nenhuma atividade reflexa

( ) 2 - Presença de atividade reflexa

**Pontuação total:** \_\_\_\_\_

---

*Atividade voluntária*

---

a) Sinergia Flexora: Paciente sentado, flexionar o cotovelo até atingir sua orelha, com o cotovelo totalmente flexionado, ombro abduzido em pelo menos 90° e com escápula retraída, rodada e elevada.

Escápula Retraída:

( ) 0 – a atividade não foi completada

( ) 1 – a atividade foi completada parcialmente

( ) 2 – a atividade foi desempenhada perfeitamente

Escápula Elevada:

( ) 0 – a atividade não foi completada

( ) 1 – a atividade foi completada parcialmente

( ) 2 – a atividade foi desempenhada perfeitamente

Ombro Abduzido a 90°:

( ) 0 – a atividade não foi completada

( ) 1 – a atividade foi completada parcialmente

( ) 2 – a atividade foi desempenhada perfeitamente

Ombro com Rotação Externa:

( ) 0 – a atividade não foi completada

( ) 1 – a atividade foi completada parcialmente

( ) 2 – a atividade foi desempenhada perfeitamente

Cotovelo Flexionado:

( ) 0 – a atividade não foi completada

( ) 1 – a atividade foi completada parcialmente

( ) 2 – a atividade foi desempenhada perfeitamente

Antebraço Supinado:

( ) 0 – a atividade não foi completada

( ) 1 – a atividade foi completada parcialmente

( ) 2 – a atividade foi desempenhada perfeitamente

**Pontuação total:** \_\_\_\_\_

b) Sinergia Extensora: Paciente sentado é orientado a aduzir e rodar internamente o

ombro e estender o antebraço em direção ao joelho contralateral, com o antebraço pronado. A posição inicial pode ser a sinergia flexora, caso ele não sustente esta, pode ser posicionado passivamente.

Ombro aduzido e rodado internamente:

- 0 – a atividade não foi completada
- 1 – a atividade foi completada parcialmente
- 2 – a atividade foi desempenhada perfeitamente

Cotovelo estendido:

- 0 – a atividade não foi completada
- 1 – a atividade foi completada parcialmente
- 2 – a atividade foi desempenhada perfeitamente

Antebraço Pronado:

- 0 – a atividade não foi completada
- 1 – a atividade foi completada parcialmente
- 2 – a atividade foi desempenhada perfeitamente

**Pontuação total:** \_\_\_\_\_

*Atividades com uso alternado das sinergias flexora e extensora*

a) Paciente sentado é instruído a posicionar a mão na coluna lombar:

- 0 – a atividade não foi completada
- 1 – a mão ultrapassou a linha da espinha ilíaca ântero-superior
- 2 – a atividade foi desempenhada perfeitamente

b) Paciente sentado é instruído a levantar o braço a 90°. O cotovelo deve ser mantido estendido e antebraço neutro.

- 0 – a atividade não foi completada ou apresentou abdução e flexão do cotovelo no início do movimento.
- 1 – a atividade foi completada parcialmente ou apresentou abdução e flexão do cotovelo no fim do movimento.
- 2 – a atividade foi desempenhada perfeitamente

c) Paciente sentado, com ombro a 0° de flexão, cotovelo flexionado a 90°, é instruído a realizar pronação e supinação do antebraço.

- 0 - a posição inicial não pode ser obtida, ou não conseguiu realizar os movimentos
- 1 - realizou os movimentos com amplitude reduzida
- 2 - a atividade foi desempenhada perfeitamente

**Pontuação total:** \_\_\_\_\_

*Atividade voluntária desempenhada com pouco sinergismo*

a) Paciente sentado é instruído a realizar abdução do ombro a 90°, com cotovelo estendido e antebraço pronado.

- 0 – a atividade não foi completada ou não conseguiu manter a posição
- 1 – a atividade foi completada parcialmente ou durante o movimento o cotovelo apresentou flexão e o antebraço não ficou pronado
- 2- atividade foi desempenhada perfeitamente

- 
- b) Paciente sentado foi instruído a realizar flexão do ombro de 90 a 180°, com cotovelo estendido e antebraço neutro.
- ( ) 0 – a atividade não foi completada ou apresentou abdução e flexão do cotovelo no início do movimento.
- ( ) 1 – a atividade foi completada parcialmente ou apresentou abdução e flexão do cotovelo no fim do movimento.
- ( ) 2 – a atividade foi desempenhada perfeitamente
- c) Pronação e supinação do antebraço com o cotovelo estendido e o ombro posicionado entre 30 e 90° de flexão
- ( ) 0 – a posição inicial não pode ser mantida ou não realizou os movimentos
- ( ) 1- realizou os movimentos de forma incompleta
- ( ) 2 – a atividade foi desempenhada perfeitamente

**Pontuação total:** \_\_\_\_\_

---

*Atividade reflexa normal*

- 
- ( ) 0 – Dois a três reflexos exacerbados
- ( ) 1 – Caso exista 1 reflexo exacerbado e 2 reflexos presentes
- ( ) 2- Um reflexo presente e nenhum exacerbado

**Pontuação total:** \_\_\_\_\_

---

**PARTE B - PUNHO**

---

*Estabilidade de punho*

- 
- a) Paciente sentado com ombro a 0°, cotovelo a 90° e antebraço totalmente pronado, é instruído a estender o punho a aproximadamente 15° (avaliador aplicar resistência ao movimento)
- ( ) 0 – não realiza a atividade
- ( ) 1- realiza a extensão mas não suporta a resistência
- ( ) 2- atividade foi desempenhada perfeitamente
- b) Paciente sentado com ombro a 0°, cotovelo a 90° e antebraço totalmente pronado, é instruído a realizar os movimentos de flexão e extensão de punho
- ( ) 0 – não realiza a atividade
- ( ) 1 – não realiza a atividade de forma ativa
- ( ) 2 – atividade foi desempenhada perfeitamente
- c) Teste de estabilidade do punho com ombro levemente flexionado, cotovelo estendido e antebraço pronado, é instruído a estender o punho a aproximadamente 15° (avaliador aplicar resistência ao movimento)
- ( ) 0 – não realiza a atividade
- ( ) 1- realiza a extensão mas não suporta a resistência
- ( ) 2- atividade foi desempenhada perfeitamente
- d) Teste de estabilidade do punho com ombro levemente flexionado, cotovelo estendido e antebraço pronado, é instruído a realizar os movimentos de flexão e extensão de punho
-

- 
- 0 – não realiza a atividade
  - 1 – não realiza a atividade de forma ativa
  - 2 – atividade foi desempenhada perfeitamente

e) Paciente sentado, ombro flexionado, cotovelo estendido e antebraço pronado é instruído a realizar circundução do punho.

- 0 – não realiza a atividade
- 1 – movimento desarmônico
- 2 – atividade foi desempenhada perfeitamente

**Pontuação total:** \_\_\_\_\_

---

### PARTE C - MÃO

---

a) Flexão em massa:

- 0 – não ocorre flexão
- 1 – flexão incompleta
- 2 – flexão completa

b) Extensão em massa:

- 0 – não ocorre extensão
- 1 – extensão incompleta
- 2 – extensão completa

c) Preensão I – flexão de interfalângianas

- 0 – não realiza
- 1 – Preensão fraca
- 2- Preensão resistente

d) Preensão II – Adução do polegar contra primeira articulação metacarpofalângiana (sustentar um papel)

- 0 – não realiza
- 1 – preensão fraca – papel é retirado pelo avaliador
- 2 – preensão forte

e) Preensão III – Pinça bidigital com lápis interposto

- 0 – não realiza
- 1 – preensão fraca – lápis retirado facilmente
- 2 – preensão forte

f) Preensão IV – Segurar uma lata ou copo

- 0 – não realiza
- 1 – preensão fraca – lata ou copo retirados facilmente
- 2 – preensão forte

g) Preensão V – Cilíndrica

- 0 – não realiza
  - 1 – preensão fraca
-

---

( ) 2 – preensão forte

**Pontuação total:** \_\_\_\_\_

---

**PARTE D – VELOCIDADE E COORDENAÇÃO**

---

*Paciente realiza teste índice-nariz, 5 vezes o mais rápido possível*

- a) Tremor
- ( ) 0 – acentuado
- ( ) 1 – Leve ou discreto
- ( ) 2 – Ausente

- b) Dismetria
- ( ) 0 – acentuada
- ( ) 1 – Leve ou discreto
- ( ) 2 – Ausente

- c) Velocidade
- ( ) 0 – Demora mais que 6 segundos em relação ao lado não afetado
- ( ) 1 – dois a cinco segundos mais lento
- ( ) 2 – Menos de 2 segundos de diferença

**Pontuação total:** \_\_\_\_\_

---

**Pontuação Fugl-Meyer:** \_\_\_\_\_ **Máx. 66 pontos**

**APENDICE C**  
**Escala modificada de Ashworth**

<b>SCORE</b>	<b>GRAU DE TONUS MUSCULAR</b>
<b>1</b>	Sem aumento de tonus
<b>2</b>	Leve aumento de tônus (canivete)
<b>3</b>	Moderado aumento de tonus
<b>4</b>	Aumento do tônus acentuado
<b>5</b>	Rigidez em flexão ou extensão

## APENDICE D

### Descrição das tarefas – TEMPA

#### **Tarefa 1: Pegar e transportar um pote (tarefa unilateral)**

A pessoa avaliada pega um pote de café (100g, cheio até a metade) colocado sobre a plataforma superior, na extremidade contralateral do membro superior avaliado. Ela deverá levá-lo e largá-lo no centro da plataforma inferior.

#### **Tarefa 2: Abrir um pote e pegar uma colher de café (tarefa bilateral)**

O avaliado pega um pote de café colocado sobre a plataforma inferior e, em seguida, abre-o (a tampa deve estar moderadamente apertada). Em seguida, pega uma colher (a qual está colocada dentro da xícara, com o cabo apontado para o avaliado; xícara com a asa virada para a esquerda), tira do pote uma colher cheia de café e coloca na xícara. Em seguida, o avaliado deve fechar o pote e colocá-lo no lugar de partida, para finalizar a tarefa. A xícara não precisa ser pega.

#### **Tarefa 3: Pegar uma jarra e servir água (tarefa unilateral)**

O avaliado pega uma jarra, contendo 400 ml de água, coloca no centro da plataforma superior (com o cabo voltado para a direita, caso o avaliado inicie a tarefa com a mão direita). O avaliado deve levar a jarra ao nível da plataforma inferior e encher três quartos do copo, o qual se encontra ao lado avaliado. Após ter largado a jarra, com a mesma mão, a pessoa toca o queixo com o copo e recoloca-o sobre a mesa. Essa tarefa é repetida com a outra mão. No caso da mão esquerda, o copo é colocado sobre a plataforma inferior e o cabo da jarra é virado para a esquerda.

#### **Tarefa 4: Abrir uma fechadura e um recipiente contendo pílulas (tarefa bilateral)**

O avaliado deve pegar uma chave, que se encontra sobre a borda das parte vertical no fundo da plataforma inferior (a cabeça da chave para frente, no vazio) e usá-la para abrir a porta do armário sobre a plataforma superior virando a chave. Para facilitar a manipulação da chave e a abertura do armário, os dentes da chave são colocados à direita se a pessoa usa principalmente esta mão e vice-versa. O examinador lhe pede para pegá-la com pinça lateral (polegar para cima) e abrir a porta do armário. A pessoa deixa a chave na fechadura e pega o recipiente contendo pílulas que está dentro do armário. Após ter aberto, ela retira dois comprimidos, fecha o recipiente e deposita tudo sobre a mesa.

#### **Tarefa 5: Escrever e colar um selo**

O participante copia no centro de um envelope as palavras 'INPS BRASIL'. Em seguida, ele cola, no canto superior direito, um selo de tamanho regular. O envelope, o selo e o lápis são colocados na plataforma inferior. A pessoa pode deslocar o envelope para ficar mais à vontade para escrever. O modelo do envelope escrito e com selo é colocado na frente da pessoa, no fundo da plataforma inferior. Se a pessoa é analfabeta, solicita-se que escreva seu nome.

#### **Tarefa 6: Embaralhar jogo de cartas (tarefa bilateral)**

A pessoa avaliada pega um baralho de cartas, amarradas com elástico simples, que está colocada no fundo da plataforma inferior centralizadamente. Ela tira o elástico, separa as cartas três vezes (na mesma posição de embaralhar cartas) e coloca, em seguida, cinco cartas sobre a plataforma inferior em frente a ela, uma ao lado da outra. A pessoa larga o baralho e, finalmente, recolhe as cartas uma por uma, deslizando-as até a borda da mesa, como normalmente faz quando joga cartas.

#### **Tarefa 7: Manipular dinheiro (tarefa unilateral)**

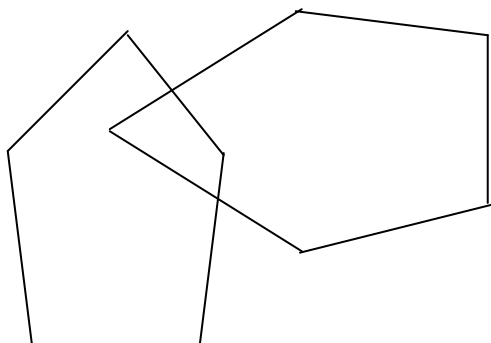
A pessoa avaliada pega quatro moedas (R\$1,00, R\$0,50, R\$0,25 e R\$0,10) dispostas em ordem crescente, uma sobre a outra (a maior em cima) sobre a plataforma inferior, no local predeterminado. Ela deve inseri-las no lugar previsto ao nível do armário da plataforma superior. Esta tarefa deve ser repetida com ambas as mãos.

**Tarefa 8: Pegar e transportar objetos pequenos (tarefa unilateral)**

A pessoa avaliada pega, um a um, cinco objetos pequenos (alfinete, palito de dentes, botão preto, porca e prego) que se encontram sobre a plataforma inferior, sobre um pedaço de material antiderrapante para estabilizar. O participante coloca os objetos pequenos em um recipiente de vidro colocado ipsilateralmente ao lado avaliado. Essa tarefa deve ser repetida com ambas as mãos.

**APENDICE E****MINI-MENTAL - Mini-exame do Estado Mental****ORIENTAÇÃO****PONTOS**

Dia da semana	1
Dia do mês	1
Mês	1
Ano	1
Hora aproximada	1
Local específico (apartamento ou setor)	1
Instituição (hospital, residência, clínica)	1
Bairro ou rua próxima	1
Cidade	1
Estado	1
<b>MEMÓRIA IMEDIATA</b>	
Vaso, carro, tijolo	3
<b>ATENÇÃO E CÁLCULO</b>	
100-7 sucessivos	5
<b>EVOCAÇÃO</b>	
Recordar as três palavras	3
<b>LINGUAGEM</b>	
Nomear um relógio e uma caneta	2
Repetir: "Nem aqui, nem ali, nem lá"	1
Comando: "Pegue este papel com sua mão direita, dobre-o ao meio e coloque-o no chão"	3
Ler e obedecer: "Feche os olhos"	1
Escrever uma frase	1
Copiar um desenho	1
<b>PONTUAÇÃO</b>	<b>30</b>
<b>SOLETRAR</b>	
Solettar a palavra "mundo" de trás para frente	5
<b>Pontuação 30</b>	<b>30</b>
<b>FECHE OS OLHOS</b>	



## ANEXO 1



UNIVERSIDADE DE PERNAMBUCO  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



## PARECER

Registro CEP/UPE: 041/09                      Registro CAAE: 0040.0.097.000-09  
 Área de Conhecimento: Ciências da Saúde/Fisioterapia/Terap.      Grupo: III  
 Instituição de Origem: Universidade de Pernambuco-Campus Petrolina  
 Título: Desenvolvimento e avaliação de um sistema de reabilitação funcional  
 para membros superiores.  
 Pesquisador(a) Responsável: Rodrigo Cappato de Araújo

O plenário do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Pernambuco CEP/UPE, em sua reunião ordinária realizada no dia 07/04/09, no exercício de suas atribuições legais e em consonância com as Resoluções do Conselho Nacional da Saúde, resolve considerar **"APROVADO"** o projeto referenciado no caput deste documento.

O CEP/UPE informa ao pesquisador que tem por obrigação:

- Comunicar toda e qualquer alteração do projeto e/ou do TCLE. Nestas circunstâncias, a inclusão de pacientes deve ser temporariamente suspensas até a resposta do Comitê, após análise das mudanças propostas;
- Comunicar imediatamente qualquer evento adverso ocorrido durante o desenvolvimento do estudo;
- Apresentar relatório parcial e o final até 60 dias após o término da pesquisa.


O CEP/UPE agradece a oportunidade de poder contribuir na apreciação do referido projeto e encontra-se à disposição para quaisquer esclarecimentos que se fizerem necessários.

Certo de oportunamente poder contar com nova apreciação, reitero votos de sucesso.

Recife, 14 de abril de 2009.


  
 Prof. Dr. Antonio Pereira Filho  
 Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa  
 da Universidade de Pernambuco

## ANEXO 2

 Australian New Zealand Clinical Trials Registry	<a href="#">Home</a>	<a href="#">Login</a>	<a href="#">Contact us</a>	<a href="#">Feedback</a>	
	Australian New Zealand Clinical Trials Registry				
<a href="#">Register Trial</a>		<a href="#">Trial Search</a>	<a href="#">Latest News</a>	<a href="#">FAQ</a>	<a href="#">About Us</a>

**Trial Details**

 indicate updates made to monitored data item(s) since trial registration. These data item(s) are monitored to ensure they comply with the WHO / journal editors standards.

---

[View Trial at Registration](#)
[View History](#)

<b>Request Number:</b>	335572
<b>ACTR Number:</b>	ACTRN12610000473066
<b>Trial Status:</b>	Registered
<b>Date Submitted:</b>	2/06/2010
<b>Date Registered:</b>	10/06/2010

**Page 1**

<b>Public title:</b>	Development and evaluation of a functional rehabilitation system for upper extremity function in stroke patients.
<b>ANZCTR registration title:</b>	Effects of physiotherapy, Electromyography (EMG) feedback and EMG-Controlled Exoskeletal on Upper Limb Recovery after Stroke.
<b>Secondary ID:</b>	none

## ANEXO 3

## Escala de PEDro – Português

---

1. Os critérios de elegibilidade foram especificados	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
2. Os sujeitos foram aleatoriamente distribuídos por grupos (num estudo crossover, os sujeitos foram colocados em grupos de forma aleatória de acordo com o tratamento recebido)	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
3. A distribuição dos sujeitos foi cega	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
4. Inicialmente, os grupos eram semelhantes no que diz respeito aos indicadores de prognóstico mais importantes	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
5. Todos os sujeitos participaram de forma cega no estudo	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
6. Todos os fisioterapeutas que administraram a terapia fizeram-no de forma cega	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
7. Todos os avaliadores que mediram pelo menos um resultado-chave, fizeram-no de forma cega	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
8. Medições de pelo menos um resultado-chave foram obtidas em mais de 85% dos sujeitos inicialmente distribuídos pelos grupos	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
9. Todos os sujeitos a partir dos quais se apresentaram medições de resultados receberam o tratamento ou a condição de controlo conforme a distribuição ou, quando não foi esse o caso, fez-se a análise dos dados para pelo menos um dos resultados-chave por “intenção de tratamento”	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
10. Os resultados das comparações estatísticas inter-grupos foram descritos para pelo menos um resultado-chave	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:
11. O estudo apresenta tanto medidas de precisão como medidas de variabilidade para pelo menos um resultado-chave	não <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> onde:

---