## **DÉBORA COUTO DE MELO CARRIJO**

# Validação do instrumento de medida da resistência da musculatura espástica flexora de punho e dedos

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia - Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo como parte dos requisitos para a obtenção do título de doutor em Ciências.

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientadora: Profa Dra Valéria Meirelles Carril Elui

Versão Corrigida

São Carlos, 2013 AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Carrijo, Débora Couto de Melo C316v Validação do instrumento de

Validação do instrumento de medida da resistência da musculatura espástica flexora de punho e dedos / Débora Couto de Melo Carrijo; orientadora Valéria Meirelles Carril Elui. São Carlos, 2013.

Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia e Área de Concentração em Bioengenharia -- Escola de Engenharia de São Carlos; Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto; Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo, 2013.

1. avaliação. 2. espasticidade. 3. punho. 4. AVE. I. Título.



## Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia EESC / FMRP / IQSC

## DÉBORA COUTO DE MELO CARRIJO

Título: "Validação do instrumento de medida da resistência da musculatura espástica flexora de punho e dedos".

TESE APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO INTERUNIDADES BIOENGENHARIA EESC/FMRP/IQSC DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE DOUTOR EM CIÊNCIAS NA ÁREA DE BIOENGENHARIA.

Aprovada em: 17/01/2013

Prof <sup>a</sup> . Dr <sup>a</sup> . Valéria Meirelles Carril Elui (ORIENTADORA)	Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP
Resultado: <u>aprovada</u>	Assinatura: Valeria MC Ely
Prof. Dr. João Eduardo de Araujo	Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP
Resultado: APADVA	Assinatura:
Prof <sup>a</sup> . Dr <sup>a</sup> . Anamaria Siriani de Oliveira	Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP
Resultado: a provada	Assinatura:
Prof <sup>a</sup> . Dr <sup>a</sup> . Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes	Universidade Federal do Triângulo Mineiro -
Resultado: <u>aprovada</u>	Assinatura: AODO Cartinho
Prof. Dr. Antonio Carlos Shimano	Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP
Resultado: Aprovada	Assinatura:

### Dedicatória

À minha mãe Maria, quem sempre desejou muito a finalização dessa etapa, mas que foi levada por Deus no decorrer desse trabalho, no entanto, não deixou de ser vivida intensamente dentro de mim para que juntas alcançássemos o nosso objetivo.

Mãe, as grandes lições de minha vida, aprendi com você!

#### **AGRADECIMENTOS**

Terminar o doutorado é uma verdadeira conquista, mas esse percurso nunca é solitário. Para isso contei com muitos "anjos" colocados em meu camiho, no lugar e hora certa, dispondo-se a facilitar, abrir portas ou simplesmente me ouvir.

Profa Valéria Elui, para mim, exemplo de pessoa, amiga e profissional. Com muita energia, planejou junto, se disponibilizou ao novo, mostrou-me o que já conhecia, abriu caminhos e confiou. Minha gratidão por seu apoio incondicional!

Júnior, marido querido, determinado e objetivo. Seu jeito de olhar a vida me ensina muito. Precisei, procurei e encontrei em você a força necessária para seguir a diante. Meu amor, obrigada por acreditar e estar comigo todos esses anos.

Doca, Mariolga e Estela: sei que sem o apoio de vocês se dispondo a deixar compromissos de lado para cuidar com amor dos meus pequenos filhos eu não teria força nem possibilidade de ir e vir. Vocês foram fundamentais!

Pai, Ducélia e Davi, perdão pela minha ausência nesse momento tão delicado de nossa família. Vocês são meu porto seguro!

Filhos, André e Heitor, que chegaram durante essa caminhada e deram o novo sentido à minha vida. Vocês são meus combustíveis! Hoje sou por vocês!

Prof<sup>o</sup> Shimano, grande sábio com quem pude conviver: seus ensinamentos estão comigo para sempre!

Agradeço aos colegas da Uniara, em especial à prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Celi Crepaldi, que com sua experiência pode me compreender e apoiar. A todos os docentes do Curso de Terapia Ocupacional, especialmente às amigas: Adriana Araújo, Beatriz Ramalho, Cristiane Carneiro, Kelsilene Prado, Silvia Negrini e Valquíria Josué.

Aos docentes do Curso de Terapia Ocupacional da USP Ribeirão, especialmente à Carla Santana, por quem a minha admiração só aumentou ao longo dos anos. Maria Paula Panúncio que com sua habilidade em acolher, prontamente viabilizou a minha entrada no CIR. Amigo Leonardo Kebbe, que me permitiu uma convivência sincera e amiga: sua energia é sempre um combustível em minha vida!

A coleta de dados não seria viável sem a contribuição das equipes do CER, do Ambulatório de Neurovascular do HC-FMRP-USP e do CIR. Minha sincera gratidão: Thaura Eiras, Dr<sup>a</sup> Carolina Souza, Gisele Oliveira, Marcia Frateschi, Daniela Goia, Milena Maretti e as estudantes de TO Ágada Otremari, Iara Botelho, Priscila Providelo, Maiara Souza.

#### **RESUMO**

CARRIJO, D.C.M. Validação do instrumento de medida da resistência da musculatura espástica flexora de punho e dedos. 2013. 113f. Tese (doutorado). Programa de Pós Graduação Interunidades Bioengenharia EESC/FMRP/IQSC, Universidade de São Paulo, São Carlos/SP, 2013.

A espasticidade é uma das alterações decorrentes do Acidente Vascular Encefálico limitação no tônus muscular podendo causa comprometimentos funcionais nos membros superiores. Pela característica do tecido neurológico lesado, frequentemente ocorre a cronificação das sequelas e incapacidades e atuar na minimização desses comprometimentos é objetivo dos profissionais da saúde. No entanto, há dificuldades na escolha da intervenção, análise de sua eficácia e aprimoramento dos estudos na área da reabilitação decorrentes da limitação nas estratégias de avaliação, sendo que nessa área as escalas são utilizadas com frequência. Dessa forma, esse estudo buscou desenvolver e validar a utilização clínica de um instrumento de medida da resistência isométrica ao estiramento passivo do grupo muscular flexor do punho em adultos e idosos com espasticidade decorrente do AVE. Foi desenvolvido um instrumento portátil capaz de medir a resistência da musculatura com um torquímetro. Foram realizados testes para analisar a validade, confiabilidade, sensibilidade e praticabilidade. Os testes foram feitos com os sujeitos sentados e com o antebraço e mão fixados no aparelho em seis diferentes posições do arco do movimento do punho, sendo que a articulação permaneceu estável por 20 segundos em cada posição. Foi realizada a avaliação de 108 sujeitos. A avaliação unilateral foi realizada em 21 sujeitos sem lesão neurológica e 27 sujeitos com AVE. A avaliação bilateral por dois examinadores foi realizada em 60 sujeitos, sendo 19 sem lesão e 41 com lesão neurológica. O instrumento mostrou-se capaz de mensurar as diferenças da resistência da musculatura em cinco das seis posições sendo relevante salientar que o instrumento foi sensível para apresentar a diferença entre população normal e com lesão e posteriormente apresentando a diferença entre lado comprometido e não comprometido. Os testes inter-examinadores mostraram boa correlação, no entanto, considerou-se a distribuição da segunda avaliação mais uniforme, sugerindo que se deve padronizar o uso para que o examinador realize a sequência de avaliação do arco do movimento por, no mínimo, duas vezes. Evidenciou-se ainda que o instrumento foi sensível para graduar a intensidade da seguela utilizando-se da comparação entre o lado não comprometido e o comprometido, sempre que a sequela seja apenas do hemicorpo visto que a graduação atribuída pela Escala Modificada de Ashworth possibilitou identificar correlação com as resistências apenas na avaliação grau 3, sendo que nos demais graus, não houve evidência estatística, corroborando com os também apresentados na literatura. Sugere-se, como continuidade do estudo, correlacionar os dados obtidos da avaliação da resistência estática à dinâmica. Esse instrumento desenvolvido pode ser utilizado para avaliação dos efeitos de órteses posicionadoras de punho, contribuindo assim, para o aprimoramento das estratégias de reabilitação.

Palavras-chave: espasticidade, avaliação, punho, AVE.

#### **ABSTRACT**

CARRIJO, D.C.M. Validation of the instrument to measure the resistance of the spastic flexor muscles of the wrist and fingers. 2013. 113f. Programa de Pós Graduação Interunidades Bioengenharia EESC/FMRP/IQSC, Universidade de São Paulo, São Carlos/SP, 2013.

Spasticity is one of the changes resulting from stroke which causes limitation in muscle tone and may cause severe functional impairment of the upper limbs. For the feature damaged neurological tissue often occurs chronicity of disabilities and act on these commitments is minimization objective of health professionals. However, there are difficulties in the choice of intervention, analysis and improvement of its effectiveness studies in rehabilitation due to limitations in assessment strategies, and this area scales are frequently used. Thus, this study sought to develop and validate the clinical use of an instrument for measuring isometric resistance to passive stretching of the wrist flexor muscle group in adult and elderly patients with spasticity due to stroke. We developed a portable instrument capable of measuring the muscular strength of a torquemeter. Tests were conducted to examine the validity, reliability, sensitivity and practicability. Tests were performed with the subjects seated with the forearm and hand set in the apparatus in six different positions of the arc of movement of the wrist, and the joint remained stable for 20 seconds at each position. Our evaluation of 108 subjects. The evaluation was performed unilaterally in 21 subjects without neurological injury and 27 subjects with stroke. A bilateral assessment by two examiners was performed in 60 subjects, 19 with and 41 without injury neurological injury. The instrument was able to measure differences in muscle strength in five of the six positions is important to note that the instrument was sensitive to show the difference between normal population and with injury and presents the difference between the affected and non-affected. The tests showed good inter-rater correlation, however, was considered a distribution more uniform the second evaluation, suggesting that it should use to standardize the examiner performs the evaluation sequence of the arc of movement by at least twice. It is further demonstrated that the instrument was sensitive to grade the intensity of the sequel using comparing the committed and uncommitted side where the sequel of the hemisphere is only seen that the graduation given by the Modified Ashworth Scale possible to identify a correlation with resistance only in the evaluation grade 3, and in the remaining degrees, there was no statistical evidence, corroborating also presented in the literature. It is suggested, as a continuation of the study, correlate data obtained from the evaluation of the resistance to static dynamic. This tool developed can be used to assess the effects of splint of wrist, thus contributing to the improvement of rehabilitation strategies

Keywords: spasticity, assessment, wrist, stroke.

# LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - MODIFICAÇÕES NAS PONTUAÇÕES ATRIBUIDAS ATRAVÉS DA
ESCALA DE ASHWORTH30
TABELA 2 - RESULTADO DA RESISTÊNCIA (N.M) COM SACOS DE AREIA 56
TABELA 3 – RESULTADOS DAS AVALIAÇÕES DOS SUJEITOS NORMAIS62
TABELA 4 - RESULTADOS DAS AVALIAÇÕES DOS SUJEITOS COM SEQUELA
<i>DE AVE</i> 65
TABELA 5 - SUJEITOS COM LESÃO NEUROLÓGICA DE ACORDO COM A
ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH66
TABELA 6 - RESISTÊNCIA NOS DIFERENTES ÂNGULOS DO PUNHO NOS
SUJEITOS COM PONTUAÇÃO 4 DE ACORDO COM A ESCALA MODIFICADA
DE ASHWORTH66
TABELA 7 - RESISTÊNCIA NOS DIFERENTES ÂNGULOS DO PUNHO NOS
SUJEITOS COM PONTUAÇÃO 3 DE ACORDO COM A ESCALA MODIFICADA
DE ASHWORTH67
TABELA 8 - RESISTÊNCIA NOS DIFERENTES ÂNGULOS DO PUNHO DENTRE
OS SUJEITOS COM PONTUAÇÃO 2 DE ACORDO COM A ESCALA
MODIFICADA DE ASHWORTH68
TABELA 9 - RESISTÊNCIA NOS DIFERENTES ÂNGULOS DO PUNHO DENTRE
OS SUJEITOS COM PONTUAÇÃO 1+ DE ACORDO COM A ESCALA
MODIFICADA DE ASHWORTH68
TABELA 10 - RESISTÊNCIA NOS DIFERENTES ÂNGULOS DO PUNHO DENTRE
OS SUJEITOS COM PONTUAÇÃO 1 DE ACORDO COM A ESCALA
MODIFICADA DE ASHWORTH69
TABELA 11 - MÉDIA GERAL ENTRE OS SUJEITOS COM ESPASTICIDADE NAS
DIFERENTES POSIÇÕES DE PUNHO69
TABELA 12 - POSIÇÃO DE PUNHO E COEFICIENTE DE CORRELAÇÃO DE
SPERMAN70
TABELA 13 - CARACTERIZAÇÃO GERAL DA POPULAÇÃO DA SEGUNDA
FASE DO ESTUDO71

TABELA 14 - MÉDIAS DA RESISTÊNCIA DA POPULAÇÃO SEM LESÃO
NEUROLÓGICA72
TABELA 15 - MÉDIAS DA RESISTÊNCIA DOS SUJEITOS COM LESÃO
NEUROLÓGICA73
TABELA 16 - COMPARAÇÃO DE VARIAÇÃO DE TORQUE ENTRE "AVALIAÇÃO
1" E "AVALIAÇÃO 2"79
TABELA 17 - "AVALIAÇÃO 1": MÉDIAS E DESVIOS PADRÃO (DP) DE
VARIAÇÃO DE TORQUE (N.M)79
TABELA 18 - "AVALIAÇÃO 2": MÉDIAS E DESVIOS PADRÃO (DP) DE
VARIAÇÃO DE TORQUE (N.M)80
TABELA 19 - DIFERENÇAS ENTRE OS DOIS MEMBROS82
TABELA 20 - MÉDIAS DAS AVALIAÇÕES AGRUPADAS DE ACORDO COM
ASHWORTH83
TABELA 21 - MÉDIAS E DESVIOS PADRÃO(DP) DE VARIAÇÃO DE TORQUE
(N.M) CORRESPONDENTES AOS ESCORES DA ESCALA DE ASHWORTH84
TABELA 22 - COEFICIENTES DE CORRELAÇÃO DE PEARSON (R) ENTRE
VARIAÇÃO DE TORQUE E VARIÁVEIS QUANTITATIVAS DO ESTUDO
(SIGNIFICATIVO PELO TESTE T DE STUDENT SE P≤0,05)85
TABELA 23 - MÉDIAS E DESVIOS PADRÃO (DP) DE VARIAÇÃO DE TORQUE
(N.M) DE ACORDO COM O GÊNERO E LESÃO NEUROLÓGICA86
TABELA 24 - MÉDIAS E DESVIOS PADRÃO (DP) DE VARIAÇÃO DE TORQUE
(N.M) DE ACORDO COM A EXISTÊNCIA DE TRATAMENTO E LESÃO
NEUROLÓGICA86
TABELA 25 - MÉDIAS E DESVIOS PADRÃO (DP) DE VARIAÇÃO DE TORQUE
(N.M) DE ACORDO COM A EXISTÊNCIA DE ATIVIDADE DE TRABALHO E
LESÃO NEUROLÓGICA87

# LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - ESBOÇO EXPERIMENTAL DO INSTRUMENTO DE ANÁLISE DA
PRODUÇÃO DO TORQUE ISOCINÉTICO E ISOMÉTRICO3
FIGURA 2 - AVALIAÇÃO DE AVE UTILIZANDO CADEIRA BIODEX
ELETROMIOGRAFIA E CÉLULA DE CARGA34
FIGURA 3 - LUVA COM SENSORES PARA AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO MANUAI
30
FIGURA 4 - INSTRUMENTO PARA MEDIR ESPASTICIDADE EM AVE CRÔNICO
30
FIGURA 5 - INSTRUMENTO DE AVALIAÇÃO DO TORQUE DO TORNOZELO38
FIGURA 6 - IMAGEM ESQUEMÁTICA DO INSTRUMENTO DE AVALIAÇÃO DE
TORNOZELO ESPÁSTICO39
FIGURA 7 - DADOS GERAIS DA AMOSTRA44
FIGURA 8 - VISTA SUPERIOR DO INSTRUMENTO:52
FIGURA 9 - VISTA LATERAL DO INSTRUMENTO5
FIGURA 10 - EIXO DO APARELHO54
FIGURA 11 - INDICADOR DIGITAL54
FIGURA 12 - GRÁFICO GERADO PELO SOFTWARE "MK GRÁFICO VERSÃO
1.0.0.6/2004"55
FIGURA 13 - PESOS DE AREIA UTILIZADOS PARA CALIBRAÇÃO50
FIGURA 14 - MOBILIÁRIO UTILIZADO PARA AVALIAÇÃO58
FIGURA 15 - VISTA SUPERIOR DO POSICIONAMENTO DO PUNHO NO
INSTRUMENTO59

# LISTA DE GRÁGICOS

GRÁFICO 1 - FAIXA ETÁRIA DOS SUJEITOS COM LESÃO NEUROLÓGICA
AGRUPADA63
GRÁFICO 2 - TEMPO DE LESÃO EM MESES64
GRÁFICO 3 - TEMPO DE LESÃO AGRUPADO POR IDADE DOS SUJEITOS64
GRÁFICO 4 - "AVALIAÇÃO 1" MÉDIAS DAS POSIÇÕES DE PUNHO EM
SUJEITOS SEM LESÃO NEUROLÓGICA74
GRÁFICO 5 - "AVALIAÇÃO 2" MÉDIAS DAS POSIÇÕES DE PUNHO EM
SUJEITOS SEM LESÃO NEUROLÓGICA75
GRÁFICO 6 - "AVALIAÇÃO 1" MÉDIAS DAS POSIÇÕES DE PUNHO EM
SUJEITOS COM AVE76
GRÁFICO 7 - "AVALIAÇÃO 2" MÉDIAS DAS POSIÇÕES DE PUNHO EM
SUJEITOS COM AVE77
GRÁFICO 8 - BARRA DE ERROS COM INTERVALO DE CONFIANÇA DE 95% NA
AVALIAÇÃO 177
GRÁFICO 9 - BARRA DE ERROS COM INTERVALO DE CONFIANÇA DE 95% NA
AVALIAÇÃO 278

## **LISTA DE SIGLAS**

ADM AMPLITUDE DE MOVIMENTO

AVD ATIVIDADE DE VIDA DIÁRIA

AVE ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO

EMG ELETROMIOGRÁFICA

EVA ESCALA VISUAL ANALÓGICA DE DOR

# **SUMÁRIO**

1-INTRODUÇÃO	15
2 – OBJETIVOS	18
2.1 - Objetivo Geral	19
2.2 - Objetivos Específicos	19
3 – REVISÃO DE LITERATURA	20
3.1 - ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO (AVE)	21
3.2 - Espasticidade e alteração de força	23
3.3 - Avaliação	28
3.3.1 – Escalas	28
3.3.2 – Instrumentos mecânicos e métodos de utilização	32
4 – METODOLOGIA	41
4.1 – Caracterização do estudo e procedimentos éticos	.42
4.2 - Primeira etapa do estudo: do desenvolvimento do instrume	nto
aos testes de validade	.43
4.3 – Segunda etapa do estudo – avaliação dos sujeitos	.44
4.3.1 – Avaliação dos sujeitos- amostra	.44
4.3.2 – Instrumentos de avaliação	46
4.3.3 - Metodologia para coleta de dados com o instrumento	de
pesquisa	.46
4.4 – Análise dos dados	.48
4.4.1 – Metodologia estatística na primeira fase da segunda etapa	.48
4.4.2 – Metodologia estatística na segunda fase da segunda etapa	.49
5 – RESULTADOS	50
5.1 – Planejamento e adequação do protótipo	51
5.2 – Planejamento e construção da versão final	51
5.3 – Calibração - validade	55
5.4 – Padronização da utilização do equipamento	57

5.5 – Avaliação unilateral	61
5.6 – Avaliação bilateral	71
5.6.1 – Sujeitos sem sequelas de AVE	74
5.6.2 – Relação entre sujeitos com sequelas de AVE e normais	76
6 – DISCUSSÃO	88
7 – CONCLUSÃO	97
REFERÊNCIAS	100
APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (	(sem
lesão)	108
APÊNDICE B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	para
sujeitos com lesão neurológica	110
ANEXO A – Ofício de autorização do estudo	113

1- INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Encefálico (AVE), além de ser uma das maiores causa de morte no mundo, também é desencadeadora de sequelas incapacitantes principalmente em adultos e idosos sobreviventes. Diversas formas de minimizar as consequências das sequelas e propiciar qualidade de vida são utilizadas no processo de reabilitação, porém a forma de analisá-las ainda apresenta lacunas.

As sequelas podem estar relacionadas aos aspectos motores, sendo uma das mais comuns o aumento do tônus muscular (espasticidade) nas extremidades superiores e inferiores, alteração da comunicação e dos aspectos cognitivos, sequelas estas tratadas por profissionais habilitados, como fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais e fonoaudiólogos.

As estratégias de reabilitação são diversas, e descreveremos neste estudo os aspectos relacionados aos membros superiores como ao treino da movimentação, a repetição, uso exclusivo do membro ou a reaprendizagem utilizando diversos recursos terapêuticos que influenciam tanto a mobilidade articular quanto na função.

Focando os aspectos motores, essas estratégias estão comprometidas frente às dificuldades de mensuração e avaliação das limitações físicas causadas pela lesão. Embora com evidencias clínicas de melhora, algumas estratégias geram dúvidas em seu poder de recuperação/atuação, como a utilização das órteses.

Com muita frequência na prática clínica e nas pesquisas são utilizadas escalas clínicas para avaliação e análise da recuperação. Essas são de baixo custo e permitem seu uso abrangente. Contrários às mesmas estão os testes e equipamentos de alto custo sendo que são disponíveis em alguns poucos centros de reabilitação geralmente ligados à pesquisa. Além dessas metodologias, conta-se com procedimentos invasivos os quais têm seu uso questionado, mesmo em situações de pesquisa.

Considerando-se a dificuldade dos profissionais de reabilitação de mensurar com baixo custo e de forma acessível a evolução dos aspectos motores do membro superior relacionados à espasticidade em sua prática clínica, é que se coloca esse estudo.

Conhecer o comportamento da musculatura com aumento de tônus se torna um passo importante para se analisar e compreender, por exemplo, a indicação das órteses e avaliação da eficácia da mesma, que ainda caracteriza-se como problema

que precisa ser melhor estudado, permitindo assim, o desenvolvimento do conhecimento e melhora da assistência aos sujeitos com sequelas de AVE.

Assim, não basta somente o desenvolvimento das estratégias de recuperação se também os instrumentos de avaliação e forma de análise não forem estudados cuidadosamente.

## 2 - OBJETIVOS

#### 2.1 - OBJETIVO GERAL

Desenvolver e analisar a utilização clínica de um instrumento para medir a resistência isométrica ao estiramento passivo do grupo muscular flexor do punho e dedos em adultos e idosos com espasticidade decorrente do AVE.

## 2.2 - OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analisar a validade (validity), a confiabilidade (reliability), a sensibilidade (sensitivity) e a praticabilidade (usability).
- Conhecer o comportamento da musculatura normal ao estiramento isométrico da musculatura flexora de sujeitos não acometidos por AVE em diferentes posições do punho.
- Conhecer o comportamento da musculatura espástica ao estiramento isométrico da musculatura flexora em diferentes posições do punho.
- Correlacionar a resistência da musculatura espástica nas diferentes posições de punho e a medida obtida através da Escala Modificada de Ashworth.

3. REVISÃO DE LITERATURA

## 3.1 ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO (AVE)

O presente estudo envolveu sujeitos acometidos por Acidente Vascular Encefálico (AVE). Trata-se de um sinal clínico que indica uma alteração na circulação vascular produzindo uma perturbação focal na função cerebral. O impacto social é alto. A cada ano são 15 milhões de pessoas acometidas no mundo, sendo que o AVE representa a segunda causa de morte e a principal causa de incapacidade permanente em adultos e idosos no mundo (DOMBOVY, 2009; GILEN, 2005; HARVEY, 2009; LODHA et al., 2012; SATOKO et al., 2010; TEIXEIRA-SALMELA et al., 2005; VISCUSO et al., 2009).

Atualmente existem aproximadamente 5,8 milhões de pessoas com sequelas de AVE nos Estados Unidos, sendo que o cuidado necessário em longo prazo é significativamente oneroso, com custos de US \$ 34,5 bilhões por ano. A combinação de uma taxa de mortalidade em declínio decorrente da melhora do tratamento agudo e da prevenção secundária vem resultando em um número crescente de sobreviventes com deficiência, no entanto, isso aumenta os custos com a reabilitação (DOMBOVY, 2009; HARVEY, 2009). Assim, as intervenções para prevenir ou minimizar tais deficiências precisam ser desenvolvidas e reavaliadas, devendo ser reconhecidas como parte de um programa reabilitação pós-AVE (BRAININ et al., 2011)

As informações sobre a quantidade e qualidade da recuperação são diversas, dependendo do tipo de estudo ou momento de sua realização, porém não há um dado populacional geral. Ansari et al. (2008) relatam que os déficits motores são encontrados em mais de 80% dos sujeitos, o que conduz à incapacidade (ANSARI et al., 2008). De acordo com Dombovy (2009), apenas 50% das pessoas com hemiplegia recuperam o uso funcional do membro superior e menos de 20% atingem a recuperação do membro.

Viscuso et al. (2009) afirmam também que os primeiros seis meses são decisivos no desenvolvimento dos comprometimentos. Nesse período, as contraturas espásticas ocorrem entre 17 e 28% daqueles pacientes que sobrevivem à lesão. Após essa fase aguda, Satoko et al. (2010) afirmam que o cérebro começa

a se reorganizar e na fase crônica há pouca probabilidade de mudança plástica neuronal espontânea.

Na fase crônica, portanto, Rodgers (2010), Viscuso et al. (2009) e Ansari et al. (2008) afirmam que os membros superiores são mais afetados em uma proporção de 55 a 75% dos pacientes (RODGERS, 2010; VISCUSO et al., 2009). Woodson (2005) ratifica esses dados, pois em seu estudo encontrou em uma unidade de reabilitação pós AVE, 69% dos pacientes com disfunção do membro superior, sendo que desses, somente 16% readquiriram a função motora completa.

A recuperação funcional após o AVE nem sempre é total e espasticidade um importante fator limitador. Ela está presente em até 60% dos sobreviventes e causa incapacidade em 4-10%, interferindo nas funções mais importantes da vida diária (BRAININ et al., 2011).

Embora a literatura identifique que há pouca probabilidade de mudança na plasticidade neural na fase crônica, conforme refere Satoko et al. (2010), estudos recentes como o de Brainin et al. (2011) sugerem que a recuperação funcional pode ocorrer mesmo em pacientes crônicos, com a estimulação do córtex motor primário.

Na fase crônica, embora a mudança na plasticidade neural seja limitada, trabalha-se pela recuperação funcional através da indução do córtex motor primário por treinamento motor intensivo ou através da estimulação cortical não invasiva. Os resultados da pesquisa de Koganemaru et al. (2010) mostraram que a combinação do treino motor com a estimulação magnética transcraniana (EMTr) podem facilitar a plasticidade e conseguir uma recuperação funcional que não pode ser atingida por qualquer intervenção sozinha.

Nota-se, portanto, a importância de conhecer o efeito da espasticidade nos casos de AVE. Nessa fase crônica, as sequelas presentes podem ser decorrentes das alterações neurológicas, mas também representam as alterações das estruturas músculo-tendíneas, articulares e ósseas que passam a influenciar mudanças no desenvolvimento das tarefas do cotidiano.

## 3.2 ESPASTICIDADE E ALTERAÇÃO DE FORÇA

Com a caracterização apresentada anteriormente, foi possível identificar a relevância da espasticidade que contribui para incapacidade funcional, dor e contratura muscular, responsáveis pela alteração na funcionalidade (Barnes, 2001 apud NAGHDI et al., 2008).

Na clínica, a espasticidade é um termo utilizado em um sentido bastante amplo, incluindo os sinais de aumento do tônus muscular, aumento da excitabilidade reflexa, espasmos e contraturas, no entanto, a definição aceita atualmente é a apresentada por Lance (1980 apud LORENTZEN et al., 2010). De acordo com o pesquisador, a espasticidade é um distúrbio motor caracterizado por um aumento velocidade-dependente no tônus resultante da hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento.

Trata-se, portanto, de um componente da síndrome do neurônio motor superior que incide sobre a resistência ao movimento em uma única articulação, principalmente sensível ao alongamento desencadeando a hiperexcitabilidade reflexa. Tem-se, portanto, uma desordem do controle sensório-motor, resultante de uma lesão do neurônio motor superior, apresentando-se como uma intermitente ou persistente ativação involuntária dos músculos (ANSARI et al., 2008; GHOTBI et al., 2011; LORENTZEN el al., 2010; LORENTZEN et al., 2012; MIRBAGUERI et al., 2008).

Além do reflexo do estiramento muscular dependente da velocidade em que há o aumento da resistência à movimentação passiva, a espasticidade tem como consequências a restrição da amplitude articular, o que interfere na função motora dificultando atividades, causando dor, desconforto muscular, deformidades ou mesmo contraturas (CHEN, et al., 2005; COSTA et al., 2010; LEE et al., 2008; RODGERS et al., 2010; TIEVE; ZONTA; KUMAGAI, 1998).

O tônus muscular é influenciado por vários fatores internos e externos. Dentre os estímulos internos encontram-se: afecções do trato urinário, cálculos renais ou vesicais, úlceras de pressão, contraturas articulares dolorosas, trombose venosa profunda, e o nível de estresse mental. Quanto aos estímulos externos, que são frequentemente responsáveis por mudanças de tônus, incluem-se: temperatura

ambiental, ruídos, estímulos nocivos da pele devido a roupas apertadas e posições das partes do corpo (BLACKBURN, VLIET, MOCHETT, 2002; MENSE; MASI, 2010; UNPHRED, 1994). No entanto, existe também uma resistência de origem não neural causada por inércia, elasticidade e viscosidade da parte do corpo que é movida, mostrando que as propriedades do músculo são alteradas após a espasticidade (LINDBERG et al., 2011).

As mudanças de propriedades que alteram o tônus podem ser medidas clinicamente por gerar alterações na resistência ao alongamento passivo durante os movimentos articulares, sendo que a espasticidade pode ser exacerbada por alguns estímulos internos e/ou externos.

Assim, os componentes neurais e musculares parecem interagir para o tônus anormal da musculatura e, na articulação do punho, a espasticidade manifesta-se como a força que resiste durante a extensão passiva podendo ser considerada como uma soma de elasticidade passiva, viscosidade, forças de inércia e força muscular ativa (MIRBAGHERI et al., 2008).

Destaca-se, porém que diversos estudos realizados sobre a espasticidade iniciaram-se a partir do conhecimento de Ashworth na década de 1960. Ashworth, Grimby, e Kugelberg (1967) já buscaram entender a organização funcional de neurônios motores utilizando-se da eletromiografia, entendendo que, para graduar a contração muscular, era preciso conhecer o recrutamento de unidades motoras e compreender o que era voluntário ou resultado de um reflexo monosináptico ou polissináptico e afirmam que há semelhança entre ativação reflexa e voluntária.

A presença de mecanismos reflexos é o componente principal na geração da espasticidade, no entanto, paradoxalmente, vários estudos têm falhado para encontrar evidência de alterações na atividade reflexa no exame clínico de forma que Lorentzen et al. (2010) referem que muito do que é considerado clinicamente como espasticidade pode, de fato, ser causado por alterações nas propriedades musculares passivas. Os autores identificaram que apenas 36 dos 56 participantes do estudo (64%), diagnosticados como espásticos na avaliação clínica de rotina, apresentavam maior torque de reflexo do que os controles saudáveis, ou seja, os 20 restantes (36%) foram erroneamente diagnosticados como espásticos. Assim, conhecer a origem da alteração pode ser responsável por gerar intervenções adequadas ou não, capazes de atuar nas propriedades passivas da musculatura.

A espasticidade pode também envolver mudanças complexas no sistema neural e muscular, além de apresentar a resistência dependente da velocidade, o que está relacionada ao reflexo. Várias alterações na estrutura do músculo podem contribuir para espasticidade, tais como alterações no tamanho da fibra muscular, distribuições do tipo de fibra e, provavelmente, o comprimento delas, juntamente com mudanças nas propriedades mecânicas e morfológicas de materiais intra e extracelular (ALIBIGLOU et al., 2008). Assim, reforça-se o que Mirbagheri et al. (2008) afirmaram, ou seja, tanto o sistema neural quanto o muscular são alterados em membros espásticos resultando em rigidez intrínseca e reflexa que são ângulo dependentes.

Além das propriedades alteradas na célula muscular, são descritas alterações na proliferação de material de matriz extracelular (tanto em quantidade quanto em qualidade), nas propriedades mecânicas deste material extracelular em músculos espásticos e, possivelmente, essas mudanças são responsáveis pelas alterações intrínsecas nas propriedades do músculo espástico, sendo que ocorrem também alterações no tamanho, distribuição do tipo de fibra e comprimento, contribuindo para contratura (PIOVESAN et al., 2009).

A qualidade e o tempo de ativação da fibra muscular afeta a produção de força. Existem evidências da incapacidade de recrutar unidades motoras de contração rápida nos flexores do cotovelo decorrente do empobrecimento das fibras musculares do tipo II, o que seria consistente com os déficits crescentes em velocidades mais altas do movimento. Estudos futuros são necessários para explorar esses mecanismos potenciais e suas contribuições relativas à fraqueza muscular, especialmente no que diz respeito aos músculos extensores (CONRAD; KAMPER, 2012).

Clinicamente a espasticidade varia de acordo com a localização de um músculo dentro do membro sendo maior na região distal em relação à região proximal do músculo. Como a espasticidade está relacionada com a hiperexcitabilidade do reflexo de alongamento, as diferenças de nível entre a espasticidade em músculos proximais e distais podem decorrer de diferenças nas modificações neurais do trecho de excitabilidade reflexa na região central e periférica, ou ainda pode ser decorrente da biomecânica do músculo entre a musculatura proximal e distal do braço (KAMPER, SCHIMIT e RYMER, 2001).

Além disso, a espasticidade apresenta predomínio em algumas musculaturas. Nos membros superiores, a musculatura flexora é a mais acometida, permanecendo em postura de adução e rotação interna do ombro, flexão do cotovelo e punho, pronação do antebraço e flexão dos dedos. Nos membros inferiores, o predomínio ocorre nos músculos extensores, com extensão e rotação interna do quadril, extensão do joelho, com flexão plantar e inversão do pé (LEE et al., 2008).

Isso evidencia outra característica que é sua presença em grupos musculares e não em músculos isolados resultando em padrões de movimentos conhecidos como "movimento em massa", ou seja, uma co-contração inadequada de agonistas e antagonistas, incapacidade de desempenhar movimento isolado de uma articulação, lentidão, enrijecimento dos movimentos além do aumento do tônus muscular durante a realização de movimentos ativos e passivos, dependendo da velocidade dessa movimentação (GREENBERG; AMINOFF, 1996).

Para os mesmos autores, o tempo pós-lesão pode desempenhar um papel crítico no desenvolvimento da remodelação intrínseca estrutural da fibra muscular, com aumento da rigidez e a diminuição do comprimento do sarcômero em repouso das células. Esses estudos sobre a elasticidade podem explicar a maior rigidez nos casos das hemiplegias crônicas.

O AVE produz mudanças na musculatura e funcionalidade decorrentes da lesão no sistema nervoso central, no entanto, a imobilidade compromete o sistema músculo esquelético, pois a adaptação funcional não depende apenas da inervação, mas também da ação hormonal, dos estímulos, atividade contrátil e condição de alongamento (PIOVESAN et al., 2009).

Dessa forma tem-se que a rigidez dinâmica conjunta é determinada por ambos os mecanismos intrínseco e reflexo. Rigidez intrínseca surge a partir da fibra muscular e, a partir tecidos conjuntivos circundantes, enquanto a rigidez reflexa surge a partir da resposta neural ao estiramento muscular. Isso explica porque várias tentativas foram realizadas para separar os aspectos intrínseco e reflexo usando a estimulação elétrica e bloqueio do nervo para suprimir a resposta reflexa (MIRBAGUERI et al., 2008).

Conrad e Kamper (2012) referem que a capacidade de controlar as forças de mão e sua velocidade é essencial para a manipulação de objeto, por permitir fazer movimentos suaves contra a resistência, mesmo variando no tempo. Infelizmente, este controle preciso é muitas vezes comprometido no AVE. A identificação dos

déficits nas fibras musculares e suas inervações também são observadas através da variação dos déficits de mão, como diminuição e flutuação da força de preensão, atrasos no início e término do movimento e a perda de individuação dos dedos, sendo que, uma compreensão mais completa desses déficits contribui para o desenvolvimento e implementação de terapias adequadas para recuperação funcional.

Assim, para os autores referidos anteriormente, a diminuição do desempenho isocinético pode ser resultado da alteração na ativação do músculo ou alteração da fibra muscular em si, já que os músculos respondem também à ativação que recebem do sistema nervoso, alterando suas propriedades contráteis e metabólicas. Portanto, os mecanismos específicos podem ser de natureza complexa e envolvendo componentes centrais e periféricos.

Embora os músculos espásticos sejam mais rígidos e menores, a matriz extracelular (composta de proteínas fibrosas, tais como o colágeno) apresenta resistência mecânica inferior. Os autores mostraram que a matriz extracelular no músculo espástico ocupa mais espaço no feixe do músculo e que a matriz extracelular é mais desorganizada. Assim, sugere-se que a viscosidade é reduzida secundária a remodelação da matriz extracelular (isto é, desorganização de proteínas, tais como o colágeno), o que no AVE pode ser a explicação da diminuição da massa muscular (LINDBERG et al., 2011).

Finalmente, os resultados do estudo apontam que é problemático usar o termo espasticidade indiscriminadamente para identificar tanto as mudanças ativas como passivas em rigidez muscular. Para garantir o tratamento ideal, o termo "espasticidade" deve ser reservado para casos em que a rigidez ativa é maior, como indicado na definição clássica de Lance (1980 apud LORENTZEN et al., 2010).

Assim, a avaliação da espasticidade válida e confiável é essencial para fins clínicos e de pesquisa após distúrbios do sistema nervoso central. Sua importância mostra-se relevante para conhecer a eficácia das intervenções terapêuticas ou orientar as decisões de tratamento (NAGHDI et al., 2008).

## 3.3 AVALIAÇÃO

Esse tópico tem por objetivo discutir os instrumentos de avaliação utilizados na literatura, as discussões sobre sua utilização e finalmente o que se tem construído sobre instrumentos de avaliação biomecânicos. Considerando que as escalas são amplamente utilizadas nas avaliações clínicas e em pesquisa, essas serão apresentadas inicialmente para depois apresentar os procedimentos relacionados ao desenvolvimento de outras medidas que utilizam torquímetros, células de carga e procedimentos de utilização.

#### **3.3.1. ESCALAS**

A espasticidade é um problema de longo prazo e, para o desenvolvimento de programas de reabilitação efetivos, é fundamental a realização de ensaios rigorosos onde os instrumentos utilizados têm se mostrado imprescindíveis para orientar as decisões de tratamento e para medir o progresso em pacientes com espasticidade (NAGHDI et al., 2008).

Para os mesmos autores, a quantificação da espasticidade é frequentemente baseada em sistemas de avaliação clínica em que o examinador julga a resistência do membro ao movimento realizado manualmente. As escalas utilizadas são úteis para auxiliar os profissionais a criarem uma linguagem comum entre os diversos profissionais que trabalham com essa clientela.

Isso pode ser confirmado ao analisar os estudos nessa área em que o instrumento mais utilizado até a atualidade para avaliação da espasticidade é a Escala de Ashworth criada na década de 1960 (ANSARI et al., 2009; GHOTBI et al., 2011).

Ashworth, Grimby e Kugelberg (1967), já se preocupavam com a identificação sobre o que diferenciava o movimento de origem reflexa e voluntária. O instrumento desenvolvido por Ashworth analisa, portanto, a respostas ao estiramento passivo e escalona esse resultado de zero a quatro pontos.

Outras escalas visam avaliar os aspectos relacionados ao comprometimento do AVE no cotidiano. Gowland et al. (1993) testaram a validade a medida Chedoke-McMaster, um instrumento que mensura as deficiências físicas e incapacidades que impactam a vida dos indivíduos com AVE. Foi avaliada a confiabilidade intra e interexaminadores. A validade foi testada correlacionando o inventário ao teste de Fugl-Meyer e a Medida de Independência Funcional, outras medidas de avaliação funcional, mas não específica para questões da espasticidade ou AVE.

A Escala de Tardieu, utilizada para avaliação da espasticidade, enfatiza a análise do movimento considerando os parâmetros de velocidade do estiramento, qualidade da reação muscular e ângulo da reação muscular (HAUGH; PANDYAN; JOHNSON, 2006). Seu aspecto mais positivo é diferenciar espasticidade de contratura, enquanto a escala de Ashworth não distingue componentes neurais e mecânicas de hipertonia.

Naghdi et al. (2008) relataram que, embora a escala Tardieu esteja em conformidade com o conceito da espasticidade, é uma pontuação global, sua aplicação é demorada e coloca-se como necessária a normalização das velocidades de estiramento muscular. Além disso, a qualidade da escala é questionada porque não está claro se o clônus é um componente da espasticidade ou de um fenômeno separado da síndrome do neurônio superior.

Pode-se concluir, então, que a utilização da Escala de Tardieu apresenta problemas devido à dificuldade em julgar, na situação de teste clínico as diferentes velocidades e conjuntos de ângulos (LORENTZEN et al., 2012) uma vez que a velocidade, as medidas de início do reflexo e a resistência contra o movimento passivo são elementos difíceis de ser controlados em situações clínicas.

A Escala de Ashworth foi modificada por Bohannon e Smith em 1987 ajustando a graduação dos resultados obtidos para uma nova escala ordinal (BOHANNON; SMITH, 1987). Os pesquisadores avaliaram a confiabilidade interobservadores da avaliação durante a avaliação do cotovelo. Os autores levaram em conta o descrédito da escala original para uso confiável, mas por outro lado, identificam a vantagem em ter o uso de testes manuais pela facilidade de uso e aplicação sem necessidade de materiais específicos. As diferenças entre as duas versões da escala podem ser vistas na tabela 1.

TABELA 1 - MODIFICAÇÕES NAS PONTUAÇÕES ATRIBUIDAS ATRAVÉS DA ESCALA DE ASHWORTH

Pontuação	Escala de Ashworth (1967)	Escala Modificada de Ashworth (BOHANNON; SMITH, 1987)
0	Tônus normal.	Tônus normal.
1	Ligeiro aumento do tônus muscular	Leve aumento do tônus muscular manifestado por uma "pega e soltura" ou por resistência mínima no final do arco de movimento, quando o membro afetado é movido em flexão ou extensão.
1+	Não existe	Leve aumento do tônus muscular manifestado por uma "pega seguida de mínima resistência" através do arco de movimento restante (menos que metade do arco de movimento total).
2	Aumento mais acentuado do tônus muscular, mas a parte afetada é facilmente movida.	Aumento mais marcado do tônus muscular, manifestado através da maior parte do arco de movimento, mas o membro afetado é facilmente movido.
3	Aumento considerável em tônus muscular.	Considerável aumento do tônus muscular. O movimento passivo é difícil.
4	Membro rígido em flexão ou extensão.	Membro rígido em flexão ou extensão.

Embora a Escala Modificada de Ashworth seja amplamente utilizada em situações clínicas e de pesquisa, sua validade e confiabilidade são questionadas e apresenta-se como um objeto de estudo na atualidade.

Em 2006 Ansari et al. avaliaram a confiabilidade desse instrumento e concluíram que sua validade é questionável. Em 2008 os autores buscaram determinar a confiabilidade intra e interobservadores desse teste clínico na avaliação do joelho de 15 pacientes pós-AVE isquêmico. Os dois avaliadores concordaram em 80,1% e 86,6%, respectivamente (ANSARI *et al.*, 2008). Para esses autores, no entanto, tanto a Escala de Ashworth quanto a sua versão modificada apresentam nível similar de baixa confiabilidade.

Alibiglou et al. (2008) relacionou a escala à medidas neuromecânicas e identificou incompatibilidade entre elas. A divergência ocorreu entre os graus "1" e "2", no entanto, Naghdi *et al.* (2008) questionam ainda os itens 1, 1+ e 2 como diferentes níveis de resistência ao movimento passivo.

Frente a essas divergências, Ansari et al. (2009) propuseram uma modificação na Escala Modificada de Ashworth através da remodelação do 1+, 1, 2 e 4, constituindo assim uma nova ferramenta clínica para espasticidade. De acordo com os pesquisadores, a confiabilidade desse novo instrumento foi muito boa no teste interexaminadores com melhores resultados na avaliação de flexores de punho que na articulação do cotovelo. O teste deve ser realizado em decúbito dorsal, com cabeça em linha média e o membro superior ao lado do tronco. Para o grupo de músculos flexores do cotovelo, o examinador segurava o antebraço distalmente, (próximo ao punho). O braço estabilizado proximalmente até o cotovelo. O antebraço colocado em supinação. Para avaliar o grupo de músculos flexores do punho, o antebraço foi estabilizado apenas proximalmente à articulação do punho e o examinador segurava a palma da mão. As pontuações foram obtidas movendo o membro de uma posição de flexão máxima possível para a extensão máxima possível ao longo de um período de cerca de um segundo, conforme proposto por Bohannon e Smith (1987). Cada avaliador realizava apenas uma movimentação.

Naghdi et al. (2008) ao avaliar a articulação do punho de 30 pacientes hemiplégicos utilizando essa nova medida, identificou que o maior acordo interexaminadores se deu na pontuação 3 e 0, respectivamente, o que não muda a dificuldade em analisar os graus intermediários.

Ghotbi et al. (2011) usaram essa modificação da escala para avaliar joelho e tornozelo e encontraram e encontraram mais alta confiabilidade no tornozelo que no joelho. Dentre as possíveis razões está a informação dos avaliadores sobre o maior controle com o tornozelo durante a movimentação.

As limitações das escalas podem produzir invalidez interna de uma avaliação. Somado à limitação do instrumento, tem-se as variações da própria espasticidade decorrente das condições emocionais, fatores externos ou alongamento que podem contribuir para alteração da resistência. As contribuições viscoelásticas para a resistência ao movimento passivo também diminuem com a repetição dos alongamentos (NAGHDI et al., 2008).

Discussões similares acerca da validade interna da Escala de Ashworth podem ser analisadas também em outras escalas, visto que são resultados influenciados por fatores diversos, principalmente a percepção subjetiva do examinador. Os problemas inerentes ao uso de escalas não as invalida, porém, limita sua utilização e confiabilidade. Em contrapartida, sua ampla utilização está

posta frente à facilidade de uso, de acesso e baixo custo, principalmente quando são discutidos no contexto clínico de reabilitação.

Como as autoras desse estudo dedicaram-se ao conhecimento de um instrumento de avaliação, capaz de balizar os tratamentos de adultos com AVE, em especial, o aprimoramento em relação às órteses, foram realizadas buscas ampliadas sobre o desenvolvimento e utilização clínica de instrumentos mecânicos de avaliação da espasticidade.

#### 3.3.2 Instrumentos mecânicos e métodos de utilização

Conforme já referido, o uso de escalas apresenta limitações e assim, outros instrumentos, como os que realizam análise mecânica trazem formas diferentes de compreender as limitações seja no nível cortical, funcional ou de recrutamento das fibras musculares. Assim, o presente tópico visa apresentar como se deu o desenvolvimento de alguns instrumentos, apresentados na literatura, em especial, aqueles que se utilizam de princípios mecânicos e como se deu seu uso a fim de compreender os princípios para o desenvolvimento e as contribuições do mesmo no conhecimento das limitações e incapacidades relacionadas às alterações de tônus muscular.

Dentre os instrumentos de mensuração e estimulação corticais destacam-se a Estimulação Magnética Transcraniana (EMT). Albert e Kesselring (2012) referem que ao utilizar o mapeamento por EMT em pacientes com AVE, a área de representação cortical do músculo aumenta, sugerindo que ocorre a mudança na representação funcional. A tomografia funcional por emissão de pósitrons e as imagens de tomografia mostram os diferentes padrões de ativação decorrentes do estímulo, bem como a ressonância magnética funcional.

Existem alguns instrumentos capazes de medir a resistência aumentada da musculatura em grupos musculares como os flexores do punho e dedos. Os instrumentos de medida podem ser compostos por princípios eletrônicos, hidráulicos ou pneumático, sendo comumente encontrado na literatura trabalhos utilizando o dinamômetro como instrumento para quantificar força de preensão em situações de repouso ou de atividade manual (MOREIRA *et al.*, 2003). Os analisadores de força

isométricos também são desenvolvidos e utilizados em diversos estudos em que várias variáveis são relacionadas à resistência (NASCIMENTO, 2011).

Conrad e Kamper (2012) desenvolveram um instrumento para analisar a produção de torque isocinético e isométrico em vítimas de AVE crônico comparando o lado hemiparético ao não comprometido na articulação metacarpal (Figura 1). Nessa avaliação, os pesquisadores registraram a atividade eletromiográfica de superfície nos músculo do antebraço e aplicaram a escala de Fugl-Meyer para analisar a adequação do resultado. Identificaram que a produção de torque isocinético em todas as velocidades era menor que a produzida durante os ensaios isométricos com déficit maior na extensão que na flexão. Os resultados da eletromiografia sugerem que há excesso de co-contração de músculos agonistas e antagonistas, no entanto, essa não afeta significativamente a produção de torque isocinético na articulação metacarpal. Os comprometimentos da velocidade, do torque e da produção de energia podem explicar porque pacientes que têm deficiência de força também enfrentam déficits funcionais. Assim, é possível concluir que os testes de força em pessoas com sequelas de AVE em condição isométrica podem subestimar o nível global de comprometimento.



FIGURA 1 - ESBOÇO EXPERIMENTAL DO INSTRUMENTO DE ANÁLISE DA PRODUÇÃO DO TORQUE ISOCINÉTICO E ISOMÉTRICO

FONTE: Conrad e Kamper, (2012)

Com esse instrumento, (Figura 1) os autores identificaram que a diminuição do desempenho isocinético é de natureza complexa e consiste de componentes centrais e periféricos. A utilização da eletromiografia nesse estudo possibilitou

identificar que a co-contração é mínima ou ausente durante o movimento isocinético e foi possível concluir que a força agonista diminuída pareceu ser essencialmente devido a uma redução na geração de força desse grupo muscular e não da atividade antagonista excessiva (CONRAD E KAMPER, 2012). Vê-se, portanto, a combinação de instrumentais para tornar possível uma análise com melhor qualidade acerca das alterações presentes.

Para avaliação do desempenho muscular em diferentes velocidades foi utilizado o Dinamômetro Isocinético. Os sistemas isocinéticos incluem medidas de pico de torque e o trabalho muscular, ou seja, a força gerada ao longo do deslocamento articular. São baseados no princípio de que o braço de alavanca se move a uma velocidade angular constante previamente determinada, por maior que seja a força. O teste é caracterizado pela realização de contrações musculares máximas, mantendo o membro em movimento sob uma velocidade constante e predeterminada, sendo que o registro básico da medida consiste em uma sequência de números que representam a magnitude da força exercida pelo segmento distal do corpo se movendo contra um sensor de força (NASCIMENTO, 2011).

Miller e Dewald (2012) investigaram a sinergia de punho e dedos durante a ativação simultânea de ombro e cotovelo em indivíduos com hemiparesia decorrente do AVE crônico. Usaram para tanto a eletromiografia durante a utilização de um dinamômetro isocinético da empresa Biodex conforme Figura 2.



FIGURA 2 - AVALIAÇÃO DE AVE UTILIZANDO CADEIRA BIODEX, ELETROMIOGRAFIA E CÉLULA DE CARGA -A) SUJEITO POSICIOINADO NA CADEIRA DE TESTE; B ) SEQUENCIA DE MOVIMENTOS APRESENTADA NA TELA

Fonte: Miller e Dewald (2012)

Esse estudo foi realizado com oito sujeitos que apresentavam hemiparesia e quatro controles. Enquanto o dispositivo buscava suspender o braço, o sujeito realizava o movimento no sentido de alcançar o objeto (ou seja, flexão de ombro e extensão do cotovelo). Durante essa ação, objetiva-se examinar a sinergia de flexão no punho e dedos paréticos. A avaliação foi composta pelas escalas Fugl-Meyer e Chedoke-McMaster e goniometria de punho, dedos, cotovelo e ombro. Para medida de torque, foi utilizada uma célula de carga de 6 graus de liberdade. Uma órtese em antebraço permitiu a mensuração da força isométrica dos dedos, punho e polegar, sendo que a célula de carga foi fixada por baixo dos dedos e polegar e em placas rígidas. Devido a localização da célula de carga, a resistência medida em baixo dos dedos refletiam as forças geradas pelo pulso, dedos, ou ambos. Nesta experiência, não foi possível separá-las. Atividade eletromiográfica foi gravada no flexor superficial dos dedos e extensor comum dos dedos, além de ter sido utilizado um dinamômetro de preensão manual e chave. A maioria dos participantes com AVE tiveram pouca ou nenhuma extensão voluntária de punho e dedos e o esforço para estender muitas vezes resultaram em flexão. A sinergia ombro mão foi quantificada e a hipótese que o aumento da carga para levantar o braço aumentaria a expressão da sinergia de flexão no punho e dedos foi confirmada. Todas as medidas do lado parético aumentaram substancialmente, enquanto do membro não-parético e controle aumentou apenas ligeiramente (MILLER; DEWALD, 2012).

Outro estudo sobre instrumentos de avaliação de membro superior foi realizado por Oess, Wanek e Curt (2012). Os autores desenvolveram uma luva como instrumento de baixo custo para capturar detalhes de preensão da mão (figura 3). A viabilidade da luva foi testada em quatro pacientes com alteração de função da mão causada por uma lesão medular. Os testes realizados mostraram que a luva era sensível para distinguir diferentes níveis de comprometimento da função da mão mantendo o sensor estável ao longo do tempo e boa capacidade de monitorar as três articulações do dedo, além de atender aos requisitos relacionados ao seu baixo custo. A luva desenvolvida forneceu uma alternativa precisa e objetiva para ser utilizada nos testes de função cinemática durante a realização das atividades de vida diária básicas. Embora não se caracterize como um instrumento de avaliação específica de AVE, seu uso foi testado em outra alteração funcional decorrente da lesão nervosa central.

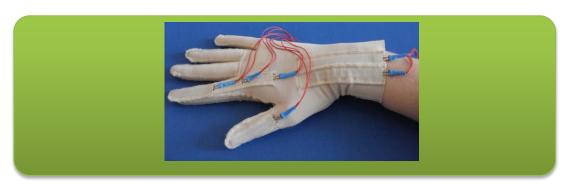


FIGURA 3 - LUVA COM SENSORES PARA AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO MANUAL Fonte: Oess, Wanek e Curt (2012)

O instrumento desenvolvido por Lindberg et al. (2011) validou uma nova metodologia para medir a espasticidade em AVE crônico. O instrumento desenvolvido estimava os componetes da força (componentes neurais, inércia, elasticidade e viscosidade) durante o alongamento passivo (figura 4). Como metodologia de avaliação utilizou ainda Utilizou a eletromiografia e a Escala Modificada de Ashworth. Durante o teste, a mão, os dedos e o antebraço foram fixados à plataforma de um dispositivo que estendia passivamente a articulação punho até 50° em velocidades controladas por um motor. Um sensor de força foi ligado ao dispositivo onde a mão foi posicionada com a finalidade de medir a resistencia que se opõem ao movimento passivo do punho. Os autores utilizaram a eletromiografia de superfície com os eletrodos colocados no ventre do músculo flexor radial do carpo. Nesse estudo, a massa da mão foi estimada em 0,6% do total do peso do corpo.

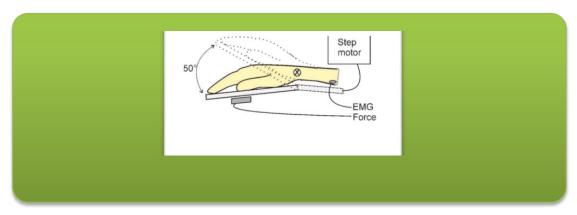


FIGURA 4 - INSTRUMENTO PARA MEDIR ESPASTICIDADE EM AVE CRÔNICO Fonte: Lindberg et al. (2011)

Os autores definiram elasticidade como uma força comprimento-dependente que aumenta a resistência dos músculos e tendões na extensão, sendo o aumento exponencial quando o músculo é alongado próximo da sua gama final do moviemnto. Já a viscosidade depende da velocidade do alongamento e é mais alta durante a aceleração. Nesse estudo verificou-se em nove indivíduos controle que não tinham nenhuma resposta na eletromigrafia, sugerindo que eles não tinham nenhuma ou muito pouca atividade muscular induzida pelo estiramento. Foram realizados testes em multipas velocidades para avaliar os componentes que dependiam da velocidade.

Foram previstos erros de medida devido às variações no posicionamento das mãos sobre a plataforma móvel. O objectivo do modelo foi determinar as componentes de força neurais e não neurais que resistem um alongamento passivo, que é fundamental em medidas clínicas da espasticidade. O componente neural avaliado apresentou boa correlação com a Escala de Ashworth. Além disso, NC boa correlação com o escore de Ashworth, embora a validade ea confiabilidade deste último método tem sido questionado. A redução da massa muscular após o AVE também pode causar uma redução na viscosidade.

Os dois próximos estudos apresentados têm por objetivo avaliações de membros inferiores, porém serão apresentados por se tratar de avaliações mecânicas em casos de espasticidade após o AVE.

O estudo de Lorentzen et al. (2010), apresentado na figura 5 foi realizado para distinguir as contribuições dos mecanismos reflexos e das propriedades musculares através de uma medida de torque controlada por um mecanismo robótico que movimentava passivamente a articulação do tornozelo. Combinou a avaliação biomecânica e eletromiográfica e identificou que o torque passivo tende a ser maior no sujeitos com lesão neurológica que nos participantes saudáveis, mas não alcançou significância estatística. O maior reflexo foi detectado em apenas 64% os participantes durante o exame clínico. Os achados confirmam que o diagnóstico clínico da espasticidade inclui mudanças nas propriedades musculares ativas e passivas e os dois dificilmente podem ser diferenciados com base em exame clínico de rotina. Em contraste com os atuais sistemas de pontuação clínica, as medidas biomecânicas podem fornecer a separação facilmente quantificáveis de contribuições passivas e ativas para a rigidez muscular (LORENTZEN et al., 2010).

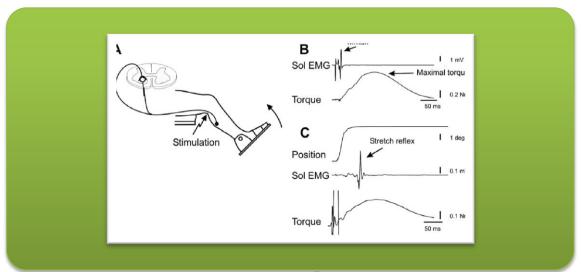


FIGURA 5 - INSTRUMENTO DE AVALIAÇÃO DO TORQUE DO TORNOZELO Fonte: Lorentzen et al., (2010)

O estudo visou esclarecer a contribuição relativa das propriedades musculares passivas e ativas para o aumento da rigidez muscular clinicamente associada à espasticidade. O estudo combinou métodos de avaliação biomecânicos e eletrofisiológicos para quantificar a contribuição ativa e passiva reflexo de rigidez muscular. A rigidez reflexa foi encontrada em toda a população com lesão o que está relacionada à velocidade do estiramento. A eletromiografia contribuiu por elucidar presença e tamanho do reflexo de estiramento evocado. Esta identificação foi grandemente facilitada durante as velocidades mais baixas do estiramento na qual um reflexo de estiramento foi evocado. Uma importante contribuição desse estudo foi que os autores encontraram que a quantidade de resistência reflexa não depende somente da excitabilidade do reflexo, mas também da força do músculo. Sexo, tamanho corporal e nível de treinamento também pode influenciar a resistência evocada. Os autores relatam que em velocidade abaixo de 8° por segundo, a rigidez reflexa não é evocada, portanto abaixo desse limiar, avalia-se a rigidez passiva, sendo a expressão mais simples da rigidez articular sem qualquer contribuição reflexa. Essa rigidez passiva foi constante durante o teste em todas as velocidades de estiramento utilizadas no estudo de Lorentzen et al. (2010), no entanto, o torque passivo teve um aumento estatisticamente significativo nos pacientes com AVE em relação ao grupo não espástico.

O estudo de Mirbagueri et al. (2008) também aborda a dificuldade de diferenciar os componentes neurais e musculares para a rigidez elevada de articulação espástica do tornozelo em hemiplégicos crônicos sobreviventes de um

AVE. Os experimentos foram realizados em ambos os lados parético e não-parético e em controles saudáveis. Nesse estudo, a rigidez muscular reflexa e intrínseca (passiva) foram significativamente maiores no tornozelo espástica que no lado não-parético, e essas mudanças foram fortemente posição dependente. As contribuições importantes reflexas foram observadas ao longo da porção central do intervalo angular, enquanto as contribuições intrínsecas foram mais pronunciadas com o tornozelo na posição de dorsiflexão. No tornozelo espástico, os componentes intrínsecos e reflexos do torque articular variaram sistematicamente com a mudança de posição em toda a gama de movimento angular, indicando que as percepções clínicas de aumento do tônus podem ter origens muito diferentes, dependendo do ângulo em que os testes são realizados. O método de avaliação utilizado para chegar a essas conclusões é apresentado na figura 6.

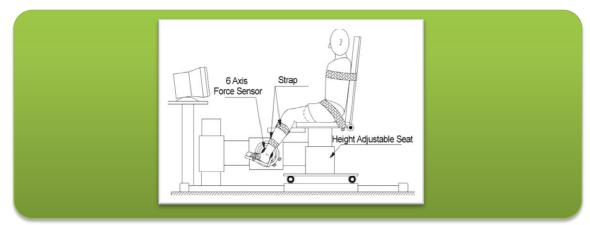


FIGURA 6 - IMAGEM ESQUEMÁTICA DO INSTRUMENTO DE AVALIAÇÃO DE TORNOZELO ESPÁSTICO

Fonte: Mirbagueri et al., (2008)

Nesse estudo de Mirbagueri et al., (2008), todos os sujeitos foram avaliados clinicamente usando a Escala Modificada de Ashworth e o experimento foi realizado na articulação do tornozelo parético e não parético. Embora o membro não-parético possa às vezes ter pequenas deficiências detectáveis, foi designado como um controle para o membro prejudicado porque não é espástica e tem massa e arquitetura músculo-tendão semelhantes ao membro avaliado. O torque foi registado utilizando um sensor montado entre o feixe de apoio para os pés e o eixo do motor. Um ângulo de 90 graus do tornozelo foi considerado como sendo a posição neutra e definido como zero. A eletromiografia dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio

foram registradas e os experimentos foram conduzidos em posições diferentes do tornozelo em intervalos de 5 graus. Cada posição foi analisada em condições passivas, onde os sujeitos foram instruídos a permanecer relaxado. Após cada teste, os sinais de torque e eletromiografia foram examinados. Os resultados revelaram que os sistemas neurais e musculares são alterados em membros espásticos, mas as mudanças são complexas e podem depender de diversos fatores. Neste estudo, foram avaliadas as alterações na rigidez intrínseca e mudanças na rigidez reflexa em todo o intervalo angular do movimento e encontrou-se dependência forte da posição. Os autores concluem que a rigidez total dinâmica e a rigidez reflexa foram maiores no lado parético, o ganho de rigidez reflexo intrínseco e foi maior no parético do que no membro não-parético e normal sendo que essas anormalidades foram fortemente dependentes da posição. O lado não parético de pessoas com AVE não foi semelhante ao dos músculos do tornozelo saudáveis em indivíduos controle.

Com a análise da literatura consultada, é fundamental o desenvolvimento e avaliação de novas medidas as quais devem ser rigorosas para sua eficácia. Contase com uma diversidade de modos para desenvolver novas medidas, associando, assim, conceitos abstratos à indicadores mensuráveis o que pode ser realizado através de estratégias de validação de medidas.

De acordo com Alexandre e Coluci (2011) existem métodos padronizados e sistemáticos que devem ser utilizados para melhorar a qualidade dos instrumentos de medida sendo que as etapas realizadas dependem do que o instrumento quer avaliar.

Com os estudos disponíveis até o processo de construção do instrumento desenvolvido nessa pesquisa de doutorado, apresentou-se grande limitação de métodos e instrumentos capazes de mensurar a resistência da musculatura espástica de punho o que culminou com o desenvolvimento de nova tecnologia que se caracteriza também por ser de baixo custo e facilidade para o transporte, visando com isso, a facilidade de seu uso nas situações clínicas cotidianas.

# 4 - METODOLOGIA

# 4.1 - CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO E PROCEDIMENTOS ÉTICOS

Para construção de um instrumento confiável são utilizados vários métodos. Polit e Hungler (1995) referem que os estudos que visam à investigação de métodos de obtenção, organização e análise dos dados são denominados estudos do tipo metodológico. Os conceitos relacionados à validação de métodos evoluem constantemente, sendo que existem vários artigos definindo procedimentos, parâmetros e estratégias de validação (RIBANI, 2004).

Sendo assim, Alexandre e Coluci (2011) alertam que os atributos mais importantes para a avaliação do instrumento de coleta de dados são: "validade (validity), confiabilidade (reliability), praticabilidade (usability), sensibilidade (sensitivity) e responsividade'(responsiveness)" (p.3062).

Considerando tais pressupostos, esse estudo metodológico apresentará as etapas realizadas para desenvolvimento e avaliação do instrumento de medida da resistência da musculatura flexora de punho e dedos de pacientes com espasticidade decorrente de AVE de acordo com os atributos apresentados acima.

Dessa forma, esse estudo aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas da e da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (CEP- HCRP e FMRP-USP) conforme processo HCRP nº 13522/2008 (ANEXO A) será apresentado em duas etapas, sendo a "primeira etapa do estudo" caracterizada pelo desenvolvimento do instrumento e padronização da forma de utilização e a "segunda etapa do estudo" caracterizada pela avaliação do uso e seus resultados.

A partir dos critérios de inclusão, o terapeuta responsável pelo caso informava o pesquisador sobre a indicação e paralelo a isso, solicitava a colaboração do paciente para conhecer o estudo. A partir da disponibilidade dos sujeitos, o pesquisador informava sobre objetivos, métodos, riscos e benefícios da pesquisa. Após o aceite, era lido o Termo de Consentimento Livre Esclarecido e o mesmo era assinado em duas vias. O apêndice A apresenta oTermo de Consentimento Livre e Esclarecido utilizado nesse estudo.

# 4.2 - PRIMEIRA ETAPA DO ESTUDO: DO DESENVOLVIMENTO DO INSTRUMENTO AOS TESTES DE VALIDADE

Após as pesquisas sobre instrumentos de medida da resistência da musculatura e a identificação da escassez desses, partiu-se para o desenvolvimento dos primeiros croquis do instrumento que foi projetado em parceria com um engenheiro mecânico do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da FMRP/USP. A usinagem de todos os protótipos até a versão final foi realizada pela Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus da USP/RP com financiamento próprio e Departamento de Neurociência e Ciência do Comportamento da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

O desenvolvimento do protótipo levou em consideração que o instrumento fosse capaz de realizar a medida isométrica da resistência imposta pelos músculos flexores do punho em diferentes posições com o sujeito em repouso sem atividade voluntária para fletir o punho, ou seja, somente visando analisar a resistência imposta passivamente, fosse pelo peso da mão, atividade involuntária, contraturas ou espasticidade.

Considerando a necessidade de medir a resistência em diferentes posições do punho, o instrumento precisava ter peças articuladas para permitir o deslocamento da haste que posicionaria a mão durante a avaliação.

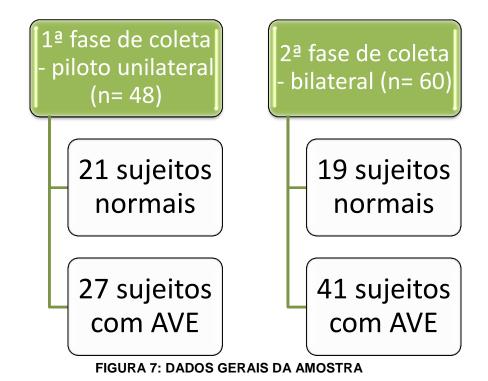
A partir do desenvolvimento, passou-se aos testes de validade do instrumento que verifica se o instrumento mede o que se propõe a medir com precisão. Tais avaliações foram feitas em testes de banca e estão apresentados nos resultados do estudo, considerando que todo o processo de desenvolvimento do instrumento (dos esboços à versão final) foram objetivos desse estudo e portanto seu desenvolvimento é um resultado.

# 4.3 - SEGUNDA ETAPA DO ESTUDO - AVALIAÇÃO DOS SUJEITOS

Nessa segunda etapa foram realizados os testes de confiabilidade (ou fidedignidade), ou seja, foi medida a capacidade do instrumento para reproduzir um resultado de forma consistente no tempo e no espaço e também com observadores diferentes. Para isso, foi utilizado o teste-reteste e equivalência inter-observadores.

### 4.3.1 - AVALIAÇÃO DOS SUJEITOS- AMOSTRA

A amostra de sujeitos foi composta por 108 sujeitos distribuídos de acordo com a representação da figura 7.



Conforme pode ser visto, nessa segunda etapa ocorreram duas fases de coleta com metodologias diferentes.

A **primeira coleta** (teste piloto) foi composta por sujeitos que frequentavam o Centro de Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (CER/HC-FMRP-USP). Por se tratar de um teste piloto, os dados dessa coleta não foram reunidos com a seguinte, já que o método diferenciou-se por ser unilateral na primeira fase e bilateral na segunda.

- a) Critérios de inclusão:
- apresentar sequela de AVE ocorrido há no mínimo 12 meses;
- apresentar espasticidade em punho.
- b) Critérios de exclusão:
- apresentar deformidades ou rigidez em punho;
- apresentar sequelas de outras lesões em membro superior avaliado.

A **segunda coleta** foi realizada com sujeitos que frequentavam do CER/HC-FMRP-USP e o Centro Integrado de Reabilitação do Hospital Escola de Ribeirão Preto (CIR-HE Ribeirão). Nessa etapa foram realizadas duas testagens por cada um dos dois examinadores bilateralmente.

- a) Critérios de inclusão:
- ter idade igual ou superior a 18 anos;
- apresentar amplitude de movimento de no mínimo 50% do arco total nas articulações de ombro e cotovelo.
- apresentar capacidade de manter-se sentado em cadeira durante o tempo de realização do teste;
- apresentar nível inferior a 4 (quatro) na pontuação da Escala Modificada de Ashworth.
  - b) Critérios de exclusão:
  - apresentar idade inferior a 18 anos;
- ter sofrido lesão ou qualquer acometimento que impeçam a movimentação passiva do punho na data do teste;

- apresentar amplitudes de movimentação em ombro e cotovelo inferiores a 50% do arco total do movimento.

### 4.3.2 - INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO

Nas duas etapas do estudo foram utilizados roteiros para registro dos dados de caracterização geral dos sujeitos sem lesão neurológica com a finalidade de conhecer a relação entre a variável resistência e as demais (como idade, lado de preferência de uso, medicação utilizada, atividade principal dentre outras), conforme se apresenta no Apêndice B.

Dentre os sujeitos com lesão neurológica foi utilizado um roteiro similar, mas que incluía dados sobre a lesão neurológica sofrida, data, tipo de AVE, tratamentos realizados e a graduação da resistência da musculatura considerando a Escala Modificada de Ashworth. Nos exames piloto (primeira etapa) foram utilizados os dados registrados em prontuário sobre a graduação com a Escala Modificada de Ashworth e na segunda etapa esses dados foram coletados por uma das pesquisadoras e não mais dos prontuários.

Nos dois instrumentos havia campo para registrar as informações sobre a resistência apresentada durante a avaliação com o instrumento desenvolvido.

### 4.3.3 - METODOLOGIA PARA COLETA DE DADOS COM O INSTRUMENTO DE PESQUISA

O tempo decorrido entre a apresentação do estudo, leitura do termo, apresentação dos instrumentos e levantamento das informações iniciais foi de aproximadamente 30 minutos. Esse período também foi utilizado como intervalo para acomodação cardiorrespiratória, de temperatura, pressão e motora. Esse cuidado foi tomado visto que as manifestações espásticas podem ser influenciadas pela atividade, estado de humor, temperatura, dor e outros.

Os consultórios em que o estudo foi realizado possuem as mesas e cadeiras padronizadas e o ambiente de coleta de dados era climatizado, embora a sensação térmica se altere também em função da temperatura ambiente no dia da testagem.

A coleta unilateral possibilitou conhecer o comportamento da musculatura de acordo com as mudanças da posição do punho, mas também a relação com outras variáveis como deslocamento do corpo, posição adequada do aparelho, interferência da comunicação dentre outras. Nessa etapa, de coleta unilateral os dados sobre a pontuação de acordo com a escala de Ashworth de cada sujeito foi obtida através do prontuário ou quando esse não fosse registrado, os mesmos eram solicitados ao terapeuta responsável pelo caso. Na fase seguinte, optou-se por desconsiderar os dados de prontuário e registrar a análise do pesquisador que poderia graduar de forma uniforme todos os sujeitos antes da coleta de dados com o instrumento de avaliação de resistência.

Na segunda fase os sujeitos foram avaliados por dois examinadores treinados e os testes foram denominados "avaliação 1" e "avaliação 2".

A coleta dos dados iniciou-se pelo membro sem lesão neurológica ou pelo membro dominante (no caso dos sujeitos sem lesão neurológica). O examinador 1 realizava a análise em todos os ângulos em cada um dos membros e na sequência, o examinador 2 iniciava o mesmo procedimento seguindo a mesma sequência anterior. O intervalo entre cada avaliação no membro foi de 20 (vinte) minutos.

Durante o teste, o sujeito permanecia sentado com abdução de ombro suficiente para colocação do antebraço na mesa de teste. A posição do punho devia coincidir com o eixo do goniômetro do aparelho. A região palmar e os dedos permaneceram apoiados sobre a parte móvel do dispositivo, devidamente acolchoado e fixado com faixas de velcro.

Os resultados serão apresentados considerando os dois momentos de coleta de dados que se diferenciam metodologicamente.

### 4.4 - ANÁLISE DOS DADOS

#### 4.4.1 - METODOLOGIA ESTATÍSTICA NA PRIMEIRA FASE DA SEGUNDA ETAPA

O coeficiente de correlação intraclasse (CCI) foi utilizado para conhecer qual seria a melhor medida a ser utilizada relacionando aquelas que foram registradas com maior frequência, ao final dos vinte segundos de intervalo ou aquela registrada manualmente pelo examinador logo após o intervalo dos 20 segundos decorrido. Trata-se de uma medida do grau de homogeneidade dentro dos conglomerados. Quando as unidades elementares dentro dos conglomerados são homogêneas, ou seja, quando são bastante similares de acordo com um determinada característica, a correlação intraclasse é próximo de 1. Inversamente, se as unidades elementares nos conglomerados forem relativamente heterogêneas em relação a uma característica, o coeficiente de correlação intraclasse será próximo de zero positivamente ou no caso mais extremo negativo. O valor do coeficiente influencia diretamente a eficiência de um plano amostral, pois se conglomerados têm tamanhos razoavelmente grandes, podem ser amostrados de maneira eficiente quando a correlação intraclasse entre unidades elementares dentre clusters é positiva perto de zero ou negativa, e consequentemente amostrados de maneira menos eficiente quando esta correlação for positiva próxima de 1.

Os dados dos sujeitos sem lesão neurológica e com lesão neurológica foram submetidos à análise estatística para conhecer a correlação dos resultados entre as duas populações utilizando o teste não paramétrico de Mann-Whitney. Trata-se de um teste adequado para comparar as funções de distribuição de uma variável de medidas ordinais em duas amostras independentes.

Utilizou-se também dos testes de correlação de Sperman e o teste não paramétrico de Wilcoxon-Mann-Whitney. O grau de associação entre duas variáveis é observado a partir da análise da correlação. A correlação de Spearman baseia-se na ordenação de duas variáveis sem qualquer restrição quanto à distribuição de valores. O primeiro passo é a ordenação de uma variável e o segundo, a transformação dos valores absolutos em valores ordenados. As diferenças entre dois postos, *di*, são calculadas e posteriormente é obtido o coeficiente de correlação, ρ.

### 4.4.2 – METODOLOGIA ESTATÍSTICA NA SEGUNDA FASE DA SEGUNDA ETAPA

Assim como na etapa anterior, a variável em análise foi a variação de torque, em N.m. Optou-se, partindo dos resultados obtidos na fase anterior, em analisar a diferença entre o torque obtido no lado dominante em relação ao outro lado e, nos pacientes com lesão, pela diferença entre o torque obtido no lado lesionado em relação ao lado sem lesão. O teste t de Student para dados pareados foi utilizado para avaliar se uma variação de torque foi significativamente diferente de zero, enquanto o teste t de Student para dados independentes foi utilizado para a comparação entre duas médias de variação de torque.

A comparação de mais de duas médias de variação de torque, correspondentes aos escores da escala de Ashworth, foi realizada por análise de variância, complementada pelo teste de comparações múltiplas de Newman-Keuls.

A reprodutibilidade das medições de torque, determinadas pelo instrumento desenvolvido, foi julgada pelo coeficiente de correlação de concordância (concordance correlation), apresentada em Zar (1999) superior aos coeficientes de correlação intraclasse, de Pearson, teste t pareado e regressão linear. Foram estabelecidos para esses coeficientes intervalos de confiança de 95%.

As correlações entre as variações de torque nas diversas posições angulares do punho e as variáveis numéricas: idade dos participantes, índice de massa corporal (IMC) e tempo decorrido após a lesão, foram estabelecidas pelo coeficiente de correlação de Pearson. A significância deste coeficiente foi verificada por um teste t de Student.

Por outro lado, a avaliação das variações de torque quanto as variáveis qualitativas: gênero, existência de tratamento com medicamentos e existência de atividade de trabalho foram efetuadas pelo teste t de Student para dados independentes.

Acrescente-se que foi adotado o nível de significância de 5% nos testes estatísticos. Também foram apresentadas estatísticas descritivas das variáveis envolvidas nas análises e gráficos para facilitar uma visualização de resultados importantes.

# **5 - RESULTADOS**

Conforme proposto na metodologia do estudo, optou-se por apresentar as etapas de desenvolvimento do instrumento de medida nos resultados, visto que parte dos objetivos dessa pesquisa diz respeito ao desenvolvimento do instrumento em si.

## 5.1 - PLANEJAMENTO E ADEQUAÇÃO DO PROTÓTIPO

O instrumento desenvolvido era composto por quatro partes fixas entre si.

- Uma base para oferecer estabilidade e sustentação ao antebraço;
- Uma região para fixação do antebraço;
- Uma parte para apoio da mão articulada à região de fixação do antebraço;
- Uma mesa adaptada para fixação da célula de carga para fixação e permitir estabilidade;

Nesse protótipo foi fixada uma célula de carga à parte inferior da mesa, sendo que o deslocamento da parte articulada do aparelho (região de apoio da mão) era realizado através da manipulação de uma haste fixada à essa célula de carga;

Após a criação do dispositivo, uma análise inicial identificou as seguintes limitações no instrumento:

- posição inadequada da célula de carga: dificultando o posicionamento dos sujeitos, uma vez que a mesma ficava exposta;
- instabilidade nas medidas: os primeiros testes mostram a existência de ruídos nas medidas:
- dificuldade para posicionamento do sujeito a ser avaliado: o examinador tinha dificuldades em realizar as mudanças na posição do punho em função do número de articulações do instrumento.

Frente às limitações, passou-se ao novo desenho e nova usinagem.

# 5.2 – PLANEJAMENTO E CONSTRUÇÃO DA VERSÃO FINAL

Frente às limitações, foi realizado um novo desenho do instrumento visando aumentar a estabilidade através da diminuição do número de articulações do instrumento.

O novo instrumento, conforme apresentado na figura 8 passou a ser estabilizado em uma base de policetal (8d), sendo possível, então ser colocado em superfície plana para realização do teste, permitindo maior versatilidade de uso. Dessa forma, deixou de existir a mesa como parte do aparelho.

A célula de carga foi substituída por um torquímetro (8c) acoplado à articulação do instrumento localizado na região em que o punho será posicionado durante a avaliação. Foi mantida a região de apoio palmar e dos dedos (8a) sendo que essa base foi construída em termoplástico, respeitando as medidas antropométricas e arcos da mão e permite que a articulação metacarpofalângica seja posicionada com 60° de flexão e as interfalângicas ficassem em extensão apoiadas em uma base de 19cm. Tanto a mão quanto os dedos, após posicionados no instrumento, foram fixados por faixas de velcro® de 5cm de largura e 27 cm de comprimento, sendo uma colocada próximo ao punho e a outra na região proximal do antebraço revestidas internamente por espumas (8b).

A região de apoio do antebraço (8e) também construída em termoplástico respeitando medidas antropométricas foi mantida, sendo que a largura da semicircunferência da base de termoplástico utilizada foi de e 16 cm.

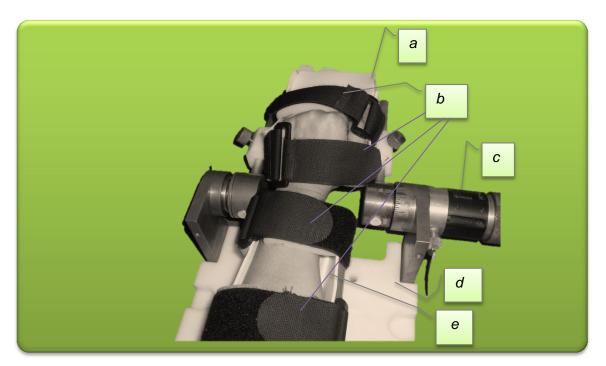


FIGURA 8 - VISTA SUPERIOR DO INSTRUMENTO:

a) região para apoio da mão em termoplástico com revestimento de espuma;
 b) velcros para fixação da região dos dedos, dorso da mão, punho e antebraço revestidos com espuma autoadesiva;
 c) torquímetro;
 d) base de apoio em policetal;
 e) apoio do antebraço em termoplástico revestido com espumas autoadesiva.

Fonte: arquivo pessoal da pesquisadora

Conforme pode ser visto na figura 9, o apoio palmar (9a) foi fixado bilateralmente em duas hastes de alumínio paralelas (9b) através de um bloco de policetal com um orifício central que tem a finalidade de possibilitar o deslizamento da estrutura de apoio da mão conforme antropometria. Cada haste de alumínio mede 15cm. Dois parafusos foram rosqueados na base de policetal para possibilitar a mobilidade desejada desse apoio palmar em relação ao eixo do aparelho (punho). Com isso, a distância do fulcro para região de apoio da mão pode variar de 3,0 cm a 10,0 cm, embora durante o uso tenha ficado fixada entre 3,5cm e 5cm.

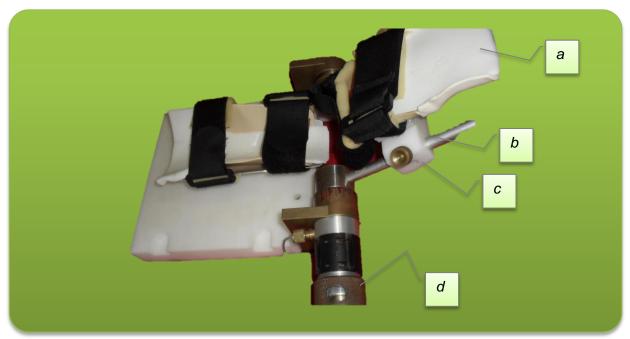


FIGURA 9 - VISTA LATERAL DO INSTRUMENTO.

a) apoio palmar; b) haste para controle da distância da região palmar ao eixo; b) base de policetal com parafuso que une as hastes e permite o deslizamento do apoio palmar; d) manípulo.

Fonte: arquivo pessoal da pesquisadora

A parte do equipamento onde a mão é posicionada pode ser movimentada desde -40° de extensão de punho até a extensão total da articulação, sendo que o manípulo (9d) permite que o instrumento seja fixado em qualquer dessas posições.

Conforme pode ser visualizado na figura 10, o manípulo apresenta duas engrenagens denteadas (10a) e o seu encaixe permite modificar a posição do punho (quanto solta) ou fixar a articulação do instrumento para possibilitar a mensuração da resistência isométrica da força pelo torquimetro localizado internamente nessa região do eixo (10b).



FIGURA 10 - EIXO DO APARELHO a) região denteada; b) região do torquímetro Fonte: arquivo pessoal da pesquisadora

Esse torquímetro, de acordo com a Teoria da Resistência dos Materiais, possui extensômetros elétricos conhecidos como *strain gauges* os quais foram colados pela empresa "*MK Controle e Instrumentação Ltda*" e são capazes de mensurar até 45 N/m.

Os valores captados foram registrados através do indicador digital "*Indicator TI-500E plus*" (figura 11) que, acoplado ao torquímetro, realiza a leitura da resistência conjunta do punho e dedos em direção à flexão.



Fonte: arquivo pessoal da pesquisadora

As informações obtidas são enviadas ao computador e alimentaram o software "MK Gráfico Software Gerador de Gráfico Versão 1.0.0.6/2004" (figura 12) desenvolvido pela "MK Controle e Instrumentação Ltda". Com o software, é possível realizar a leitura do tempo (segundos) x carga (N/m). Esses dados foram registrados pelo programa em planilhas que possuem o formato ".txt" e são apresentadas em tempo real em um gráfico, conforme figura a seguir o qual o armazenado junto com os dados.

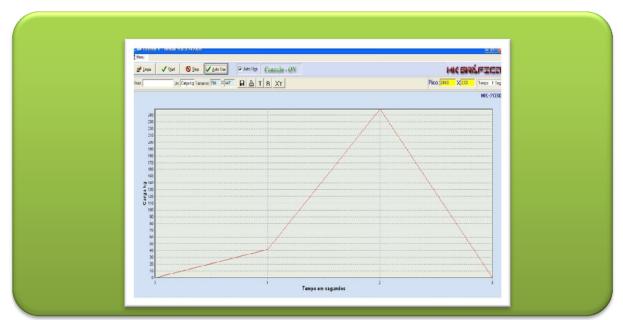


FIGURA 12 - GRÁFICO GERADO PELO SOFTWARE "MK GRÁFICO VERSÃO 1.0.0.6/2004"

Fonte: arquivo pessoal da pesquisadora

A partir da construção do instrumento, composto pelo conjunto (aparelho, leitor e computador), foi dado início à calibração para testar a validade do instrumento através dos testes de bancada e definição da metodologia do uso.

### 5.3 - CALIBRAÇÃO - VALIDADE

As avaliações para calibração foram realizadas com sacos de areia (figura 13) que apresentavam pesos equivalentes a 0,5k, 1k e 2k (figura 13a) os quais foram afixados com as faixas de velcro® à região móvel do aparelho (figura 13b). A resistência que esse peso representou estava relacionada ao ângulo que a haste da

parte móvel do aparelho apresentava em relação ao eixo do instrumento (figura 13c). O torque foi analisado nas mesmas posições em que o punho foi avaliado, o que será apresentado nas fases seguintes da pesquisa, a saber, -40°; -20°; 0°; 20°; 40° e 60° de extensão de punho.



FIGURA 13 - PESOS DE AREIA UTILIZADOS PARA CALIBRAÇÃO

13a - faixas com pesos de 2k, 1k e 0,5k respectivamente; 13b - vista superior do peso fixo no instrumento de medida; 13c - vista lateral do peso fixo no aparelho de medida. Fonte: arquivo pessoal da pesquisadora

O teste inicial foi realizado com a haste que irá posicionar a mão sem a colocação de nenhuma resistência. A haste era fixada em cada uma das seis posições de teste e os resultados eram observados na tela do analisador e registrados pelo computador. Os valores obtidos foram constantes, independente da sequência de posições examinadas ou do examinador. Dois avaliadores realizaram quatro exames utilizando o instrumento, inicialmente, sem a adição de peso e depois com a presença dos mesmos. Os resultados foram apresentados na tabela 2.

TABELA 2 - RESULTADO DA RESISTÊNCIA (N.M) COM SACOS DE AREIA

.,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,,	AZ KEGGETA	DO DA NE	OIO I EIVOIA	· (14.141)	II OAGGG E	
Peso/posição	da <b>-40</b> °	-20°	<b>0</b> °	<b>20°</b>	40°	60°
haste						
0,0kg	0,1	0,3	0,4	0,6	0,6	0,5
0,5kg	0,4	0,6	0,8	0,9	0,9	0,6
1 kg	0,6	1,0	1,2	1,3	1,2	0,7
2kg	1,5	2,0	2,2	2,3	1,9	1,4

As avaliações realizadas mostram que a própria estrutura do aparelho já realiza uma resistência no torquímetro com aumento ou diminuição de acordo com a inclinação da haste em relação ao eixo.

Após aferição inicial, foram realizados testes com a adição de massas de 0,5Kg; 1kg e 2kg de areia. Os pesos foram afixados na região móvel do aparelho conforme pode ser visto na figura abaixo. Os testes também foram realizados por no mínimo quatro vezes por diferentes examinadores. Os resultados obtidos estão apresentados na tabela a seguir.

A partir da calibração, o estudo passou a ser realizado com pessoas para conhecer a confiabilidade do instrumento, ou seja, sua capacidade de reproduzir um resultado de forma consistente no tempo e no espaço.

Foram avaliados três momentos de medidas realizadas com os 48 sujeitos analisados na etapa inicial: a medida registrada pelo examinador, a medida mais frequente ao longo dos vinte segundos e a medida registrada aos 20 segundos de teste. O cálculo do CCI foi de 0,991 com intervalo de confiança de 0,988 a 0,993, ou seja, as medidas são bastante semelhantes. Com isso, optou-se por trabalhar apenas com a medida realizada pelo leitor ao final dos 20 segundos como uma forma de padronização da apresentação dos dados.

## 5.4 - PADRONIZAÇÃO DA UTILIZAÇÃO DO EQUIPAMENTO

Visando definir os procedimentos para utilização do instrumento, primeiramente buscou-se definir em quais ângulos de extensão do punho as medidas seriam obtidas. Considerando o arco do movimento normal e as medidas funcionais, optou-se por analisar a resistência em seis diferentes posições: -40°; -20°; 0°; 20°; 40° e 60° de extensão de punho.

O tempo de estabilização em cada uma dessas posições foi definido a partir da análise da resistência nos dois primeiros minutos. Os testes iniciais mostraram que nos segundos seguintes ao posicionamento já havia estabilização da medida. Dessa forma, não sendo necessário alongar o período de teste em cada posição.

Estabeleceu-se ainda que a indicação de dor ou desconforto de acordo com a Escala Visual Analógica de Dor (EVA) seria motivo para interrupção da avaliação em qualquer um dos graus em que o punho tivesse sido posicionado.

Definiu-se ainda que o teste sempre iniciar-se-ia pela posição de menor amplitude de movimento (ADM) para a maior.

Por se tratar de um dispositivo móvel, o mesmo poderia ser utilizado sobre qualquer mesa, tendo sido definidas suas características para uniformidade dos dados coletados. No entanto, a articulação do instrumento exige que o mesmo permaneça próximo às extremidades do móvel para garantir a mobilidade da parte que deve ser movida durante as testagens, conforme figura 14. Optou-se por utilizar o mobiliário padrão das instituições onde os dados foram coletados. Assim, o equipamento foi posicionado sobre uma mesa com 45 cm de distância entre seu apoio e o solo. Para a realização dos testes no membro superior direito, o instrumento foi posicionado na extremidade esquerda (figura 14b) e vice-versa (figura 14a).



FIGURA 14 - MOBILIÁRIO UTILIZADO PARA AVALIAÇÃO

a) equipamento posicionado na extremidade direita da mesa para avaliação do membro superior esquerdo; b) equipamento posicionado na extremidade esquerda da mesa para avaliação do membro superior direito.

Fonte: arquivo pessoal da pesquisadora

A cadeira utilizada durante o teste tinha 46 cm de distância entre o assento e o solo com uma largura de 46 cm. O comprimento do apoio para as costas foi de 36

cm e a largura igual a 46 cm. A distância do assento da cadeira ao tampo da mesa foi de 31 cm.

Sobre a mesa ficavam o instrumento, o leitor, o monitor, teclado e mouse, sendo necessária a presença de todos para o desenvolvimento dos procedimentos de avaliação.

Dessa forma, para realização do teste, o sujeito deveria permanecer sentado com o ombro abduzido a aproximadamente 90°. O cotovelo permanecia fletido também a aproximadamente 90°, sendo que as variações dependeram da estatura dos sujeitos, conforto e necessidades de acoplamento do antebraço e mão ao aparelho. O antebraço permaneceu em pronação e fixado ao aparelho com as faixas de velcro®. A distância entre o eixo e a região para apoio palmar foi ajustada a cada caso para que o sujeito permanecesse com 60° de flexão metacarpofalângica e extensão dos dedos.

Depois de sentado, os sujeitos tiveram o antebraço posicionado e fixado com duas faixas de velcro®, sendo uma na região proximal e outra na região distal do antebraço. A região palmar e dos dedos também eram posicionadas e fixadas, sendo que o punho permanecia nivelado à região do eixo do instrumento conforme figura 15a.



FIGURA 15 - VISTA SUPERIOR DO POSICIONAMENTO DO PUNHO NO INSTRUMENTO

a) alinhamento do punho do sujeito ao eixo do instrumento

Fonte: arquivo pessoal da pesquisadora

Todo o posicionamento era realizado com o eixo do aparelho destravado, a fim de que não fosse realizada nenhuma medida nesse período. Após essa fixação

do membro, e antes de posicionar o membro na primeira posição definida para avaliação, a tecla "zero" do instrumento era pressionada para eliminar os resíduos de resistência possíveis de ser avaliados.

O teste iniciava-se em -40°de extensão para todos os sujeitos. Através do manípulo, os pesquisadores fixavam a parte móvel do aparelho (parte em que a mão ficava posicionada). A fixação permitia conhecer a resistência da mão que era exercida no sentido da flexão em cada um dos ângulos avaliados.

Durante o período desse posicionamento, os dados eram registrados pelo software "MK Gráfico versão 1.0.0.6/2004" durante um período de 20 (vinte segundos) e, além do registro eletrônico, o pesquisador realizava o registro manuscrito anotando o valor mais frequente que o instrumento apresentou no período. Após a gravação desse dado, o eixo do aparelho era destravado e o punho manipulado até a posição de -20° de extensão. Novamente era investigada a presença de dor pela EVA, o aparelho era fixado nessa posição e as novas leituras eram realizadas. Esse procedimento era realizado sucessivamente até a última posição avaliada ou a presença de fatores que impedissem a continuidade da avaliação.

As diferentes formas de leitura dos dados bem como o tempo de gravação foram definidas com base em dados empíricos. Optou-se por analisar as três medidas: a média da resistência do período de gravação, a resistência ao final do tempo de gravação e resistência mais frequente registrada manualmente pelos avaliadores. Foi realizada análise estatística para conhecer a relação entre essas diferentes medidas e saber qual deveria ser utilizada nas análises finais. Essa opção foi feita frente à falta de dados e/ou evidencias científicas sobre qual o tempo era necessário.

Os motivos de interrupção foram: todos os ângulos terem sido testados; presença de dor ou; limitação no arco do movimento que impedisse a continuidade da movimentação no sentido da extensão.

### 5.5 AVALIAÇÃO UNILATERAL

A avaliação unilateral foi realizada em 48 sujeitos sendo 21 sem lesão e 27 com sequelas espásticas em membro superior decorrente do AVE.

#### 5.5.1 SUJEITOS SEM LESÃO NEUROLÓGICA

A idade dos participantes dessa fase variou entre 18 e 69 anos, sendo um do gênero masculino e 20 do gênero feminino. O lado testado foi escolhido ao acaso sendo realizadas nove avaliações do lado esquerdo e doze do lado direito. Somente um dos sujeitos tinha dominância sinistra.

Além da avaliação da resistência da musculatura, nessa etapa, buscou-se conhecer os demais fatores que influenciavam no resultado do teste. Assim, foram solicitadas algumas alterações corporais e mudanças na posição do aparelho para efeito de análise do instrumento.

A avaliação da posição do aparelho foi realizada com o mesmo sendo posicionada sobre a mesa e na sequência, sobre a perna do sujeito sentado na cadeira. Os valores observados no visor do aparelho oscilaram durante o transporte, mas retornaram ao valor inicial após a colocação do instrumento em uma superfície. No entanto, o peso do aparelho gera incomodo quando colocado sobre as pernas dos sujeitos. Nessa posição também é difícil para o examinador realizar as mudanças na posição da haste do aparelho. Dessa forma, optou-se por fazer a avaliação de todos os sujeitos com o instrumento posicionado sobre a mesa.

Analisou-se ainda se as mudanças corporais geravam oscilações na resistência. Foi solicitado aos voluntários que realizassem mudanças da posição do ombro e cotovelo. Durante a movimentação das articulações, houve oscilação da resistência, mas após estabilização da mesma, os valores voltavam para as resistências iniciais. As pequenas mudanças na posição sentada (utilizar o espaldar da cadeira ou afastar-se dele, mudanças na posição das pernas) também geraram os mesmos ruídos.

Outro fator observado que gerava oscilação na resistência foi a manutenção do diálogo durante o teste. Percebeu-se a necessidade de manter os sujeitos em

silêncio e atento ao comando de não realizar movimentos com o punho nem com os dedos durante a avaliação, deixando-os relaxados. Alguns dos sujeitos sem lesão neurológica relataram nessa fase de atenção ao comando que sentiam dificuldade para atender o comando de deixar o membro o mais relaxado possível. Nas posições iniciais os sujeitos relatam ainda a dificuldade em manter o punho naquela posição havendo o relato da sensação de movimentar o punho no sentido da extensão. Esse desconforto relatado pode ser responsável por alguns resultados obtidos nas avaliações.

Ainda sobre a padronização do teste, outro comportamento que o instrumento permitiu analisar foi o efeito do alongamento imediato realizado. Quando o teste inicia-se pelos menores ângulos de extensão registra-se uma sequencia progressiva dos valores. Após o teste em uma posição de maior amplitude e o retorno para uma de menor posição, registra-se a diminuição da resistência nesse último o que pode estar associado ao efeito produzido pelo alongamento das fibras musculares. Assim, padronizou-se a realização do teste sempre iniciando pelo menor ângulo até a última posição possível, evitando o registro de tais interferências.

Os dados obtidos nessa avaliação de resistência foram sintetizados na tabela 3, considerando a faixa etária, gênero, lado avaliado e média de resistência do punho em cada posição.

TABELA 3 - RESULTADOS DAS AVALIAÇÕES DOS SUJEITOS NORMAIS

Nº de sujeitos	Idade	gê	nero	Lado avaliado		Média da resistência do punho nas diferentes posições de extensão						
						-40°	-20°	0	<b>20°</b>	40°	60°	
21	18-	20	01	12	9	0.1	0.4	0,5	0.7	0.8	0,8	
21	69	feminino	masculino	direito	esquerdo	0,1	0,4	0,5	0,7	0,0	0,0	

#### 5.5.2 - SUJEITOS COM SEQUELAS DE AVE

Foram avaliados nessa primeira fase 27 sujeitos que apresentavam espasticidade em punho decorrente do AVE. Evidencia-se inicialmente a faixa etária dessa amostra, visto que a idade em a população majoritariamente foi entre 50 e 59 anos.

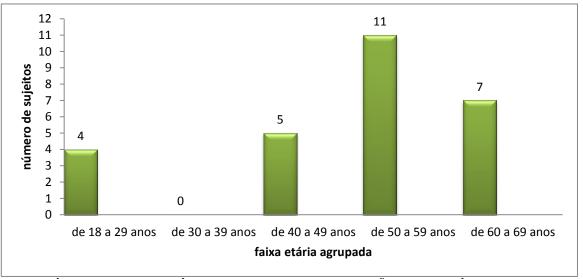
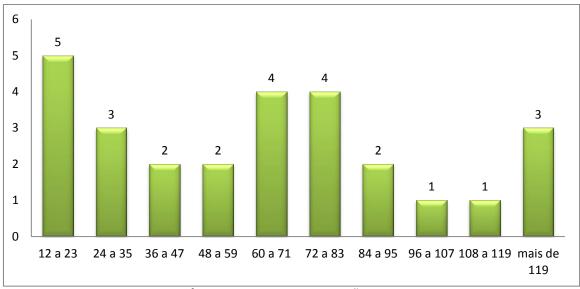


GRÁFICO 1 - FAIXA ETÁRIA DOS SUJEITOS COM LESÃO NEUROLÓGICA AGRUPADA

Conforme pode ser visto, 11 sujeitos (40,7%) estão entre 50 e 59 anos, mostrando consonância com a literatura que discute o quanto a faixa etária acometida vem se modificando.

Em relação ao gênero, tem-se que 13 são masculinos e 14 são feminino. O tipo de AVE predominante foi o isquêmico, comum em 20 (74%) sujeitos e quatro sujeitos (14,8%) sofreram AVE hemorrágico. Não foi possível obter esse dado em três outros prontuários (11,1%).

O hemicorpo esquerdo foi o mais acometido em 16 sujeitos (59,3%), uma porcentagem maior que a de sujeitos com acometimento no lado de preferência de uso, ou seja, 40,7% (11 sujeitos). O critério de inclusão sobre o tempo de lesão nessa primeira etapa foi de no mínimo 12 meses. Assim, o tempo de lesão variou de 12 a 259 meses apresentando a distribuição apresentada no gráfico 2.



**GRÁFICO 2 - TEMPO DE LESÃO EM MESES** 

Trata-se de uma população com sequelas crônicas e que se encontram em tratamento, visto que nessa fase da pesquisa todos os sujeitos envolvidos estavam inseridos em programas de reabilitação. Assim, obtive-se que 44,4% dos sujeitos tinham de 1 a 5 anos de sequelas, outros 44% de 5 a 10 anos e 11% tinham mais que dez anos de sequelas de AVE.

Em relação à reabilitação, 21 sujeitos (77,8%) faziam algum tratamento de reabilitação sendo a fisioterapia a mais frequente, realizada de uma a duas vezes por semana.

O gráfico 3 apresenta a relação entre o tempo de sequela e a idade o que pode levar a compreender a idade em que os sujeitos foram acometidos.

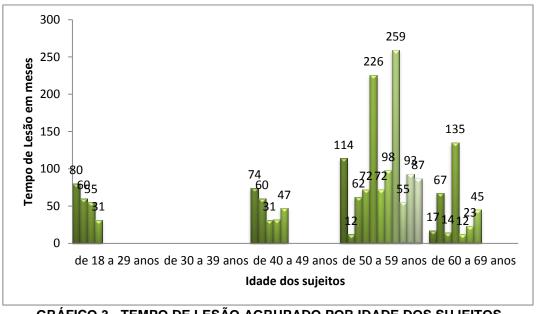


GRÁFICO 3 - TEMPO DE LESÃO AGRUPADO POR IDADE DOS SUJEITOS

A tabela 4 mostra a resistência do punho com sequela de AVE nas diferentes posições avaliadas.

TABELA 4 - RESULTADOS DAS AVALIAÇÕES DOS SUJEITOS COM SEQUELA DE AVE

Nº de sujeitos	Idade	Gé	ênero	Lado acometido		Média da resistência do punho  nas diferentes posições de  extensão  -40° -20° 0 20° 40° 60°					
27	De 18 a 69	14 fem	13 masc	11 dir	16 esq	1,1	2,1	4,5	2,9	4,0	5,5

Os dados da tabela 4, quando relacionados aos da tabela 3 evidenciam a diferença da resistência nos dois grupos pesquisados. Estatisticamente, ao analisar os valores mínimos e máximos nas duas populações, identifica-se que o instrumento foi sensível para apresentar diferenças nas resistências nas posições de 40° de extensão e 60° de extensão. Em relação aos valores máximos, o instrumento mostrou-se sensível para identificar as diferenças em todos os graus considerando os dois grupos (com e sem lesão neurológica). Foi realizado o teste não paramétrico de Mann-Whitney e foram encontradas diferenças significativas nas variáveis de 20° de extensão, 40° e 60°, sempre com o grupo de pessoas com lesão neurológica tendo valores significativamente superiores.

### 5.5.2.1 - RESISTÊNCIA DA MUSCULATURA E A ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH

Os testes de sensibilidade do instrumento buscou conhecer se o instrumento é capaz de apresentar a diferença de gravidade dos sujeitos. Para tanto, buscou conhecer a relação entre a resistência do punho da população com espasticidade em punho decorrente do AVE e a Escala Modificada de Ashworth, uma medida que gradua em 5 (cinco) diferentes scores a resistência da musculatura. Optou-se, nessa primeira fase do estudo, por utilizar o resultado da avaliação que havia sido realizada pelos profissionais do serviço de saúde, isentando assim a pesquisadora de submeter os dados aos vieses do interesse do estudo. Assim, obteve-se a

distribuição apresentada na tabela 5, onde se apresenta o número de sujeitos que compuseram cada grupo de classificação.

TABELA 5 - SUJEITOS COM LESÃO NEUROLÓGICA DE ACORDO COM A ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH

Classificação Ashworth	N⁰ de sujeitos	Porcentagem
1	8	29,6%
1+	3	11,1%
2	5	18,5%
3	5	18,5%
4	6	22,2%

A apresentação acima mostra que a maioria da população encontram sequelas mais leves, com menores resistências da musculatura.

Na tabela 6, foram organizados os resultados da resistência da musculatura agrupados de acordo com os escores obtidos com a Escala Modificada de Ashworth. Por se tratar de uma fase exploratória em que pretende aumentar o conhecimento sobre as diferenças da amostra, optou-se por iniciar a apresentação com os dados brutos de cada sujeito seguido pela média em cada grupo de resistência muscular.

TABELA 6 - RESISTÊNCIA NOS DIFERENTES ÂNGULOS DO PUNHO NOS SUJEITOS COM PONTUAÇÃO 4 DE ACORDO COM A ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH

Ordem dos sujeitos	Ângulo/ Ashworth	-40°	-20°	0°	20°	40°	60°
1	4	0,2	0,6	0,8	1,2	2,6	
2	4	0,4	0,8	1,9	2,1	2,2	2,4
3	4	0,8	1,4	2	3,2	3,3	
4	4	1,1	1,8	3	1,6	2,7	3,2
5	4	0,8	2,1	2,5	6,4		
6	4	0	0,4	0,6	1,2	1,5	1,8
Mé	dia	0.6	1,2	1,8	2,6	2,5	2,5

Destaca-se o pequeno número de sujeito por grupo, o que pode comprometer o conhecimento sobre os valores gerais para resistência relacionada aos escores da escala.

Conforme pode ser observado, somente três dos seis sujeitos suportaram realizar o teste até os últimos graus da amplitude de extensão. O motivo da interrupção em todos os casos foi presença da dor (de acordo com a EVA), sendo que os testes realizados em pessoas que referiam dor, mas que solicitavam a continuidade da avaliação apresentavam altas resistências, o que indica que o sujeito realizava o movimento de flexão de punho durante o posicionamento em maior extensão da articulação na tentativa de minimizar o sofrimento.

Ressalta-se ainda que a resistência máxima obtida nesse grupo foi de 6,4N na posição de 40° de extensão de punho, ao passo que no grupo de sujeitos sem lesão neurológica o valor máximo obtido foi de 1,9N em 60° de extensão de punho.

A Tabela 7 apresenta a resistência para sujeitos com pontuação 3 na Escala Modificada de Ashworth.

TABELA 7 - RESISTÊNCIA NOS DIFERENTES ÂNGULOS DO PUNHO NOS SUJEITOS COM PONTUAÇÃO 3 DE ACORDO COM A ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH

Ordem dos	Ângulo/	<b>-40°</b>	-20°	<b>0</b> °	<b>20°</b>	40°	60°
sujeitos	Ashworth						
1	3	0,1	1,1	1,5	1,9	2,7	3,5
2	3	0	0,5	0,6	0,8	1	2,1
3	3	0,3	0,8	1,1	1,3		
4	3	0,1	0,6	1	0,8	1,2	1,4
5	3	0	0,4	0,6	0,7	1,8	3,1
M	lédia	0,1	0,7	1,0	1,1	1,7	2,5

Dos cinco sujeitos que compuseram esse grupo, pode-se notar que a interrupção do teste antes do término da avaliação ocorreu com apenas um deles e, de forma geral, tem-se médias menores em cada posição, se comparados ao grupo de sujeitos que recebeu pontuação 4 de acordo com a Escala Modificada de Ashworth.

Na tabela 8, apresentam-se as pontuações obtidas pela população com pontuação 2, de acordo com a Escala Modificada de Ashworth.

TABELA 8 - RESISTÊNCIA NOS DIFERENTES ÂNGULOS DO PUNHO DENTRE OS SUJEITOS COM PONTUAÇÃO 2 DE ACORDO COM A ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH

Ordem dos sujeitos	Ângulo/ Ashworth	-40°	-20°	0°	20°	40°	60°
1	2	0,3	0,9	1	1,2	2,2	2,1
2	2	0	0,4	0,6	1	1,1	1,2
3	2	0	0,1	0,4	1,1		
4	2	0	0,5	0,9	1,5	1,5	2,4
5	2	0,4	0,9	1,2	1,7	2	2,6
Mé	dia	0,1	0,6	0,8	1,3	1,7	2,1

Em relação à interrupção do teste, o grupo apresentado na tabela 8 apresenta comportamento semelhante ao grupo da tabela 7. Dentre os sujeitos com Ashworth 2, os resultados individuais distanciam-se menos da média, ou seja, os valores são mais constantes.

A tabela 9 apresenta os resultados obtidos pelos três sujeitos com pontuação 1+ de acordo com a Escala Modificada de Ashworth.

TABELA 9 - RESISTÊNCIA NOS DIFERENTES ÂNGULOS DO PUNHO DENTRE OS SUJEITOS COM PONTUAÇÃO 1+ DE ACORDO COM A ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH

Ordem dos sujeitos	Ângulo/ Ashworth	-40°	-20°	<b>0</b> °	20°	40°	60°
1	1+	0,1	0,7	1,1	2,1	2,7	3,3
2	1+	0	0,2	0,5	1	1,1	1,5
3	1+	0,1	0,4	0,6	1,1	1,3	1,7
Mé	dias	0,1	0,4	0,7	1,4	1,7	2,2

De acordo com as informações apresentadas acima, observa-se uma semelhança nos resultados desse último score e da pontuação 2, no entanto, a foram poucos sujeitos compondo o grupo o que dificulta a análise, em especial, pela pequena homogeneidade da amostra.

A tabela 10 apresentou a resistência do grupo que recebeu a atribuição 1 na Escala Modificada de Ashworth.

TABELA 10 - RESISTÊNCIA NOS DIFERENTES ÂNGULOS DO PUNHO DENTRE OS SUJEITOS COM PONTUAÇÃO 1 DE ACORDO COM A ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH

Ordem dos sujeitos	Ângulo/ Ashworth	-40°	<b>-20°</b>	0°	20°	40°	60°
1	1	0	0,4	1,1	0,8	4	5,5
2	1	0	0	0,3	0,2	0,4	1,2
3	1	0	0,6	0,8	1,6	2,2	2,8
4	1	0,3	0,6	0,8	1,4	1,6	2,2
5	1	0	0,3	0,6	1	1,4	2,1
6	1	0,2	0,5	0,8	1	1,2	1,4
7	1	0	0,4	0,9	2		
8	1	0,3	0,4	0,6	0,8	0,8	1
Méd	lias	0,1	0,4	0,7	1,1	1,7	2,3

Destaca-se novamente a proximidade dos valores médios com aqueles obtidos nos últimos escores. A presença de dor intensa foi relatada pelo primeiro sujeito desse último grupo, o que justifica o aumento da resistência nas duas últimas posições.

Na tabela 11 foram reunidas as médias gerais de acordo com a pontuação atribuída.

TABELA 11 - MÉDIA GERAL ENTRE OS SUJEITOS COM ESPASTICIDADE NAS DIFERENTES POSIÇÕES DE PUNHO

Ashworth/		,	020 02 1 01			
Resistência	-40°	<b>-20°</b>	<b>0</b> °	<b>20°</b>	40°	60°
(N.m)						
1	0,1	0,4	0,7	1,1	1,7	2,3
1+	0,1	0,4	0,7	1,4	1,7	2,2
2	0,1	0,6	0,8	1,3	1,7	2,1
3	0,1	0,7	1	1,1	1,7	2,5
4	0,6	1,2	1,8	2,6	2,5	2,5

A tabela 11 evidenciou a proximidade das médias nas diferentes posições do punho, no entanto, os testes estatísticos para correlações entre resistências nos diferentes ângulos e resultado da Escala Modificada de Ashworth adotaram como nível de significância α ≤ 0,05. O coeficiente de correlação de Spearman indicou correlação positiva nas posições de extensão de punho de -40°, -20° e 0° sendo que a correlação foi considerada entre razoável e boa, conforme pode ser visto na tabela 12.

TABELA 12 -- POSIÇÃO DE PUNHO E COEFICIENTE DE CORRELAÇÃO DE SPERMAN

Posição do punho	Coeficiente de correlação de Spearman (r ou ρ.)	Nível de significância (p)	correlação
-40° de extensão	0,39	0,05	Razoável
-20° de extensão	0,55	0,004	Razoável/boa
0° de extensão	0,43	0,03	Razoável

Ao realizar as avaliações dos sujeitos do estudo e análises estatísticas iniciais, identificou-se a proximidade entre as médias nos diferentes grupos da Escala, porém mostrando a capacidade do instrumento mensurar as variações individuais. Isso justificou a segunda etapa do estudo que buscou conhecer a diferença da resistência considerando-a seu próprio parâmetro, ou seja, relacionando a diferença da resistência do membro de preferência em relação ao contrário ou nos sujeitos com lesão, buscando conhecer a diferença da resistência do lado lesado em relação ao não comprometido.

Assim, passou-se a segunda fase de avaliações bilaterais a fim de melhorar o conhecimento sobre a sensibilidade do instrumento.

## 5.6 – AVALIAÇÃO BILATERAL

I

A segunda fase de coleta caracterizou-se por envolver 60 sujeitos, sendo 41 com sequela de AVE e 19 sem lesão, conforme apresentado na tabela 13.

TABELA 13 - CARACTERIZAÇÃO GERAL DA POPULAÇÃO DA SEGUNDA FASE DO ESTUDO

170	BEER 13 - GARAGTERIZAÇÃO GERRE DAT OF GERÇÃO DA GEGORDAT AGE DO EGTODO							DO LOTODO		
	Nº	<sup>0</sup> Idade			Gênero			Tempo de lesão		
	de	Mín	Max	Média	Fem	Masc	Mín	Max	Méd (desv	
	sujei	(ano	(anos)	(desv	(%)	(%)	(meses)	(meses)	padrão)	
	-tos	s)		padrão)						
Com	41	22	83	58,6	15	26	360	1	48,7 (±81,3)	
lesão				(±13,82)	(36,6)	(63,4%)				
Sem	19	20	82	45,7	12	7 (36,8)	0	0	0	
lesão				(±22,48)	(65,2)					

Dentre os sujeitos com lesão, destacou-se a predominância de homens com uma idade média de 58,6 anos (mediana 60). Dentre os que não apresentam lesão a idade média foi de 45,7 anos (mediana 37).

Dentre os sujeitos com lesão houve o predomínio de pessoas que faziam uso de medicação 34 (82,9%) destacando-se aquelas voltadas ao controle da pressão arterial, circulação, colesterol e diabetes, sendo que apenas um deles relatou utilizar medicação para controle das alterações de movimento. Dentre os sujeitos sem lesão, apenas 7(17,1%) relataram fazer uso de medicações para pressão, controle de colesterol e diabetes.

Nessa fase não foi definido tempo mínimo de lesão e portanto, esse dado variou de um até 360 meses, com média de 48 meses.

A tabela 14 apresentou o número de avaliações em cada posição do punho dentre os 19 sujeitos normais avaliados.

TABELA 14 - MÉDIAS DA RESISTÊNCIA DA POPULAÇÃO SEM LESÃO NEUROLÓGICA

Ordem avalia- ções	Lado/posição do punho/ resistência (N.m)	-40°	-20°	0°	20°	40°	60°
Número de sujeitos		19	19	19	19	19	19
Avaliação 1							
Lado de uso frequente	média	-0,08	0,44	0,82	0,95	1,21	1,69
	DP	0,15	0,14	0,13	0,17	0,33	0,83
Lado de menor uso	média	-0,07	0,44	0,78	0,9	1,03	1,44
	DP	0,14	0,08	0,09	0,15	0,22	0,65
Avaliação 2							
Lado de uso frequente	Média	-0,08	0,42	0,77	0,91	1,17	1,69
	DP	0,15	0,16	0,11	0,13	0,30	0,87
Lado de menor uso	Média	-0,1	0,42	0,78	0,88	1,07	1,49
	DP	0,18	0,11	0,15	0,17	0,25	0,54

Conforme apresentado na metodologia, nessa fase do estudo as avaliações de cada lado foi realizada por dois examinadores e os dados apresentados como "avaliação 1" e "avaliação 2", considerando a sequencia com que as mesmas foram realizadas.

A tabela 15 apresenta a avaliação realizada dos 41 sujeitos com sequela de AVE. Foi apresentado o número de avaliações em cada posição sendo que a interrupção ocorreu por limitação articular ou dor que impedisse a continuidade do exame.

TABELA 15 - MÉDIAS DA RESISTÊNCIA DOS SUJEITOS COM LESÃO NEUROLÓGICA

Posição do	-40°	-20°	0°	20°	40°	60°
punho/resistência (N.m)						
		Avaliaçã	ão 1			
Lado comprometido (nº de avaliações/ posição)	41	41	40	40	39	35
Média	-0,10	0,52	1,01	1,27	1,94	2,80
DP	0,23	0,29	0,44	0,49	0,96	1,51
Lado sem						
comprometimento (nº de	41	41	41	41	41	41
avaliações/ posição)						
Média	-0,12	0,40	0,72	0,88	1,19	1,94
DP	0,22	0,14	0,22	0,22	0,38	0,75
		Avaliaçã	ão 2			
Lado comprometido (nº de avaliações/ posição)	41	41	41	39	34	35
Média	-0,08	0,54	1,05	1,30	1,78	2,50
DP	0,21	0,17	0,36	0,49	0,78	0,95
Lado sem						
comprometimento (nº de	40	41	41	41	41	41
avaliações/ posição)						
Média	-0,08	0,40	0,76	0,89	1,26	1,90
DP	0,15	0,12	0,22	0,27	0,50	0,75

Conforme pode ser visto na tabela 15, a avaliação não pode ser realizada em todas as posições de punho.

Os dados apresentados a seguir em forma de gráficos mostram a relação dos resultados dos dois testes realizados. O intervalo decorrido entre uma avaliação e outra foi de 30 minutos, sendo a sequencia dos examinadores escolhida ao acaso. A forma de avaliação foi padronizada e o examinador auxiliar treinado antes da coleta de dados pelos pesquisadores principais. A barra de erros apresentada diz respeito ao desvio padrão.

#### 5.6.1 - SUJEITOS SEM SEQUELAS DE AVE

O gráfico 4 foi construído visando apresentar a diferença das médias nas diferentes posições de punho para sujeitos normais, considerando o lado de preferência de uso (dominante) e lado menos utilizado (não dominante), considerando a primeira avaliação realizada.

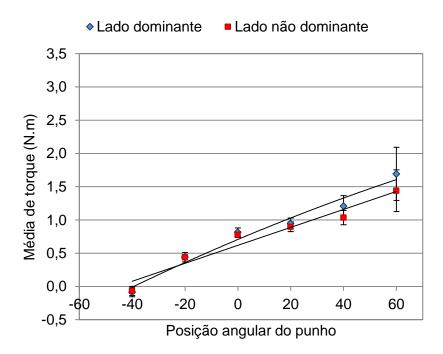


GRÁFICO 4 – "AVALIAÇÃO 1" MÉDIAS DAS POSIÇÕES DE PUNHO EM SUJEITOS SEM LESÃO NEUROLÓGICA

O gráfico 5 apresenta a diferença das médias obtidas na segunda avaliação, nas diferentes posições de punho para sujeitos normais, considerando o lado de preferência de uso (dominante) e lado menos utilizado (não dominante).

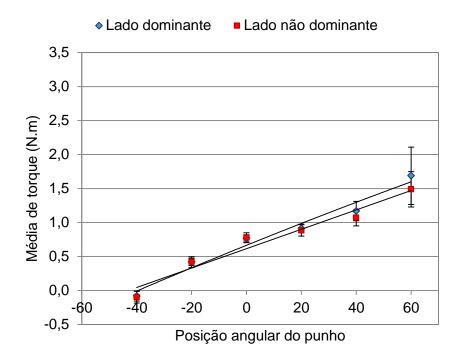


GRÁFICO 5 - - "AVALIAÇÃO 2" MÉDIAS DAS POSIÇÕES DE PUNHO EM SUJEITOS SEM LESÃO NEUROLÓGICA

Os dados apresentados nos gráficos 4 e 5 mostrou a semelhança das duas avaliações, confirmando, assim, a confiabilidade do instrumento capaz de reproduzir resultados consistentes inter-examinadores.

É possível identificar ainda o aumento progressivo da resistência, conforme o punho foi posicionado em maiores amplitudes de movimento. ocorre diferença da resistência média a partir da posição 0°, diferenciando o lado dominante do não dominante, porém do barra de erro que não confirma tal diferença.

#### 5.6.2 - RELAÇÃO ENTRE SUJEITOS COM SEQUELAS DE AVE E NORMAIS

Os dados seguintes referem-se à avaliação de sujeitos que apresentam espasticidade em punho, de acordo com os critérios de inclusão e exclusão dessa etapa da pesquisa.

O gráfico 6 apresenta a diferença das médias obtidas na "avaliação 1", nas diferentes posições de punho, considerando o lado com sequela e o lado não comprometido.

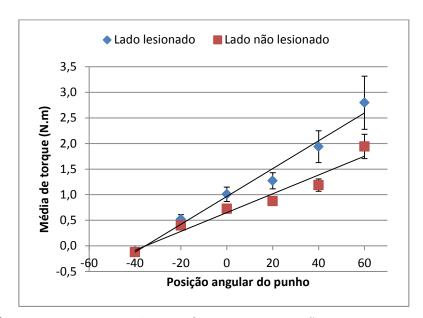


GRÁFICO 6 - - "AVALIAÇÃO 1" MÉDIAS DAS POSIÇÕES DE PUNHO EM SUJEITOS COM AVE

O gráfico 7 apresenta a diferença das médias obtidas na "avaliação 2", nas diferentes posições de punho, considerando o lado com sequela e o lado não comprometido.

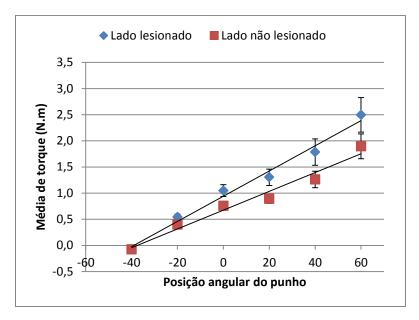


GRÁFICO 7 - "AVALIAÇÃO 2" MÉDIAS DAS POSIÇÕES DE PUNHO EM SUJEITOS COM AVE

A diferença da resistência entre o lado sem lesão e com lesão começa a evidenciar-se na posição -20°, aumentando progressivamente nos dois examinadores, conforme visto no gráfico 6 e 7.

A barra de erros com intervalo de confiança da avaliação 1 apresenta-se no gráfico 8.

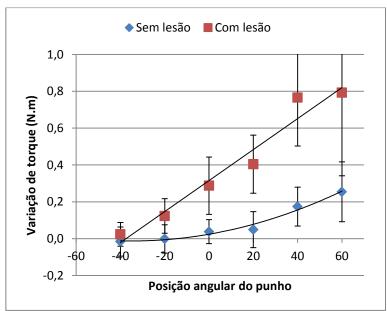


GRÁFICO 8 - BARRA DE ERROS COM INTERVALO DE CONFIANÇA DE 95% NA AVALIAÇÃO 1

Para a "avaliação 2", a barra de erros com intervalo de confiança de 95% foi apresentada no gráfico 9.

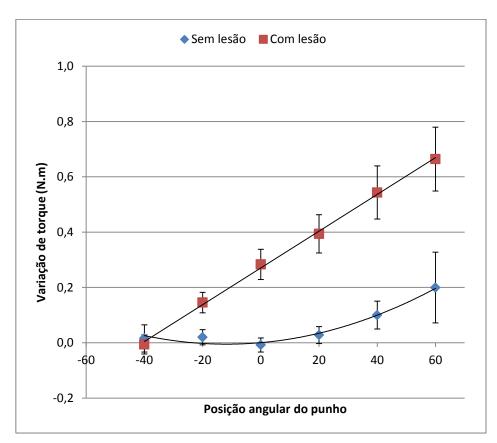


GRÁFICO 9 - BARRA DE ERROS COM INTERVALO DE CONFIANÇA DE 95% NA AVALIAÇÃO 2

As barras de erro apresentam a adequação do uso da segunda medida para esse estudo, o que pode se confirmar na tabela 16, onde são expostos os coeficientes de correlação de concordância, cada um deles acompanhado dos limites (inferior e superior) de um intervalo de confiança de 95%, e os valores p do teste t de Student para a comparação das médias de variação de torque entre os dois examinadores, relativamente aos indivíduos sem ou com lesão neurológica. A concordância foi fraca referentemente aos indivíduos sem lesão e razoável para posições angulares do punho a partir de -20° para os indivíduos com lesão. Entretanto, como pelo teste t de Student de comparação de médias obteve-se sempre p>0,05, houve total concordância entre as médias de variação de torque obtidas pelos dois examinadores em todas as posições angulares do punho.

TABELA 16 - COMPARAÇÃO DE VARIAÇÃO DE TORQUE ENTRE "AVALIAÇÃO 1" E "AVALIACAO 2"

		AVALIA	,				
Sequela de AVE			Posição	do pun	ho		
		-40°	-20°	0°	20°	40°	60°
Não	Concord. <sup>(1)</sup>	0,287	0,372	0,249	0,328	0,515	0,251
	L. inf. <sup>(2)</sup>	-0,154	-0,065	-0,169	-0,087	0,131	-0,157
	L. sup. <sup>(2)</sup>	0,632	0,689	0,591	0,645	0,764	0,586
	p <sup>(3)</sup>	0,552	0,554	0,199	0,650	0,143	0,677
Sim	Concord. (1)	0,255	0,763	0,812	0,741	0,618	0,535
	L. inf. <sup>(2)</sup>	-0,053	0,611	0,702	0,565	0,400	0,329
	L. sup. <sup>(2)</sup>	0,519	0,861	0,885	0,853	0,770	0,692
	p <sup>(3)</sup>	0,470	0,439	0,918	0,848	0,026	0,454

<sup>(1)</sup> coeficiente de correlação de concordância.

Ainda buscando evidenciar a confiabilidade do instrumento, apresenta-se de forma detalhada as médias e desvio padrão das avaliações realizadas na avaliação 1 (tabela 17) e na avaliação 2 (tabela 18).

TABELA 17 – "AVALIAÇÃO 1": MÉDIAS E DESVIOS PADRÃO (DP) DE VARIAÇÃO DE TORQUE (N.M)

Lesão			Pos	ição do	punho		
		-40°	-20°	00	20°	40°	60°
Não	n	19	18	19	19	19	19
	Média	-0,02	0,00	0,04	0,05	0,17	0,25
	DP	0,16	0,15	0,13	0,20	0,22	0,34
	p <sup>*</sup>	0,680	0,964	0,237	0,307	0,003	0,004
Sim	n	40	41	40	40	39	34
	Média	0,02	0,12	0,29	0,40	0,77	0,79
	DP	0,20	0,30	0,49	0,49	0,81	1,29
	p <sup>*</sup>	0,470	0,011	0,001	<0,001*	<0,001	0,001

média significativamente diferente de zero pelo teste t de Student se p≥0,05

<sup>&</sup>lt;sup>(2)</sup> Limites (inferior e superior) de um intervalo de confiança de 95% para o coeficiente de concordância.

concordância. (3) valor p do teste t de Student para a comparação das médias de variação de torque entre as duas avaliações (significativo se p≥0,05).

A tabela 18 apresenta as médias e desvios padrões de variação do troque na segunda avaliação realizada4

TABELA 18 - "AVALIAÇÃO 2": MÉDIAS E DESVIOS PADRÃO (DP) DE VARIAÇÃO DE TORQUE (N.M)

			ION	VOE (IN.IVI)			
Lesão				Posição d	o punho		
por AVE		-40°	-20°	0°	20°	40°	60°
Não	n	19	18	19	19	19	19
	Média	0,02	0,02	-0,01	0,03	0,10	0,20
	DP	0,21	0,12	0,11	0,13	0,22	0,56
	p <sup>*</sup>	0,752	0,473	0,760	0,374	0,063	0,136
Sim	n	40	41	40	40	39	34
	Média	-0,01	0,15	0,28	0,39	0,54	0,66
	DP	0,22	0,24	0,35	0,44	0,60	0,67
	p <sup>*</sup>	0,857	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001

média significativamente diferente de zero pelo teste t de Student se p≥0,05

Como relatado anteriormente, para os indivíduos sem lesão provocada pelo AVE, a variável submetida à análise foi a variação de torque, em N.m, definida pela diferença entre o torque alcançado com o lado dominante em relação ao lado não dominante. Para os indivíduos acometidos por AVE utilizou-se a variação de torque entre o lado lesionado e o lado sem lesão. As médias e desvios padrão de variações de torque determinadas nas duas avaliações, em cada posição angular do punho, foram dadas nas Tabelas 17 e 18. Constam ainda das tabelas os valores p do teste t de Student para avaliar se a variação de torque foi nula.

Observa-se que, com as medidas da primeira avaliação, o teste t de Student identificou médias de variação de torque significativamente maiores do que zero para os indivíduos sem lesão neurológica nas posições de 40° e 60° do punho e em

todas as posições acima de -40º para os indivíduos com lesão. Com as medidas da segunda avaliação, o resultado do teste t foi o mesmo para os indivíduos com lesão, mas em relação aos indivíduos sem lesão nenhuma média de variação de torque pode ser considerada significativamente diferente de zero. Nos gráficos 8 e 9 estão representadas graficamente as médias de variações de torque, juntamente com erros padrão, os quais estabelecem a precisão sobre as médias. Elas fornecem uma visualização dos resultados apontados pelo teste t de Student.

Os resultados até aqui mostram que não é adequado agrupar as medidas obtidas pelos dois examinadores para estudar as relações entre a variação de torque e as outras variáveis. Mas, juntamente com os gráficos, sugerem que os resultados da segunda avaliação podem se prestar para esse fim, por apresentarem um padrão melhor, como se na segunda medição tivessem sido eliminados interferências dos participantes. Portanto, daqui em diante foram adotados os resultados da segunda avaliação.

Após terem sido identificados esses valores gerais, e considerando as diferenças individuais nos valores obtidos os quais já puderam ser analisados na primeira etapa do estudo, optou-se por realizar uma análise acerca das diferenças dos sujeitos, verificando a diferença do resultado obtido entre os dois membros do próprio sujeito. Essa análise foi importante, pois assim eliminam-se algumas variáveis como sexo, idade e outras características antropométricas e individuais que possam ser responsáveis pelas diferenças nos resultados.

Assim, a Tabela 19 apresentou os dados obtidos após o cálculo da diferença entre um membro e outro de cada sujeitos em cada posição.

TABELA 19 - DIFERENÇAS ENTRE OS DOIS MEMBROS

			Av	aliação 1				
Lesão		-40	-20	0	20	40	60	Global
Sem	n	19	18	19	19	19	19	19
	Média	-0,02	0,00	0,04	0,05	0,17	0,25	0,08
	DP	0,16	0,15	0,13	0,20	0,22	0,34	0,14
	EP	0,04	0,04	0,03	0,05	0,05	0,08	0,03
	IC(95%)	0,08	0,08	0,07	0,10	0,11	0,16	0,07
	p(teste t)	0,680	0,964	0,237	0,307	0,003	0,004	0,020
Com	n	40	41	40	40	39	34	41
	Média	0,02	0,12	0,29	0,40	0,77	0,79	0,40
	DP	0,20	0,30	0,49	0,49	0,81	1,29	0,47
	EP	0,03	0,05	0,08	0,08	0,13	0,22	0,07
	IC(95%)	0,06	0,09	0,16	0,16	0,26	0,45	0,15
	p(teste t)	0,470	0,011	0,001	0,000	0,000	0,001	0,000
			Av	aliação 2	2			
Lesão		-40	-20	0	20	40	60	Global
Sem	n	19	18	19	19	19	19	19
	Média	0,02	0,02	-0,01	0,03	0,10	0,20	0,06
	DP	0,21	0,12	0,11	0,13	0,22	0,56	0,16
	EP	0,05	0,03	0,03	0,03	0,05	0,13	0,04
	IC(95%)	0,10	0,06	0,05	0,06	0,11	0,27	0,08
	p(teste t)	0,752	0,473	0,760	0,374	0,063	0,136	0,089
Com	n	40	41	40	40	39	34	41
	Média	-0,01	0,15	0,28	0,39	0,54	0,66	0,33
	DP	0,22	0,24	0,35	0,44	0,60	0,67	0,32
	EP	0,03	0,04	0,05	0,07	0,10	0,12	0,05
	IC(95%)	0,07	0,07	0,11	0,14	0,19	0,24	0,10
	p(teste	0,857	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	t)							

Com os dados apresentados, evidencia-se que as médias de torque foram próximas a zero na inclinação -40° do punho e aumentaram progressivamente conforme o ângulo também aumentou. As diferenças entre as medidas nos dois membros dos indivíduos sem lesão são pequenas, se comparadas com as diferenças para os indivíduos com lesão neurológica. A Tabela 20 apresentou as médias das avaliações agrupadas de acordo com a Escala Modificada de Ashworth.

TABELA 20 - MÉDIAS DAS AVALIAÇÕES AGRUPADAS DE ACORDO COM ASHWORTH

		Ashwo	orth O				
Lado	n	12	12	12	12	11	
comprometido <sup>1</sup>	Média	0,10	0,46	0,89	1,09	1,59	2,42
	DP	0,13	0,14	0,20	0,23	0,56	0,72
Sem	n	12	12	12	11	12	12
comprometimento		12	12	12	• • •	12	12
Comprometimento	Média	-0,06	0,40	0,75	0,87	1,37	2,23
	DP	0,18	0,11	0,23	0,31	0,62	0,73
		Ashwo		0,20	0,01	0,02	0,70
Lado	n	4	4	4	4	3	3
comprometido		•	•	•	•	J	J
	Média	-0,02	0,53	0,95	1,13	1,25	2,12
	dp	0,04	0,09	0,25	0,37	0,13	0,48
Sem	n	3	4	4	4	4	4
comprometimento							
	Média	-0,11	0,38	0,70	0,91	1,35	2,12
	DP	0,13	0,06	0,13	0,23	0,75	1,05
		Ashwo	rth 1+				
Lado	n	6	6	6	6	6	5
comprometido							
	Média	-0,06	0,56	1,00	1,19	1,53	2,41
	dp	0,22	0,12	0,15	0,16	0,19	0,6
Sem	n	6	6	6	6	6	6
comprometimento							
	Média	0,01	0,49	0,79	0,86	1,15	1,56
	DP	0,1	0,09	0,06	0,10	0,21	0,51
		Ashwo					
Lado	n	9	9	9	9	9	8
comprometido							
	Média	-0,05	0,51	0,89	1,11	1,55	2,07
	DP	0,22	0,10	0,07	0,16	0,33	0,61
Sem	n	9	9	9	9	9	9
comprometimento							
	Média	-0,07	0,39	0,68	0,79	1,00	1,38
	DP	0,13	0,05	0,15	0,18	0,28	0,46
		Ashwo					
Lado	n	10	10	10	10	9	8
comprometido							
	Média	-0,13	0,67	1,44	1,87	2,62	3,32
	DP	0,32	0,25	0,49	0,67	1,11	1,48
Sem	n	10	10	10	10	10	10
comprometimento							
	Média	-0,14	0,33	0,79	0,95	1,40	2,07
	DP	0,15	0,18	0,33	0,38	0,49	0,79

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Foi considerado lado comprometido aquele que o sujeito referiu ter apresentado sequelas após o AVE, independente da presença atual de sequelas

Na Tabela 21 são mostradas estatísticas descritivas de variação de torque (N.m) correspondentes aos escores da escala de Ashworth, onde se agrupou os escores 1 e 1+ para equilibrar os números de indivíduos com cada um dos escores. As análises de variância para comparar as médias de variação de torque entre os escores da escala Ashworth apresentaram significância (p≤0,05) em todas as posições angulares do punho, exceto na posição -40°. Para identificar as médias diferentes significativamente foi aplicado o teste de comparações múltiplas de Newman-Keuls. Este, em todas as posições do movimento do punho acima de -40°, apontou medias equivalentes de variação de torque referentes aos escores 0, 1 e 2 da escala de Ashworth. A média de variação de torque do escore 3 foi sempre significativamente maior do que as outras.

TABELA 21 - MÉDIAS E DESVIOS PADRÃO(DP) DE VARIAÇÃO DE TORQUE (N.M) CORRESPONDENTES AOS ESCORES DA ESCALA DE ASHWORTH

Escala			F	Posição d	lo punho			(2)
Ashworth		-40°	-20°	0°	20°	40°	6 <i>0</i> °	
0	Média	-0,04	0,04	0,10	0,17	0,22	0,22	а
	DP	0,16	0,17	0,14	0,25	0,51	0,38	
1	Média	-0,02	0,10	0,23	0,29	0,34	0,66	а
	DP	0,19	0,13	0,14	0,19	0,24	0,66	
2	Média	0,03	0,12	0,21	0,31	0,55	0,74	а
	DP	0,22	0,12	0,16	0,14	0,19	0,25	
3	Média	0,01	0,34	0,66	0,93	1,16	1,28	b
	DP	0,31	0,35	0,51	0,60	0,79	0,93	
Anova <sup>(1)</sup>		0,930	0,018	<0,001	<0,001	0,001	0,008	

<sup>(1)</sup> valor p do teste F da anova

Na Tabela 22 apresentam-se os coeficientes de correlação de Pearson entre variação de torque (N.m) e variáveis quantitativas: idade (anos), Índice de massa corporal (kg/m²) e tempo de lesão neurológica (meses). Nenhum dos coeficientes foi apontado como significante pelo teste t (p>0,05), em relação a qualquer posição angular do punho ou a global.

se na anova p≤0,05, médias da posição angular do punho com letras iguais não são significativamente diferentes pelo teste de Newman-Keuls

TABELA 22 - COEFICIENTES DE CORRELAÇÃO DE PEARSON (R) ENTRE VARIAÇÃO DE TORQUE E VARIÁVEIS QUANTITATIVAS DO ESTUDO (SIGNIFICATIVO PELO TESTE T DE STUDENT SE P≤0,05)

Var.	Lesão		-40°	-20°	1 <i>0</i> °	20°	40°	6 <i>0</i> °	Global
Idade									
(anos)	Não	r	0,085	0,122	0,040	-0,156	-0,124	-0,098	-0,084
		р	0,730	0,630	0,870	0,524	0,612	0,690	0,731
	Sim	r	-0,087	0,032	-0,070	0,010	-0,278	0,003	-0,129
		р	0,593	0,843	0,666	0,951	0,087	0,985	0,421
IMC									
(kg/m <sup>2</sup> )	Sim	r	0,224	0,026	0,029	0,074	0,138	0,455	0,430
		р	0,356	0,919	0,905	0,764	0,574	0,051	0,066
	Não	r	-0,007	0,414	0,644	0,715	0,207	0,412	0,511
		р	0,975	0,056	0,001	0,000	0,355	0,057	0,015
Tempo									
lesão	Sim	r	0,032	-0,048	0,075	0,118	0,134	0,268	0,147
(meses)		р	0,843	0,768	0,647	0,467	0,414	0,126	0,359

Nas Tabelas 23 a 25 são apresentadas estatísticas descritivas de variação de torque (N.m), para os indivíduos sem ou com lesão neurológica, de acordo com as variáveis qualitativas: gênero, existência de tratamento e existência de atividade de trabalho, respectivamente. Nessas tabelas são exibidos também os valores p do teste t de Student para a comparação de médias de variação de torque entre as classificações das variáveis qualitativas. Não houve qualquer evidência de que, em média, as variações de torque dependam do sexo ou da atividade de trabalho, em qualquer posição angular do punho. Já para os indivíduos acometidos de lesão neurológica, os quais estão sobre tratamento com medicamentos, as médias de variação de torque foram menores do que as correspondentes aos indivíduos sem medicamentos em qualquer posição do movimento do punho. Entretanto, o teste t de Student somente identificou diferença significativa em duas posições: -20° e 20°, provavelmente pelo baixo poder do teste, devido ao pequeno número de indivíduos.

Destaque-se que se tentou ajustar uma equação de regressão múltipla aos dados de variação de torque, tomando-se como variáveis explicativas todas as

variáveis numéricas e qualitativas deste estudo. Entretanto, essa análise conjunta não acrescentou ou modificou as informações obtidas das análises individuais.

TABELA 23 - MÉDIAS E DESVIOS PADRÃO (DP) DE VARIAÇÃO DE TORQUE (N.M) DE ACORDO COM O GÊNERO E LESÃO NEUROLÓGICA

Lesão	Gênero			Po	osição (	do puni	10		Global
por AVE			-40°	-20°	0°	20°	40°	6 <i>0</i> °	
Não	Fem.	Média	0,02	0,01	0,04	0,05	0,11	0,15	0,06
		DP	0,14	0,14	0,08	0,08	0,14	0,30	0,09
	Masc.	Média	-0,08	-0,02	0,03	0,05	0,29	0,43	0,12
		DP	0,19	0,20	0,21	0,33	0,29	0,35	0,21
		p*	0,234	0,757	0,903	0,990	0,152	0,091	0,503
Sim	Fem.	Média	0,05	0,17	0,38	0,52	0,63	0,82	0,43
		DP	0,20	0,36	0,56	0,63	0,49	0,70	0,42
	Masc.	Média	0,01	0,10	0,23	0,33	0,83	0,78	0,39
		DP	0,21	0,25	0,44	0,39	0,93	1,54	0,50
		p*	0,492	0,448	0,365	0,300	0,386	0,925	0,810

<sup>\*</sup> Teste t de Student: médias significativamente diferentes se p≤0,05

As variações de torque de acordo com o tratamento realizado foram apresentadas na Tabela 24.

TABELA 24 - MÉDIAS E DESVIOS PADRÃO (DP) DE VARIAÇÃO DE TORQUE (N.M) DE ACORDO COM A EXISTÊNCIA DE TRATAMENTO E LESÃO NEUROLÓGICA

Lesão	Tratam.			Po	osição (	do puni	no		Global
por AVE			-40°	-20°	0°	20°	40°	6 <i>0</i> °	
Não	Não	Média	0,01	0,01	-0,01	0,04	0,11	0,27	0,08
		DP	0,23	0,13	0,12	0,12	0,21	0,63	0,18
	Sim	Média	0,04	0,04	-0,02	-0,02	0,07	0,01	0,02
		DP	0,19	0,05	0,10	0,17	0,27	0,17	0,07
		p*	0,760	0,578	0,855	0,385	0,699	0,176	0,304
Sim	Não	Média	0,05	0,33	0,46	0,71	0,68	0,95	0,54
		DP	0,14	0,27	0,49	0,62	0,74	0,77	0,37
	Sim	Média	-0,02	0,11	0,25	0,33	0,52	0,62	0,29
		DP	0,23	0,21	0,31	0,37	0,58	0,66	0,30

p*	0,448	0,023	0,142	0,035	0,541	0,319	0,062
----	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

<sup>\*</sup> Teste t de Student: médias significativamente diferentes se p≤0,05

A tabela 25 mostrou a relação entre a resistência e o trabalho, no entanto, não se buscou conhecer as especificidades da atividade labora realizada pela população do estudo.

TABELA 25 - MÉDIAS E DESVIOS PADRÃO (DP) DE VARIAÇÃO DE TORQUE (N.M) DE ACORDO COM A EXISTÊNCIA DE ATIVIDADE DE TRABALHO E LESÃO NEUROLÓGICA

Lesão	Trab.			Po	osição (	do puni	าด		Global
por AVE			-40°	-20°	0°	20°	40°	6 <i>0</i> °	
Não	Não	Média	0,01	0,03	0,02	0,02	0,09	0,13	0,05
		DP	0,27	0,14	0,13	0,16	0,22	0,27	0,10
	Sim	Média	0,03	0,01	-0,05	0,04	0,12	0,32	0,09
		DP <sup>+</sup>	0,06	0,07	0,05	0,07	0,24	0,88	0,23
		p*	0,850	0,709	0,106	0,728	0,787	0,595	0,665
Sim	Não	Média	0,01	0,15	0,29	0,40	0,56	0,72	0,36
		DP	0,22	0,24	0,36	0,46	0,62	0,68	0,34
	Sim	Média	-0,11	0,11	0,21	0,34	0,38	0,08	0,18
		DP	0,22	0,25	0,17	0,20	0,42	0,27	0,10
		p*	0,280	0,727	0,395	0,585	0,560	0,119	0,022

<sup>\*</sup> Teste t de Student: médias significativamente diferentes se p≤0,05

### 6. DISCUSSÃO

As avaliações da resistência muscular são importantes medidas utilizadas para nortear as intervenções terapêuticas, no entanto, frequentemente são utilizados testes manuais que dependem grandemente da experiência do avaliador e de suas percepções subjetivas.

Analisar a resistência muscular é conhecer a capacidade do músculo em executar contrações que repercutem diretamente na capacidade funcional do músculo ou grupamento muscular. A particularidade da lesão neurológica está na origem da alteração da resistência.

O conhecimento sobre a origem da rigidez vem sendo objeto de estudo em várias pesquisas. Para Mirbagheri et al. (2008), a rigidez reflexa pode estar relacionada a uma sequência de recrutamento inadequado no membro parético e também a posição da articulação, pois em algumas posições o reflexo desaparece devido aos efeitos inibitórios aferentes musculares são ativados que preferencialmente quando os músculos são alongados para perto comprimento máximo. Essa informação é relevante para compreender o final do arco do movimento avaliado, quando as contribuições viscoelásticas foram mais responsáveis pelo aumento da resistência ao movimento passivo e também apresentando diminuição conforme ocorria a repetição do alongamento, o que foi identificado nesse estudo e por Naghdi et al. (2008).

Embora a alteração funcional seja muito relevante na vida dos sujeitos com lesão neurológica, tem-se uma quantidade mais significativa do desenvolvimento de instrumental de avaliação de membros inferiores, onde a gravidade interfere de forma importante na avaliação e reabilitação.

Os instrumentos que mensuram a resistência e que utilizam células de carga s frequentemente são desenvolvidos para avaliação de membro inferior e no caso da avaliação de membro superior, a mesma frequentemente é desenvolvida para analise do movimento do cotovelo sendo limitados os estudos que envolvem as articulações de punho e dedos.

Assim, o instrumento desenvolvido para avaliação da resistência de punho e dedos caracterizou-se por ser de pequeno porte, podendo ser transportado e utilizando para conhecer a resistência somente estaticamente podendo ser utilizado para avaliação em diferentes posições do arco do movimento.

Para conhecimento do comportamento do instrumento e sua validação, após os testes de bancada, foram realizadas avaliações da resistência em sujeitos com e sem lesão neurológica, mostrando adequação, conforto e evidências da capacidade de mensurar e identificar a diferença nas resistências nas diferentes populações em diferentes posições.

Ao iniciar esse estudo, foi identificada a precariedade de literatura quanto à realização de medidas objetivas acerca do comportamento da musculatura da população que apresenta espasticidade. Os estudos encontrados que tratam sobre essa temática e mostram a relevância dessa discussão vêm utilizando diversos recursos para avaliações mais objetivas e de forma geral, buscando correlação com os dados obtidos em escalas já conhecidas e validas. Sendo assim, os subsídos para análises dos dados desse estudo levaram em consideração esses outros grupos musculares que, embora apresentem outras dimensões, comportamentos e localizações, apresentam a semelhança de ser acometido pela espasticidade gerada pela lesão cerebrovascular.

A primeira etapa dessa coleta caracterizou-se por uma análise unilateral realizada por um único examinador. Nessa fase contou-se com 21 sujeitos sem lesão neurológica que possibilitou conhecer comportamento do instrumento O instrumento mostrou-se capaz de analisar que a resistência ao estiramento aumenta à medida que o punho é posicionado no sentido da extensão sendo qeu esse foi o primeiro passo para conhecer a resistência diferenciada decorrente do AVE.

A avaliação da primeira posição do punho -40 de extensão ocorreu após o posicionamento do braço no instrumento e o indicador ter sido zerado destravado. Evidencia-se novamente a resistência negativa na primeira posição, quando ainda não se iniciou a resistência da mão na direção flexão do punho nem a mensuração da resistência que representa a gravidade e a massa da mão. O estudo que apresentou um valor de referência inicial foi o de Lindberg et al. (2011) quando essa massa da mão foi estimada em 0,6% do total do peso do corpo.

O mesmo estudo apresentou também informações sobre as posições de punho em teste. Os autores iniciaram a avaliação em 20° de flexão e a posição final foram de aproximadamente 30° de extensao, sendo que a análise preconizava pausas de 18 segundos entre cada conjunto de diferentes velocidades. Os autores preveem ainda erros de medida devido às variações no posicionamento das mãos

sobre a plataforma móvel e premissas insuficientes do modelo assim como indicou nosso estudo.

Os valores médios obtidos para a população estudada com e sem AVE mostrou o aumento progressivo da resistência do punho ao movimento passivo à medida que a articulação era posicionada em direção à extensão. As avaliações dos dois examinadores não apresentaram diferenças estatisticamente significativas assim como não houve diferença entre lados direito e esquerdo, independente da preferência de uso.

A avaliação dos 41 sujeitos da segunda fase da coleta de dados com sujeitos que apresentam lesão neurológica mostrou que a partir da posição -20º de extensão houve aumento da resistência se comparado ao lado não acometido ao com sequelas, o que mostra que o instrumento é capaz de mensurar a diferença da resistência do punho decorrente da lesão neurológica, sendo que tais alterações são decorrentes tanto de estruturas plásticas quanto de origem não plástica.

Lindberg et al., (2011) definiram elasticidade como uma força comprimentodependente que aumenta a resistência dos músculos e tendões na extensão, sendo
o aumento exponencial quando o músculo é alongado próximo da sua gama final do
movimento. Já a viscosidade depende da velocidade do alongamento e é mais alta
durante a aceleraçã. Os autores realizaram testes em multipas velocidades para
avaliar os componentes que dependiam da velocidade. Os erros podem ser
introduzidos diretamente em função da colocação da mão, por exemplo, se o centro
de massa da mão não cai diretamente acima do sensor de força ou se houver um
ligeiro desalinhamento de articulação do pulso com o eixo de rotação da mão
aparelho.

As análises sobre os resultados dos dois examinadores mostrou que os dados encontrados na segunda avaliação apresentam melhores distribuições, sugerindo que o teste precisa ser realizado mais de uma vez com cada sujeito ao utilizar o instrumento desenvolvido. Sugere-se que não apenas o tempo de descanso entre a chegada ao ambulatório e início do teste é relevante para obter resultados que eliminem variáveis externas, mas também o conhecimento do teste e a movimentação passiva realizada pelo instrumento como formas de eliminar ruídos na avaliação.

Outra padronização que foi considerada necessária para conhecimento da resistência da musculatura é a sua correlação com as medidas do membro não

comprometido, sendo indicada a avaliação das diferenças da resistência do sujeito consigo, visto que existem muitas variações entre os sujeitos. Os testes realizados buscando compreender a relação com estrutura corporal, idade, trabalho e tempo de lesão não mostraram diferenças significativa que justifiquem as diferenças de resistência individuais. Frente a isso, sugere-se que o teste relacione os resultados de um membro em relação ao outro.

Visando conhecer a sensibilidade do instrumento para avaliação da gravidade, buscou-se conhecer a correlação entre a resistência avaliada pelo instrumento e a Escala Modificada de Ashworth. Como fatores que podem ter contribuído para limites dessa correlação podem ser elencados: a posição em que os dedos são colocados no aparelho, posição para apoio da região palmar ou da articulação. Por outro lado, questiona-se a Escala Modificada de Ashworth.

A análise estatística desses valores mostrou que somente no grau 3 (três) houve diferença estatisticamente significativa. Os sujeitos avaliados como Ashworth zero foram encaminhados para o estudo como pessoas que apresentavam alteração em punho decorrente do AVE, no entanto, alguns desses apresentavam resistência alterada em dedos e não no punho, o que pode ter comprometido a avaliação desse escore, uma vez que ao posicionar o punho e dedos no instrumento de avaliação são obtidos valores globais dessa resistência. Esses dados encontram-se em consonância com a literatura, pois vários autores questionam os itens 1, 1+ e 2 como diferentes níveis de resistência ao movimento passivo e mostram as limitações nesses itens (NAGHDI et al., 2008). Alibiglou et al. (2008) também buscou correlação da escala à medidas neuromecânicas e identificou incompatibilidade entre medidas quantitativas, sendo que a divergência ocorreu entre os graus "1" e "2".

A Escala Modificada de Ashworth é, sem dúvida, a ferramenta de avaliação mais utilizada em toda a literatura até os dias atuais, no entanto, também é a ferramenta mais controversa e por isso precisa ser utilizada e interpretada com cuidado. Sua validade, confiabilidade e sensibilidade têm sido muitas vezes desafiadas (ALIBIGLOU, 2008). Trata-se de um instrumento de fácil aplicação e treinamento dos avaliadores e de baixo custo. Essa é uma medida considerada de confiança para avaliar articulação do cotovelo e provavelmente punho, no entanto, a escala é utilizada em estudos que avaliam punho, joelho e tornozelo (ROSALES; CHUA-YAP, 2008).

A literatura consultada mostrou que para analisar a hipertonia é necessário diferenciar a origem das limitações da resistência. Kaganemaru et al. (2010) mostraram que a análise da hipertonia inclui tanto a contratura muscular como a espasticidade sendo que a primeira é gerada pelas propriedades mecânicas passivas do tecido musculas e a última pela hiperexcitabilidade dos reflexos espinhais.

Alibiglou et al. (2008) também realizou um estudo mecânico para quantificar componentes neural e muscular da espasticidade e encontrou os dados fortemente relacionados à Escala Modificada de Ashworth. O estudo, no entanto, foi realizado nas articulações do tornozelo e cotovelo e quantificou a rigidez dinâmica, separando os componentes musculares (íntrinsecos) e reflexos. Os autores identificaram o torque global, a rigidez reflexa e intrínseca e ainda identificaram correlação significativa entre torque e a magnitude da Escala, no entanto, assim como em nosso estudo, há problemas relacionados aos ângulos, o que sugere que a Escala Modificada de Ashworth não fornece informações confiáveis acerca da origem da mudança do torque.

O estudo de LORENTZEN et al. (2010) não encontrou diferença na rigidez passiva entre o membro superior espástico e não-espástica no AVE com base nos valores de torque absolutos.

Minutoli et al. (2007) referem que com o dinamômetro Biodex é possível conhecer a velocidade na qual a rigidez reflexa se apresenta e o efeito sobre as repetições para que ocorra a acomodação. No entanto, evidencia-se que ao analisar o torque dinamicamente, o mesmo pode ser chamado de "posição-dependente" para os mecanismos intrínsecos e reflexos.

Alibiglou et al. (2008) identificaram ainda que a dispersão dos pontos e os baixos valores do coeficiente de correlação indicam que não houve relação significativa entre variáveis quantitativas na mecânica articular e a escala. Os autores afirmam que nos membros espásticos tanto o sistema neural quanto o muscular são alterado, sendo que os achados desses estudos contribuem para entender que o nosso instrumento mensurou as diferenças da resistência entre membro comprometido e sem lesão, ainda que não se trate de uma avaliação dinâmica.

No atual estudo não foi incorporada a questão da velocidade, buscando-se conhecer somente a resistência estática, especialmente pelo interesse em conhecer o comportamento dessa resistência ao utilizar a órtese como recurso terapêutico.

Lindberg et al. (2011) em seu estudo limitou-se a analisar componetes ativos e passivos do aumento da resistência após AVE somente em pacentes que não apresentavam limitação na movimentação do punho, assim pacientes com extensão passiva de punho inferior a 60° não foram incluidos. Isso pode mostrar uma limitação da nossa pesquisa por nao ter realizado a goniometria ativa e passiva das articulações a fim de correlacionar com a resistência obtida. Coloca-se, então, uma sugestão da revisão da metodologia de coleta de dados para estudos futuros, pois isso pode ter contribuido para o aumento da resistência em alguns sujeitos.

Lorentzen et al. (2010) nos mostra uma reflexão importante ao salientar que na escala de Ashworth, uma contribuição reflexa só é incluída como um 'captura' possível no grau mais baixo, enquanto que o aumento do tônus muscular, que determina os outros graus, também poderia ser causado por mudanças nas propriedades musculares passivas. No estudo desses referidos autores, apenas 36 dos 56 participantes (64%) dos sujeitos que apresentaram espasticidade na avaliação clínica de rotina apresentaram maior torque reflexo do que os controles saudáveis. O restante, 20 (36%) foram erroneamente diagnosticados como espásticos. Vários estudos anteriores sugeriram que é difícil clinicamente distinguir a contribuição de hiperexcitabilidade do reflexo de mudanças secundárias nas propriedades musculares passivas para aumento do tônus muscular.

Apesar de novos sistemas de pontuação clínicos, tais como a escala de Tardieu, terem sido introduzidas especificamente para explicar a possibilidade de uma contribuição reflexa de tônus muscular, ainda não está claro se tais escalas proporcionam uma melhoria real sobre os métodos existentes (BIERING-SORENSEN et al., 2006; MALHOTRA et al., 2008).

Vários métodos têm sido desenvolvidos para avaliar o impacto funcional da espasticidade, mas nenhum destes possui correlação com as medidas funcionais com tônus como a Escala de Ashworth faz. Um dos mais proeminentes entre eles é a Escala de Fugl-Meyer que tem sido um método preciso e objetivo para descrever o retorno da função após hemiplegia (BRASHEAR et al., 2002).

Os estudos apontam, portanto, que é problemático utilizar o termo "espasticidade" indiscriminadamente nas clínicas, bem como na literatura de

pesquisa para cobrir tanto as mudanças passivas quanto ativas. Para garantir o tratamento ideal, o termo "espasticidade" deve ser reservado para casos em que a rigidez ativa é maior, como indicado na definição clássica de Lance (1980 apud LORENTZEN et al., 2010).

Medidas como torque e EMG podem fornecer uma separação confiável, objetiva e quantificável das contribuições passivas e ativas para a rigidez muscular (LORENTZEN et al., 2010; LINDBERG et al., 2011). No entanto, não são facilmente aplicados em um ambiente clínico, porque eles são demorados, dispendiosos, necessitam de espaço e não são sempre bem tolerados pelos pacientes.

Assim, a clínica carece de dispositivos portáteis que possam fornecer uma quantificação de rigidez muscular em um ambiente clínico com as qualidades dos dispositivos biomecânicos. A quantificação da rigidez articular por dispositivos portáteis tem sido relatado para o tornozelo em crianças com paralisia cerebral, lesão medular, joelho de pessoas com lesões neurológicas diversas, cotovelo de pessoas com AVE e doença de Parkinson, no entanto, os resultados encontrados mostram grande variedade dos resultados (LORENTZEN et al., 2012).

Outro possível fator que afeta a confiabilidade é o desconforto provável do paciente decorrente dor (ANSARI; NAGHDI, 2008; BIERING-SORENSEN; NIELSEN; KLINGE, 2006 apud ANSARI et al., 2009).

O estudo de Mirbagueri et al. (2008) aborda também a dificuldade de diferenciar os componentes neurais e musculares para a rigidez elevada de articulação espástica do tornozelo em hemiparéticos crônicos. Assim como em nosso estudo os pesquisadores realizaram os experimentos em ambos os lados parético e não-parético de sobreviventes de AVE e em controles saudáveis. Nesse estudo, a rigidez muscular reflexa e intrínseca foisignificativamente maiores no tornozelo espástico que no lado não-parético, e essas mudanças foram fortemente posição dependente. As contribuições importantes reflexas foram observadas ao longo da porção central do intervalo angular, enquanto as contribuições intrínsecas foram mais pronunciadas com o tornozelo na posição de dorsiflexão. Em nosso estudo, embora não haja a diferenciação entre rigidez reflexa e intrínseca, também constatou-se a posição dependente.

Os autores concluem ainda que, embora o membro não-parético possa às vezes ter pequenas deficiências detectáveis, foi designado como um controle para o

membro com sequela por apresentar características músculo-tendíneas semelhantes ao membro não parético.

## 7 - CONCLUSÃO

Esse estudo teve como objetivo geral o desenvolvimento e análise sobre a utilização clínica de um instrumento de medida da resistência isométrica ao estiramento passivo de flexores e punho em adultos e idosos com espasticidade decorrente do AVE.

Durante o estudo foi desenvolvido um instrumento portátil utilizando-se de uma torquímetro que se mostrou capaz de analisar a resistência do punho ao estiramento para extensão, importante para prática clínica, visto que esse é um dos comprometimentos comuns dentre a população que sofre sequelas de AVE em membros superiores.

Considerando a necessidade de validação do instrumento, foi realizada a análise de sua validade e conclui-se que o mesmo é capaz de medir a resistência a que se propôs. O instrumento de avaliação estática mostrou-se capaz de mensurar as diferenças de resistência do punho em seis diferentes posições.

A falta de parâmetros para essa mensuração fez com que fosse necessária a avaliação em sujeitos normais e com sequelas de AVE espástico. Foi possível identificar a diferença da resistência entre população normal e também conhecer a diferença entre o membro superior plégico e o sem comprometimento. A resistência mostrou variação ao longo do arco do movimento decorrente das estruturas musculo-tendíneas, sendo sensível também para mudanças de resistência imposta quando os sujeitos apresentam dor ou outras sensações de incômodo.

Assim, as análises estatísticas mostraram que se trata de um instrumento capaz de mensurar as diferenças decorrentes da mudança plástica na estrutura muscular, a qual deve ser tratada com recursos adequados para que esse sintoma possa ser controlado. A confiabilidade do instrumento foi realizada através da análise inter-examinadores, mostrando-se consistente estatisticamente.

Para analisar a sensibilidade do instrumento, buscou-se conhecer se o mesmo identificava a gravidade das sequelas considerando a pontuação obtida através da Escala Modificada de Ashworth, no entanto, o instrumento mostrou correlação estatística somente em uma das cinco graduações da Escala, ou seja, a correlação positiva foi somente na pontuação três, no entanto, as limitações da escala já veem sendo amplamente discutidas na literatura, sendo que esse dado encontra-se em consonância com outros estudos.

Na conhecer a praticabilidade, considerou-se a facilidade de uso e interpretação. Outros examinadores foram treinados para utilizar o instrumento,

sendo um treino composto por orientações simples, para terapeutas utilizarem na prática clinica dependendo apenas do aparelho e do leitor de dados para análise imediata da situação. Sendo assim, evidenciou-se como um instrumento que apresenta praticabilidade, além de ser facilmente deslocado.

A validação exige a análise da responsividade do instrumento, sendo que essa etapa ainda não foi realizada nesse estudo. Considera-se que essa seja uma das sugestões de continuidade do estudo.

O instrumento apresenta limitações para análise de estruturas rígida, sendo assim, coloca-se uma limitação do instrumento, além de ser necessária a manutenção da postura sentada para o teste bem como a liberdade de movimento de cotovelo e ombro.

Como proposta de continuidade, percebe-se a necessidade de relacionar os dados obtidos com o instrumento desenvolvimento a dados obtidos com instrumento de avaliação de medida de torque dinâmico e não estático, como foi realizado, afim de verificar sua correlação com os instrumentos que vem sendo desenvolvidos e discutidos na literatura.

Ressalta-se ainda que a proposta do desenvolvimento desse instrumento partiu da necessidade de conhecer o comportamento da musculatura na utilização de órteses estáticas que representa um importante recurso de reabilitação frequentemente utilizado, mas como escassa evidencia científica sobre a indicação. Assim, essa importante etapa concluída, possibilita estudos futuros sobre a recuperação da população com AVE.

**REFERÊNCIAS** 

### REFERÊNCIAS1

ALBERT, S.J.; KESSELRING, J. Neurorehabilitation of stroke. **Journal of Neurology**, Berlin, v. 259, p. 817-832, 2012.

ALEXANDRE, N.M.C.; COLUCI, M.Z.O. Validade de conteúdo nos processos de construção e adaptação de instrumentos de medidas. **Ciência & saúde coletiva**, Rio de Janeiro, v. 16, n. 7, p. 3061-3068, 2011.

ALIBIGLOU, L et al. The relation between Ashworth scores and neuromechanical measurements of spasticity following stroke. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, London, v 5, n. 18, 2008.

ANDRE, C. Manual de AVC. Rio de Janeiro: Editora Revinter, 1999.

ANSARI, N.N. et al. Assessing the reliability of the Modified Modified Ashworth Scale between two physiotherapists in adult patients with hemiplegia. **NeuroRehabilitation**, Reading, v. 25, p. 235-240, 2009.

ANSARI, N.N. et al. Inter- and intrarater reliability of the Modified Modified Ashworth Scale in patients with knee extensor poststroke spasticity. **Physiotherapy theory and practice**, London, v. 24, p.205–213, 2008.

ASHWORTH, B.; GRIMBY. L. KUGELBERG, E. Comparison of voluntary and reflex activation of motor units. Functional organization of motor neurons. **Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry**, London, v. 30, n. 2, p. 91-98, 1967.

BLACKBURN, M. VLIET, P.V.; MOCHETT, SP. Reliability of measurements obtained with the modified Ashworth scale in the lower extremities of people with stroke. **Physical therapy**, Albany, v. 82, n 1, p. 25-34, 2002.

BOHANNON, R. SMITH, M.B. Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. **Physical therapy**, Albany, v. 67, p. 206- 207, 1987.

BRAININ, Michael et al. Poststroke chronic disease management: towards improved identification and interventions for poststroke spasticity-related complications.

De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023.

**International journal of stroke**: official journal of the International Stroke Society, Oxford, v. 6, n. 1, p. 42-46, 2011.

BRASHEAR, A. et al. Inter and intrarater reliability of the Ashworth Scale and the Disability Assessment Scale in patients with upper-limb poststroke spasticity. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, Chicago, v. 83, n.10, p. 1349-1354, 2002.

CAURAUGH, J.H.; KIM, S.B. Chronic stroke motor recovery: duration of active neuromuscular stimulation. **Journal of the neurological sciences**, Amsterdam, v.215, n.1, p.13-19, 2003.

CHEN, J.J.J et al. The Use of a Portable Muscle Tone Measurement Device to Measure the Effects of Botulinum Toxin Type A on Elbow Flexor Spasticity. **Archives of physical medicine and rehabilitation,** Chicago, v. 86, n. 8, p. 1655-1660, 2005.

CONRAD, M.O.; KAMPER, D.G. Isokinetic strength and power deficits in the hand following stroke. **Clinical neurophysiology:** official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology, Amsterdam, vol. 123, n.6, p. 1200-1206, 2012.

COSTA, P.B; et al. Acute effects of passive stretching on the electromechanical delay and evoked twitch properties. **European journal of applied physiology**, Berlim, v. 108, n.2, p. 301-310, 2010.

DOMBOVY, M.L. Maximizing recovery from stroke: new advances in rehabilitation. **Current Neurology and Neuroscience Reports**, Philadelphia, v. 9, n.1, p. 41-45, 2009.

FESS, E. et al. Splinting for patients with upper extremity spasticity. In: FESS, E. E.; PHILIPS, C. **Hand and upper extremity splinting**: principles & methods. 3<sup>a</sup> ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby, 2005, p. 517-536.

GHOTBI, N. et al. Measurement of lower-limb muscle spasticity: Intrarater reliability of Modified Modified Ashworth Scale. **Journal of rehabilitation research and development**, Washington, v. 48, n. 1, p. 83-88, 2011.

GILLEN, G. Acidente Vascular Cerebral. IN: PEDRETTI, L.W., EARLY, M.B. **Terapia Ocupacional** – capacidades práticas para disfunções físicas. São Paulo: Roca, 2005.

GOWLAND, C. et al. Measuring Physical Impairment and Disability With the Chedoke-McMaster Stroke Assessment. **Stroke**; a journal of cerebral circulation New York, v. 24, n.1, p. 58-63, 1993.

GREENBERG, D. A.; AMINOFF, M. S. **Neurologia Clínica**. Porto Alegre: Artes Médicas, 1996.

HARVEY, R. Improving poststroke recovery: neuroplasticity and task-oriented training. **Current treatment options in cardiovascular medicine**, Philadelphia, v. 11, n.3, p. 251-259, 2009.

HAUGH, A.B.; PANDYAN, A.D.; JOHNSON, G.R. A systematic review of the Tardieu scale for the measurement of spasticity. **Disability and rehabilitation**, London, v. 28, n. 15, p. 899-907, 2006.

KAMPER, D. G.; SCHMIT, B. D.; RYMER, W. Z. Effect of Muscle Biomechanics on the Quantification of Spasticity. **Annals of biomedical engineering**, New York, v. 29, n12, p. 1122–1134, 2001.

KOGANEMARU, S. et al. Recovery of upper-limb function due to enhanced use-dependent plasticity in chronic stroke patients. **Brain:** a journal of neurology, London, v. 133, n. 11, p. 2272-84, 2010.

LEE, H.M. et al. Time course analysis of the effects of botulinum toxin type A on elbow spasticity based on biomechanic and electromyographic parameters. **Archives of physical medicine and rehabilitation,** v. 89, n.4, p. 692-699, 2008.

LINDBERG, P.G. et al. Validation of a New Biomechanical Model to Measure Muscle Tone in Spastic Muscles. **Neurorehabilitation and neural repair**, New York, v. 25, n. 7, p. 617-625, 2011.

LODHA, N. et al. Bimanual force control strategies in chronic stroke: Finger extension versus power grip. **Neuropsychologia**, Oxford, v. 50, n. 11, p. 2536-2545, 2012.

LORENTZEN, J. et al. Assessment of a portable device for the quantitative measurement of ankle joint stiffness in spastic individuals. **Clinical neurophysiology**: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology, Amsterdam, v. 123, n.7, p. 1371–1382, 2012.

LORENTZEN, J. et al. Distinguishing active from passive components of ankle plantar flexor stiffness in stroke, spinal cord injury and multiple sclerosis. **Clinical neurophysiology**: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology, Amsterdam, v. 121, n.11, p. 1939-1951, 2010.

MENSE, S.; MASI, Al. T. Increased Muscle Tone as a Cause of Muscle Pain. **Muscle Pain:** Understanding the Mechanisms, 207-249, 2010.

MILLER, L.C.; DEWALD, J.P.A. Involuntary paretic wrist/finger flexion forces and EMG increase with shoulder abduction load in individuals with chronic stroke. **Clinical neurophysiology:** official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology, Amsterdam, v. 123, n. 6, p. 1216–1225, 2012.

MINUTOLI, V.P. et al. Efeito do movimento passivo contínuo isocinético na hemiplegia espástica. **Acta Fisiátrica, São Paulo**, v. 14, n. 3, p. 142-148, 2007.

MIRBAGUERI, M. M. et al. Muscle and reflex changes with varying joint angle in hemiparetic stroke. **Journal of neuroengineering and rehabilitation** [electronic resource], London, v. 27, n.5:6, p 1-15, 2008. Disponível em: < http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2292203/pdf/1743-0003-5-6.pdf>. Acesso em: 26 May 2011.

MOREIRA, D. et al. Abordagem sobre preensão palmar utilizando o dinamômetro JAMAR: uma revisão de literatura. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasilia, v. 11, n. 2, p. 95-99, 2003.

NAGHDI, S. et al. Interrater reliability of the Modified Modified Ashworth Scale (MMAS) for patients with wrist flexor muscle spasticity. Physiotherapy theory and practice, London, v. 24, n.5, p.372–379, 2008.

NASCIMENTO, L. R. **Desempenho muscular isocinético do complexo do ombro de indivíduos com hemiparesia crônica.** [dissertação – metrado] Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais. Minas Gerais, 2011.

OESS, N.P.; WANEK, J.; CURT, A. Design and evaluation of a low-cost instrumented glove for hand function assessment. **Journal of neuroengineering and rehabilitation** [electronic resource], v. 17, n 9:2, p. 1-11; 2012. Disponível em:<a href="http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3305482/pdf/1743-0003-9-2.pdf">http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3305482/pdf/1743-0003-9-2.pdf</a>. Acesso em: 31 oct. 2012.

PIOVESAN, F.; et al. Uma revisão sobre a plasticidade do músculo esquelético: expressão de isoformas de cadeia pesada de miosina e correlação funcional. **Fisioterapia e Movimento**, Curitiba, v. 22, n. 2, p. 211-220, 2009.

POLIT, D. F.; HUNGLER, B. P. Fundamentos de pesquisa em enfermagem. Porto Alegre: Artes Médicas; 1995. 391 p.

RESTREPO, L. Diagnóstico del ACV con neuroimágenes. **Acta Neurologica Colombiana**, Bogotá, v. 22, n.1, p.31-41, 2006.

RIBANI, M. et al. Validação em métodos cromatográficos e eletroforéticos. *Quím. Nova* [online], v. 27, n. 5, 771-780, 2004.

RODGERS, H. et al. Study design and methods of the BoTULS trial: a randomised controlled trial to evaluate the clinical effect and cost effectiveness of treating upper limb spasticity due to stroke with botulinum toxin type A. **Trials** [electronic resource], v. 9, n 59 p. 1-11, 2008. Disponível em: <a href="http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2611962/">http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2611962/</a>. Acesso em: 18 oct. 2012.

ROSALES, R.L. CHUA-YAP, A.S. Evidence-based systematic review on the efficacy and safety of botulinum toxin-A therapy in post-stroke spasticity. **Journal of neural transmission**, Wien, v. 115, n. 4, p. 617–623, 2008.

SHAW. L. C.O. et al. Botulinum Toxin for the Upper Limb After Stroke(BoTULS) Trial - Effect on Impairment, Activity Limitation, and Pain. **Stroke**; a journal of cerebral circulation, New York, v. 42, n.5, p. 1371-1379, 2011.

TEIXEIRA-SALMELA, L.F. et al. Assimetria e desempenho funcional em hemiplégicos crônicos antes e após programa de treinamento em academia. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v.9, n. 2, p. 227-233, 2005.

TIEVE, H.A.G.; ZONTA, M.; KUMAGAI, Y. Tratamento da espasticidade: uma atualização. **Arquivos de Neuro-psiquiatria,** São Paulo, v. 56, n. 4, p. 852-858, 1998.

TYSZYNSKI, M.H.; STEWARD, O. Concepts and methods for the study of axonal regeneration in the CNS. **Neuron**, Cambridge, v. 74, n. 5, p. 777-791, 2012.

VISCUSO, S. et al. Pseudoelastic Nitinol-Based Device for Relaxation of Spastic. **Journal of Materials Engineering and Performance**, v. 18, n.5–6, p. 805-13, 2009.

VLUGT, E. et al. The relation between neuromechanical parameters and Ashworth score in stroke patients. **Journal of neuroengineering and rehabilitation** [electronic resource], London, v. 7, n. 35, 2010. Disponível em: <a href="http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/35">http://www.jneuroengrehab.com/content/7/1/35</a>>. Acesso em: 15 jun. 2012.

WOODSON, A.M. Acidente vascular cerebral. IN: TROMBLY, C; RADONSKI,M.V. **Terapia Ocupacional para disfunções físicas.** São Paulo: Santos Editora, 2005.

ZAR, J. H. Biostatistical Analysis. 4th ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, 1999.

# **APÊNDICES**

# APÊNDICE A: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (SEM LESÃO)

### TCLE PARA SUJEITOS SEM LESÃO NEUROLÓGICA

Ribeirão Preto, de

de 2010.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

TERMO DE CONSENTIMENTO PARA PESQUISA – sujeitos sem lesão neurológica

Título do projeto: "AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DA MUSCULATURA ESPÁSTICA FLEXORA DE PUNHO E DEDOS E O USO DA ÓRTESE ESTÁTICA"

Pesquisador: Débora Couto de Melo Carrijo

Orientador: profa Dra Valéria Meirelles Carril Elui

Esse termo de consentimento diz respeito ao convite que o(a) senhor(a) recebeu para participar da validação de um instrumento de avaliação da resistência ao estiramento passivo do grupo muscular flexor do punho e dos dedos em adultos.

A fase inicial desse estudo diz respeito ao reconhecimento da resistência imposta pela mão de pessoas que não sofreram nenhuma lesão neurológica a fim de que esses dados possam ser comparados com a resistência daqueles que sofreram a lesão.

No caso de aceite em participara da pesquisa, hoje será realizada a avaliação da resistência do seu punho usando o aparelho desenvolvido pelas pesquisadoras.

Além dos procedimentos descritos acima, também será realizada uma entrevista com perguntas que visam conhecer sua lateralidade, amplitude de movimento e idade.

Para o estudo, todas as informações obtidas permanecerão confidenciais, de acordo com a lei. Os pesquisadores principais serão as únicas pessoas que manterão informações sobre o assunto. No mais, ao assinar esse termo de consentimento de realização do estudo, o(a) senhor(a) está ciente de que nenhum benefício especial ou pagamento será concedido em função da participação nessa pesquisa.

Está ciente que tem o direito de parar qualquer teste a qualquer momento se este for o seu desejo. Pode ainda contatar a pesquisadora pelo telefone 16-3602.2948 para respostas sobre esta pesquisa ou sobre a participação.

Eu,	
RG nº, a	baixo assinado, concordo em participar
deste estudo, tendo recebido informação	ões sobre os objetivos, justificativas e
procedimentos que serão adotados dur	ante a sua realização assim como os
benefícios que poderão ser obtidos.	
Autorizo a publicação das informaç	ões por mim fornecidas com a segurança
de que não serei identificado e de que	será mantido o caráter confidencial da
informação relacionada com a minha privado	cidade.
Tendo ciência do exposto acima, as	sino esse termo de consentimento.
Assinatura do Pesquisado	Débora Couto de Melo Carrijo
	CREFITO-3:5011-TO

# APÊNDICE B: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA SUJEITOS COM LESÃO NEUROLÓGICA

### TCLE PARA POPULAÇÃO COM LESÃO NEUROLÓGICA

Ribeirão Preto, de

de 2010.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

TERMO DE CONSENTIMENTO PARA PESQUISA – Fase I – ambulatório toxina botulínica

Título do projeto: "AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DA MUSCULATURA ESPÁSTICA FLEXORA DE PUNHO E DEDOS E O USO DA ÓRTESE ESTÁTICA"

Pesquisador: Débora Couto de Melo Carrijo

Orientador: profa Dra Valéria Meirelles Carril Elui

Esse termo de consentimento diz respeito ao convite que o(a) senhor(a) recebeu para participar da validação de um instrumento de avaliação da resistência ao estiramento passivo do grupo muscular flexor do punho e dos dedos em adultos com lesão neurológica central que fizeram a aplicação de toxina botulínica.

Nessa fase do estudo, pretende-se identificar se o instrumento de medida desenvolvido é capaz de analisar a resistência imposta pela mão de pessoas que sofreram lesão neurológica e que fizeram aplicação da toxina botulínica podendo, com isso, reconhecer se o aparelho consegue mensurar as mudanças ocorridas no período de um mês.

No caso de aceite em participara da pesquisa, hoje será realizada a avaliação da resistência do seu punho usando o aparelho desenvolvido pelas pesquisadoras e será agendado um retorno em um mês para que nova avaliação seja realizada. Esse retorno coincidirá com o retorno à consulta do ambulatório.

Além dos procedimentos descritos acima, também será realizada uma entrevista com perguntas que visam conhecer sua lateralidade, amplitude de movimento e idade.

Para o estudo, todas as informações obtidas permanecerão confidenciais, de acordo com a lei. Os pesquisadores principais serão as únicas pessoas que

manterão informações sobre o assunto. No mais, ao assinar esse termo de consentimento de realização do estudo, o(a) senhor(a) está ciente de que nenhum benefício especial ou pagamento será concedido em função da participação nessa pesquisa.

Está ciente que tem o direito de parar qualquer teste a qualquer momento se este for o seu desejo. Pode ainda contatar a pesquisadora pelo telefone 16-3602.2948 para respostas sobre esta pesquisa ou sobre a participação.

Eu,				
RG nº		, abaixo assinado	, concordo em p	articipar
deste estudo, te	endo recebido inform	nações sobre os	objetivos, justifica	ativas e
	ue serão adotados derão ser obtidos.	durante a sua re	alização assim c	como os
de que não sere	publicação das inforn ei identificado e de c onada com a minha pr	que será mantido		,
Tendo ciên	cia do exposto acima,	, assino esse termo	de consentimento	
		_		
Assinatura	do Pesquisado			Débora
Couto de Melo Ca	ırrijo			
		CRE	FITO-3:5011-TO	

**ANEXOS** 

### ANEXO A: OFÍCIO DE AUTORIZAÇÃO DO ESTUDO



HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

www.hcrp.fmrp.usp.br



Ribeirão Preto, 03 de fevereiro de 2009

Oficio nº 292/2009 CEP/SPC

Prezadas Senhoras,

O trabalho intitulado "AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DA MUSCULATURA ESPÁSTICA FLEXORA DE PUNHO E DEDOS E O USO DA ÓRTESE ESTÁTICA", foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 279" Reunião Ordinária realizada em 02/02/2009 e enquadrado na categoria: APROVADO, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, de acordo com o Processo HCRP nº 13522/2008.

Este Comitê segue integralmente a Conferência. Internacional de Harmonização de Boas Práticas Clínicas (IGH-GCP), bem como a Resclução nº 196/96 CNS/MS.

Lembramos que devem ser apresentados a este CEP, o

Relatório Parcial e o Relatório Final da pesquisa.

Atenciosamente.

PROF. DR. SÉRGIO PEREIRA DA CUNHA Coordenador de Comité de Ética em Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustrissimas Senhoras **DÉBORA COUTO DE MELO CARRIJO PROFª DRª VALÉRIA MEIRELLES CARRIL ELUI**Depto. de Neurociências e Ciências do Comportamento Terapia Ocupacional

Comité de Ética em Pesquisa HCRP e FMRP-USP - Campus Universitário FWA - 0000 2733; IRB - 0000 2186 e Registro SISNEP/CONEP nº 4 Fone (16) 3602-2228 - E-mail : cep@hcrp.finrp.usp.br Monte Alegre 14048-900 Ribeirão Preto SP