Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

**"ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DO MOVIMENTO DE FLEXÃO DE PUNHO EM
INDIVÍDUOS HEMIPLÉGICOS ESPÁSTICOS."**

Raquel Aparecida Napolitano de Azevedo.

Presidente Prudente
2010

Raquel Aparecida Napolitano de Azevedo

**“ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DO MOVIMENTO DE FLEXÃO DE PUNHO EM
INDIVÍDUOS HEMIPLÉGICOS ESPÁSTICOS”**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Ciências e Tecnologia da Universidade
Estadual Paulista – UNESP, para obtenção do
Título de Mestre em Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Neri Alves.

Presidente Prudente
2010

Dedicatória.

Dedico esta minha dissertação ao amor da minha vida e grande companheiro Fábio, que esteve sempre ao meu lado me apoiando, dando forças e o seu amor em todos os momentos. Sem a sua presença nada disso seria possível

Aos meus pais Giuseppe e Neuza por todo apoio e carinho que me dedicaram durante toda a minha vida.

As minhas irmãs (“Assunta, Regina, Ângela, Silvia e Fernanda”) por serem amigas conselheiras e minhas mães-irmãs.

Aos meus irmãos (Nando e Ricardo) por serem meus companheiros amigos-irmãos.

Aos meus cunhados e a minha cunhada por compreenderem os Napolitanos e por nos fazerem mais felizes.

Aos meus sobrinhos, os nove anjinhos da nossa família, que nos ensinaram o verdadeiro valor da palavra amor.

A minha sogra, Regina, e ao meu sogro, Roberto, por me acolherem como filha, pelo apoio e carinho durante todos esses anos.

Ao Vô Humberto, por ter sido meu “avô de empréstimo”, que me mostrou muito sobre a sabedoria da vida.

Amo cada um de vocês de um modo todo especial. E essa é mais uma conquista nossa!!!!!!

Agradecimentos

Agradeço a Deus por me dar mais essa oportunidade de aprimorar meus estudos e minha personalidade. Mostrando o valor do saber esperar.

Ao Dr. Professor Neri Alves, por toda sua sabedoria disponibilidade, dedicação no auxílio da execução deste trabalho e principalmente por ter me dado essa oportunidade e toda a sua confiança em mim.

Ao Prof.Dr. Augusto Cesinando (e padrinho), por toda a sua disponibilidade em partilhar seus conhecimentos e pacientes. Pelo seu jeito direto sincero e divertido de ser. Tornando os momentos difíceis da execução desse trabalho mais leves.

Ao Prof.Dr. Fábio Mícolis de Azevedo por todas as dúvidas sanadas, pelo apoio técnico (dentre outros) e pela paciência durante a execução desta dissertação.

Ao Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho, pelo apoio e disponibilidade do Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano para a realização desta pesquisa.

Aos companheiros do laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano pelas conversas, pelas “mãozinhas” no experimento, pelo apoio e empenho para que nosso laboratório pudesse cada vez mais crescer. Em especial a “Helô”, companheira de bancada, seu apoio foi essencial.

A disponibilidade e paciência de cada um dos meus voluntários, sem os quais nada disso seria possível.

Aos funcionários da seção de pós-graduação por serem sempre muitos gentis e competentes na solução dos problemas.

Ao funcionário Paulo, da marcenaria, por todo auxílio na confecção do ergômetro.

Ao Sr. Edson, que auxiliou na montagem do equipamento.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	02
2. REVISÃO DA LITERATURA	05
2.1. Considerações sobre o acidente vascular cerebral e suas complicações.....	05
2.2. Considerações sobre os métodos de avaliação do músculo espástico.....	09
2.3. Considerações sobre a eletromiografia de superfície.....	13
2.4. Considerações sobre a articulação do punho dos músculos bíceps, flexor e extensor ulnar do carpo.....	17
3. OBJETIVOS	20
3.1. Objetivo do mestrado	20
4. MATERIAIS E METODOS PRELIMINARES	21
4.1. Delineamento experimental.....	21
4.2. Instrumentação.....	22
4.2.1. Ergômetro de punho.....	22
4.2.2. Eletrogoniômetro	24
4.2.3. Acelerômetro	24
4.2.4. Célula de carga	25
4.2.5. Eletroímã	26
4.2.5. Eletrodos para a captação do sinal de EMG	27
4.2.6. Condicionador de sinais	28
4.3. Grupo Amostral	29
4.4. Procedimentos experimentais	30
4.4.1. Posicionamentos dos sujeitos	30
4.4.2. Ensaio para a validação do ergômetro.	31
4.4.2.1. Teste de reprodutibilidade da leitura da força de desacoplamento na célula de carga do ergômetro.	32

4.4.2.2. Resultados do Teste de reprodutibilidade da leitura da força de desacoplamento na célula de carga do ergômetro.....	32
4.4.2.3. Seleção dos níveis de carga significantes do ergômetro	33
4.4.2.4. Resultado dos níveis de carga significantes do ergômetro	34
4.4.3. Ensaio com indivíduos hemiplégicos e saudáveis com o ergômetro de punho	34
4.4.3.1 Teste de contração voluntária máxima	35
4.4.3.2 Teste de flexão de punho	35
4.5. Processamento dos sinais.....	36
4.5.1 Descrição das etapas	36
4.6. Tratamento estatístico dos dados.....	45
4.6.1. Tratamento estatístico paramétrico	45
4.6.2. Tratamento estatístico multivariado através das componentes principais	45
4.7. Delimitações e controle do erro experimental.	47
4.7.1. Delimitações nos procedimentos de coleta	47
4.7.2. Delimitações na instrumentação.....	47
 5. RESULTADOS.	 49
5.1. Resultados do teste de flexão de punho.....	49
5.1.1. Resultados do Conjunto 1-Variáveis temporais.....	50
5.1.2. Resultados do Conjunto 2-Variáveis de intensidade do sinal de EMG.....	52
5.1.3. Resultados do Conjunto 3-Indicadores de coativação muscular.....	56
5.1.4. Resultados do Conjunto 4-Goniometria.....	60
5.2. Análises complementares (componentes principais).....	61
 6. DISCUSSÃO.	 64
6.1. Discussão dos resultados sobre a análise das variáveis temporais.....	64
6.2. Discussão dos resultados sobre as variações de intensidade do sinal de EMG.	65
6.2.1. Análise dos resultados da ativação do músculo agonista.	65
6.2.2. Análise dos resultados da ativação do músculo antagonista	65
6.2.3. Análise dos resultados da ativação do músculo Bíceps.	66
6.3. Discussão dos resultados sobre os indicadores de coativação muscular.	66
6.3.1. Análise dos resultados sobre coativação agonista-antagonista.	66
6.3.2. Análise dos resultados sobre coativação agonista bíceps.	68
6.4. Discussão dos resultados sobre a goniometria.	69
6.4.1. Análise dos resultados sobre amplitude total do movimento.....	69
6.5. Discussão das Análises complementares (Componentes principais)	69
 7-CONCLUSÃO	 72
 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	 74
ANEXO I	

LISTA DE FIGURAS

Página

FIGURA 01- Diagrama representativo das aplicações da eletromiografia em biomecânica, adaptado de Amadio (1996).	13
FIGURA 02- Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora, adaptado de DeLUCA (1979).	14
FIGURA 03- Movimentos de extensão (A) e de flexão (B) do punho.....	17
FIGURA 04- Músculos flexores do punho.	18
FIGURA 05- Músculos extensores do punho.	18
FIGURA 06- Sinergismo do punho e dos dedos na extensão e na flexão de punho.	19
FIGURA 07- Músculo Bíceps braquial com cotovelo em flexão	19

FIGURA 08- Esquema representativo do delineamento experimental.....	21
FIGURA 09- Representação esquemática do ergômetro de punho. 1-eletrogoniômetro, 2-acelerômetro, 3-célula de carga, 4- eletroímã, 5- disco do eletroímã, 6- Sistema tubular em aço, 7- apoio em PVC, 8 – Placa articulada em aço	22
FIGURA 10- Foto de vista superior do ergômetro.....	23
FIGURA 11- Apoio triangular em espuma fixo a placa.	23
FIGURA 12- A - Eletrogoniômetro, abaixo do eixo de rotação da placa.....	24
FIGURA 13- A- circuito do acelerômetro na placa de fenolite. B-Destaque ao acelerômetro encapsulado fixado na extremidade da placa.....	25
FIGURA 14- A - Vista frontal do ergômetro com a célula de carga (1) na lateral presa ao sistema tubular (2) com eletroímã na extremidade.....	25
FIGURA 15- Esquema do circuito controlador da voltagem do eletroímã.....	26
FIGURA 16- Aparelho de eletroestimulação Nemesys 941 da marca Quark®. .	27
FIGURA 17- Posicionamento dos eletrodos de superfície.	28
FIGURA 18- Módulo condicionador de sinais da marca LYNX®, modelo EMG 1000.	28
FIGURA 19- Posicionamento dos voluntários para execução do experimento ..	31
FIGURA 20- Esquema representativo do processamento de dados.....	36

FIGURA 21-	Exemplo dos sinais eletromiográficos dos músculos extensor ulnar do carpo, flexor ulnar do carpo e bíceps braquial, da célula de carga, do acelerômetro e da divisão das fases do movimento.....	38
FIGURA 22-	Envoltório linear (50Hz) dos sinais eletromiográficos dos músculos agonistas e antagonistas. A área demarcada na figura representa a co ativação do agonista em relação ao agonista	39
FIGURA 23-	Gráfico referente aos valores médios do tempo (ms) com desvio padrão em cada fase do movimento..	49
FIGURA 24-	Gráfico referente ao RMS do músculo agonista (u.n) com desvio padrão em cada fase do movimento	51
FIGURA 25-	Gráfico referente ao RMS do músculo antagonista (u.n) com desvio padrão em cada fase do movimento	52
FIGURA 26-	Gráfico referente ao RMS do músculo Biceps (u.n) com desvio padrão em cada fase do movimento.....	54
FIGURA 27-	Gráfico referente aos valores médios de porcentagem da coativação e desvio padrão dos músculos agonista antagonista em cada fase do movimento.	55
FIGURA 28-	Gráfico referente aos valores médios de porcentagem da coativação e desvio padrão dos músculos agonista biceps em cada fase do movimento.	57
FIGURA 29-	Gráfico referente aos valores dos ângulos finais do movimento para as quatro condições.	58
FIGURA 30	“Component scores” indicando 1- sujeito hemiplégico Ashworth 1; 2- sujeito hemiplégico Ashworth 2; 3- sujeito saudável.	61

LISTA DE TABELAS

Página

TABELA 01- Dados de caracterização da amostra de hemiplégicos.....	29
TABELA 02- Dados de caracterização da amostra de sujeitos saudáveis.....	29
TABELA 03- Valores de quilogramas força (kgf) da célula de carga para o desacoplamento do disco realizado em dias distintos	32
TABELA 04- Níveis de voltagem significantes com os respectivos valores de força média em kgf e desvio padrão necessária para desacoplar o disco do eletroímã	34
TABELA 05- Valores médios do tempo com desvio padrão (ms) em cada fase do movimento para quatro condições diferentes.....	48
TABELA 06- Valores de RMS (u.n) e o desvio padrão do músculo agonista em cada fase do movimento para as quatro condições diferentes.	50

TABELA 07-	Valores de RMS (u.n) e o desvio padrão do músculo antagonista em cada fase do movimento para as quatro condições diferentes.....	52
TABELA 08-	Valores de RMS (u.n) e o desvio padrão do músculo bíceps em cada fase do movimento para as quatro condições diferentes.	53
TABELA 09-	Valores médios da porcentagem de coativação e desvio padrão dos músculos agonista antagonista em cada fase do movimento para as quatro condições.	55
TABELA 10-	Valores médios da porcentagem de coativação e desvio padrão dos músculos agonista bíceps em cada fase do movimento para as quatro condições.	56
TABELA 11-	Valores dos ângulos finais do movimento e desvio padrão para as quatro condições.	58
TABELA 12-	Resultados das análises das principais componentes para um sujeito saudável deslocando a placa com carga mínima	59
TABELA 13-	Resumo dos resultados das análises das principais componentes. Relação entre as componentes principais e os índices de correlação para dois sujeitos hemiplégicos e um saudável.....	60

LISTA DE ABREVIATURAS

Ag - Prata

AgCl - Cloreto de Prata

Ago T – Ativação do agonista no tempo total

ANOVA - Análise de variância

AVC - acidente vascular cerebral

AVD - atividades de vida diária

BB - bíceps braquial

Bic F1 – ativação do músculo bíceps na fase 1

Bic F2– ativação do músculo bíceps na fase 2

Bic F3– ativação do músculo bíceps na fase 3

Bic T – ativação do músculo bíceps no tempo total

CMRR - Modo de Rejeição Comum

CPs - Componentes Principais

CV - Coeficiente de Variação

CVIM - Contração Isométrica Voluntária Máxima

CoTb - Co ativação do agonista e bíceps no tempo total

CoF3 b - Co ativação do agonista e bíceps na fase 3

EAm - Escala de Ashworth modificada

EUC - extensor ulnar do carpo

EMG - Sinal eletromiográfico

FMED - frequência média do espectro

FUC - flexor ulnar do carpo

Kgf - Quilogramas força

Hz -Hertz

ICC - Coeficiente de correlação intraclasse

MIF - Medida de Independência Funcional

NS - Não Significante

N - Newtons

PCA – Análise das Componentes Principais

RMS - Root Mean Square

SD - Desvio Padrão

Tempo F1 – Tempo da Fase 1

Tempo F2 – Tempo da Fase 2

Tempo F3 – Tempo da Fase 3

Tempo T - Tempo total

u.n. – unidades normalizadas

RESUMO

A presente dissertação de mestrado abordou a avaliação dos músculos envolvidos no movimento de flexão de punho em hemiplégicos espásticos. Para tal foi desenvolvido e validado um ergômetro, para caracterizar o movimento em associação com a aplicação da eletromiografia de superfície dos músculos bíceps, flexores e extensores do carpo. Os sujeitos foram orientados a realizar flexão do punho, para deslocar a placa do ergômetro sob uma carga mínima e máxima. Deste evento os sinais coletados foram: EMG dos flexores e extensores ulnar do carpo e bíceps; a força aplicada; a posição angular em função do tempo e a aceleração angular. Através da análise direta desses sinais, o movimento foi dividido em três fases, com contração muscular isométrica, concêntrica e excêntrica. Com o tratamento dos sinais de eletromiografia obteve-se vinte e cinco variáveis de interesse, relativas ao movimento total e cada fase. Destas foram destacadas as que diferenciam hemiplégicos de sujeitos saudáveis nas duas cargas impostas. A fim de identificar neste conjunto de variáveis as que são capazes de diferenciar sujeitos saudáveis dos hemiplégicos com Ashworth diferentes foi utilizada a análise das principais componentes. Esta análise revelou que oito variáveis são importantes na diferenciação, sendo elas relacionadas à ativação do agonista, do bíceps e a coativação do bíceps com relação ao agonista. Assim pode-se concluir que o ergômetro contemplou o propósito de servir como equipamento capaz de auxiliar na distinção dos sujeitos hemiplégicos e saudáveis, e apresenta um grande potencial a ser explorado no estudo dos músculos espásticos.

Palavras-chave : eletromiografia, espasticidade, hemiplegia.

1 - INTRODUÇÃO.

O acidente vascular cerebral (AVC) consiste numa doença do sistema nervoso central, decorrente de distúrbios no fluxo sanguíneo cerebral. Após o AVC, os indivíduos apresentam déficits motores e/ou sensitivos em uma metade do corpo, geralmente contralateral ao hemisfério lesado, denominado hemiplegia. Esta é a consequência mais clássica do AVC, mas há outros importantes sinais clínicos, como comprometimento cognitivo, distúrbios na fala e, principalmente, os distúrbios do tônus muscular caracterizados, por exemplo, pela espasticidade.

Uma vez instalada a espasticidade, o paciente tem sua função motora restrita, tornando-se dependente na execução das suas atividades de vida diária (AVD). A fim de reduzir essa dependência, a espasticidade deve ser tratada. Neste sentido, é de grande importância clínica inferir o grau de comprometimento motor causado por este distúrbio. Uma boa avaliação fornece informações que podem orientar e aperfeiçoar a intervenção terapêutica e fatores que refletem a progressão do paciente frente à terapia.

Vários são os métodos, descritos na literatura especializada, voltados para a avaliação da espasticidade, estes podem ser divididos basicamente em métodos que fornecem medidas qualitativas de caráter subjetivo e quantitativas de caráter objetivo. Os métodos de caráter subjetivos são aqueles baseados na aplicação de questionários. Eles fornecem como resultado dados qualitativos e apresentam dependência com a experiência do terapeuta que está executando o procedimento. Dentre eles destaca-se a escala de Ashworth modificada (EAm), que consiste num procedimento utilizado para mensurar o grau de espasticidade muscular. No qual o terapeuta realiza passivamente o movimento de uma articulação pré-estabelecida,

em toda a sua amplitude, avaliando a resistência ao estiramento do grupo muscular, atribuindo valores que indicam desde nenhuma alteração no tônus muscular, até uma rigidez em flexão ou extensão ^(1, 2).

As ferramentas de caráter objetivos de avaliação podem ser operacionalizadas pela biomecânica. Seus métodos possibilitam a obtenção de dados quantitativos essenciais para a diminuição da carga empírica e subjetiva. Dentre as ferramentas em biomecânica que podem ser aplicadas para este fim destacam-se os indicadores cinemáticos, cinéticos e fisiológicos (eletromiografia).

A eletromiografia de superfície tem se mostrado um método objetivo capaz de avaliar o comportamento muscular durante um gesto em pessoas saudáveis e também na presença de seqüelas motoras que envolvam diretamente os mecanismos de ativação muscular. Portanto tem um excelente potencial para a aplicação desta ferramenta na avaliação da condição de espasticidade de pacientes pós AVC. Um exemplo é o estudo de KURIKI, et al. ⁽³⁾ que utilizou a eletromiografia na análise da influência da co-contração anormal na restrição da movimentação voluntária de pacientes com AVC utilizando a eletromiografia de superfície. Seus achados demonstraram que os hemiplégicos com espasticidade menos severa, apresentaram déficit na ativação dos músculos flexores ulnar do carpo do lado plégico em relação ao lado não plégico e os indivíduos gravemente acometidos pela espasticidade apresentaram déficit de inibição recíproca. Observou-se também que o membro não plégico em hemiplégicos apresentavam ativação média maior que nos indivíduos normais durante a execução do mesmo gesto. Estes resultados sugerem a presença de alteração na coordenação e compensação muscular no lado não acometido pela seqüela do AVC.

Este estudo evidenciou o potencial da aplicação da eletromiografia de superfície, como exame complementar, na prática clínica de pacientes que apresentam diferentes graus de espasticidade. Entretanto, na literatura estudos desta natureza são pouco explorados. Neste contexto, justifica-se a necessidade de novos estudos para o desenvolvimento de métodos mais apurados para a prospecção do sinal EMG e a consequente melhora nas análises dos sinais eletromiográficos. O objetivo final é propor uma metodologia classificatória para o grau de espasticidade em pacientes pós AVC, baseada em dados objetivos e quantitativos.

Diante do exposto, neste estudo foi construído um ergômetro para padronizar a execução do movimento de flexão de punho. E assim analisar o comportamento do extensor e do flexor ulnar do carpo durante este movimento em sujeitos hemiplégicos e saudáveis. Visando identificar os fatores cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos que diferenciem os sujeitos espásticos dos saudáveis, quantitativamente.

2. REVISÃO DA LITERATURA.

2.1. Considerações sobre o acidente vascular cerebral e suas complicações.

O acidente vascular cerebral (AVC) pode ser definido como um déficit neurológico focal súbito devido a uma lesão vascular, um distúrbio hemodinâmico ou de coagulação ⁽⁴⁾. A consequência clássica do AVC é a hemiplegia, caracterizada por perda de movimentos voluntários em um hemicorpo e alterações do tônus muscular, que pode estar aumentado (hipertonia ou espasticidade) ou diminuído (hipotonia). Embora, a hemiplegia seja o mais evidente, outros comprometimentos resultantes do AVC são igualmente incapacitantes como: a disfunção sensorial, os distúrbios de fala, de audição, o déficit visual, o acometimento mental e intelectual ^(5,6). Imediatamente após a instalação da hemiplegia, ocorre um quadro de flacidez, que pode durar de poucos dias a semanas, evoluindo para graus variáveis de espasticidade ^(4, 7, 8).

Define-se espasticidade como uma disfunção do tônus muscular, caracterizada por aumento deste, dependente da velocidade da mobilização do segmento, aumento dos reflexos de alongamento tônico, com espasmos exagerados do tendão, resultante da hiperexcitabilidade dos reflexos. Tal disfunção tem como resultado um desequilíbrio na regulação do tônus muscular, com o aparecimento de reflexos anormais, como o reflexo de Babinski, e perda de mobilidade articular ^(9, 10, 11). Assim, a alteração de tônus é um importante fator incapacitante na realização de atividades de vida diária (AVD) e da marcha ^(9, 10, 11).

Além destas restrições, a espasticidade tem como características a perda de destreza do movimento, a piora do controle postural e alterações da inibição recíproca. Devido a tantas restrições e por ser, atualmente, o único componente

tratável da síndrome do motoneurônio superior, há uma grande preocupação em se avaliar adequadamente a espasticidade, com o objetivo de se aperfeiçoar a intervenção clínica ⁽¹²⁾. Além disso, a mensuração pode ajudar a estabelecer o diagnóstico funcional, prognóstico e a severidade da seqüela ⁽¹³⁾.

Em pacientes hemiplégicos, a espasticidade está mais evidente na musculatura antigravitacional; nos músculos flexores e extensores dos membros superiores e inferiores respectivamente e a fraqueza é mais comumente observada nos extensores do que nos flexores ^(14,15).

As seqüelas do acidente vascular cerebral são multifocais e dependentes do mecanismo, da extensão e da localização da lesão vascular. Em geral as lesões no córtex motor de um hemisfério ou do trato corticoespinhal resultam em alterações no outro lado do corpo, como uma fraqueza e um déficit da precisão de movimento. Estas alterações podem ser transitórias ou parciais, ou mesmo a paralisia completa dependendo da espécie e da extensão da lesão. Entretanto há evidências crescentes de que as alterações não são apenas contralaterais à lesão, são também ipsilaterais. Isso se deve aos 30% das fibras dos axônios corticoespinhais que descendem do mesmo lado pelo trato corticoespinhal ventral, e não cruzam a linha média na decussação das pirâmides. Isto explicaria a contribuição de neurônios corticoespinhais em movimentos ipsilaterais, sugerindo um envolvimento potencial de neurônios do hemisfério intacto na recuperação de função motora depois de lesões contralaterais ^(16,17). Tais alterações resultam em um comando descendente espástico anormal, contribuindo para os déficits de movimentação voluntária bilateral dos hemiplégicos ⁽¹⁸⁾.

A recuperação das funções motoras e sensoriais são sempre restabelecidas de formas anormais. O membro superior, depois de um período de flacidez, passa

por um curso comum de recuperação que inclui o desenvolvimento de uma flexão espástica involuntária. Esta é denominada sinergia patológica e é observada em pacientes hemiplégicos, durante o esforço de uso do membro superior nas atividades funcionais. Acarretando, principalmente, grande dificuldade de controlar os movimentos isolados de suas articulações ⁽¹⁹⁾.

O déficit de força muscular também tem sido descrito bilateralmente e é mais acentuado em regiões mais distais do corpo do indivíduo hemiplégico. Na literatura a fraqueza após o AVC tem sido descrita não somente como uma alteração na magnitude da força, mas também de forma mais ampla como um déficit na velocidade de produção de força, um rápido início de fadiga, um excessivo senso de esforço e uma dificuldade em produzir força efetivamente ⁽²⁰⁾.

A força muscular é produzida por mecanismos musculares e neurais, e ambos estão acometidos nos hemiplégicos. A lesão significativa do AVC compromete a ativação neural. E a inatividade decorrente da seqüela motora e a alteração na ativação muscular geram atrofia e mudanças nas fibras musculares e também explicam a relação dos mecanismos musculares com a fraqueza de pacientes hemiplégicos crônicos ⁽²⁰⁾.

Um conjunto substancial de trabalhos com hemiplégicos crônicos, ou seja, naqueles em que boa parte da recuperação motora já ocorreu (se houver), mostrou que os mecanismos neuromusculares da hemiplegia incluem: (1) perda de funcionamento de unidades motoras (2) mudanças na ordem de recrutamento de unidades motoras, e (3) mudanças nas taxas de disparo de unidades motoras. Estas mudanças na fisiologia da unidade motora resultam em alterações dos padrões de ativação muscular, tais como um decréscimo na capacidade de recrutar os músculos agonistas para uma determinada tarefa, atraso do início e da cessação da atividade

muscular antagonista, co-ativação, e a perda de ativação seletiva de um grupo de músculos, que são as qualificações necessárias para realizar tarefas motoras ^(21,22).

A perda da ordem de recrutamento e da taxa de disparo das unidades motoras é resultado de um conjunto de motoneurônios com ineficiência de ativação muscular, acarretando a perda de força, um aumento no esforço e a percepção clínica de fraqueza muscular ⁽²³⁾. Além do pobre desempenho nas unidades motoras, existem algumas alterações na estrutura muscular dos hemiplégicos crônicos, que podem acarretar aumento do tempo para a geração de torque. Os exemplos são diversas alterações na estrutura músculo-tendíneas, tais como alterações no tamanho da fibra muscular, nas distribuições dos tipos e provavelmente dos comprimentos das fibras, em conjunto com alterações nas propriedades morfológicas e mecânicas de materiais intra e extracelulares ^(24,25).

Estudos da resposta à fadiga com EMG também mostram atrofia de fibras do tipo II nos músculos dos hemiplégicos, o que é compensado por uma hipertrofia e um aumento na proporção/predominância de fibras do tipo I. O grau da atrofia muscular de fibras tipo II dos hemiplégicos parece estar mais relacionada com as atividades físicas diárias do que com a severidade do AVC, início do AVC, ou índice de atividade de vida diária ^(20,26).

Essa alteração na composição da fibra muscular é uma das explicações para a diminuição do torque articular e na amplitude articular, principalmente na musculatura flexora de hemiplégicos, bem como a alteração no mecanismo de inibição recíproca. A inibição recíproca é a inibição da musculatura antagonista, para a ativação da musculatura agonista durante um movimento. No hemiplégico ocorre a co-contração agonista-antagonista, com um conseqüente enrijecimento articular e muscular. Por exemplo, para produzir movimentos de extensão, ocorre a coativação

dos músculos agonistas e antagonistas limitando a amplitude fisiológica da extensão (9, 27, 28).

A capacidade de recrutamento de agonistas diminuída acarreta o recrutamento de músculos sinergistas secundários, que resultam em movimentos compensatórios ou sinergias patológicas. As sinergias patológicas podem ser flexoras; (combinação de flexão de cotovelo, abdução de ombro e rotação externa e flexão de punho e dedos), e ou extensoras; (extensão de cotovelo, adução de ombro e rotação interna e flexão de punho e dedos). A sinergia patológica pode ser vista como uma estratégia alternativa de recrutamento motor para completar a atividade (29).

Diante de todas essas alterações, somente cerca de 5% dos indivíduos paralisados pelo AVC recuperam o controle motor total do braço e da mão, e cerca de 20% não tem um uso funcional. O prognóstico da recuperação do membro superior nos casos em que não há o uso funcional do membro é ruim, apesar dos esforços terapêuticos intensivos (23). Estas informações reforçam a necessidade de uma abordagem direcionada ao tratamento do membro superior plégico. Apontando a importância de um equipamento que possa mensurar o déficit inicial do membro superior, bem como sua recuperação pós-terapia.

2.2. Considerações sobre os métodos de avaliação do músculo espástico.

Os métodos de avaliação da espasticidade podem ser subdivididos em três grandes subgrupos: escalas clínicas, métodos biomecânicos e neurofisiológicos. Apesar de todas essas técnicas, não há um consenso sobre a padronização e a utilização delas na prática clínica (30,31).

As escalas clínicas são métodos ditos subjetivos, na sua maioria, têm a intenção de avaliar a resistência à movimentação passiva e os outros fenômenos clínicos observáveis como, por exemplo: a amplitude de movimentação, a posição do membro no repouso, os reflexos tendíneos, o clônus e os espasmos. Estão relacionadas ao fenômeno, ou como a espasticidade afeta a função como: i) avaliação de Fugl – Meyer, ii) Medida de Independência Funcional (MIF) iii) e a Escala de Ashworth modificada (EAm), que ainda corresponde a mais utilizada, devido a sua praticidade e facilidade de aplicação ^(32, 33, 34).

Na EAm o terapeuta realiza passivamente o movimento de uma articulação pré-estabelecida, em toda a sua amplitude de movimento, avaliando a resistência muscular durante o estiramento do grupo muscular. Ao grau de resistência encontrado durante o estiramento muscular atribui-se valores de zero a quatro, que indicam desde nenhuma alteração no tônus muscular, até uma rigidez em flexão ou extensão. Esta escala tem sido escolhida em vários estudos de pacientes acometidos por alterações neurológicas ^(1, 35, 2). Porém, uma grande desvantagem para a aplicação deste método está relacionada ao desencadeamento de reflexos tônicos e fásicos durante mobilizações manuais, fator que pode gerar diferentes respostas ao estiramento passivo ⁽³¹⁾.

Outra desvantagem reside no fato da EAm não apresentar uma condição padronizada de aplicação. Por exemplo, enquanto alguns clínicos avaliam o tônus muscular a partir do estado de repouso, outros têm recomendado a flexão e extensão do membro algumas vezes imediatamente antes da verificação da medida. Essa falta de padronização pode induzir a erros na medida devido à excitabilidade do reflexo de estiramento em repouso ser diferente da excitabilidade de um músculo em movimento ^(34, 36).

Os métodos biomecânicos e neurofisiológicos são quantitativos, fornecem dados numéricos, provenientes de medições, em relação à espasticidade do paciente e livres de subjetividade, uma vez que excluem da análise o fator humano.

Nas avaliações biomecânicas destacam-se os indicadores biomecânicos provenientes da análise de parâmetros cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos.

Um exemplo é o teste do pêndulo ou teste da queda, no qual o paciente fica sentado ou deitado na posição supina, com os membros inferiores pendentes sobre a borda da mesa. Assim, o membro inferior relaxado é passivamente estendido e depois solto, de forma que faça um balanço de acordo com a gravidade. Em indivíduos com tônus muscular normal, o membro flexiona cerca de setenta graus e oscila em movimento pendular. Em pacientes com espasticidade dos músculos do membro inferior, o membro pode não chegar à posição vertical e balançar menos vezes que o contralateral não espástico. É um teste de fácil aplicação, validado e bem documentado em pacientes saudáveis, espásticos e parkinsonianos. Porém, há fatores, não relacionados à espasticidade, que podem influenciar a medida como as mudanças nas propriedades mecânicas do tecido muscular devido ao desuso ^(9, 12,13).

Outra ferramenta da biomecânica utilizada para avaliar o grau de espasticidade de um paciente, é o dinamômetro isocinético. O que permite a mensuração contínua do torque e o controle de diferentes parâmetros, como a posição do paciente, ângulo e velocidade dos movimentos. Também é capaz de medir as mudanças nas atividades reflexas tônicas e fásicas do músculo espástico, já que o aumento no reflexo tônico aumenta o torque ao estiramento passivo. Assim, o dinamômetro isocinético é proposto para quantificar a espasticidade, por meio da medida do torque gerado na articulação frente à mobilização passiva ^(13,31).

Percebe-se que os indicadores acima citados são baseados no efeito ocasionado pela presença da espasticidade. Entretanto, existem métodos neurofisiológicos que permitem avaliar a espasticidade obtendo-se indicadores relacionados com a fisiopatologia de sua causa, neste caso, avaliando o comportamento neuro-motor e muscular. Estes investigam a espasticidade principalmente pelas respostas elétricas do sistema motor sobre uma variedade de estímulos como: estimulação elétrica de nervos periféricos, estimulação mecânica de tendões musculares bem como movimentações passivas e ativas. A resposta neuromuscular dos métodos neurofisiológicos é obtida por registro eletromiográfico de eletrodos de superfície ^(13, 37, 38, 39).

Dentre os parâmetros eletromiográficos, os valores de intensidade (RMS - *root mean square*) e frequência média do espectro (FMED) são comumente usados na avaliação do sinal de EMG. São utilizados para inferir sobre os comandos fisiológicos do sistema nervoso central ao músculo e sobre a relação entre o nível de ativação muscular e o desenvolvimento de fadiga. Portanto são parâmetros úteis a serem avaliados em hemiplégicos ^(40,41).

Uma das dificuldades em análises eletromiográficas com hemiplégicos, é a normalização do sinal de EMG. Geralmente os sinais são normalizados com relação aos valores a contração voluntária máxima. Assim, uma limitação deste método é que ele não pode ser usado de forma confiável em casos de indivíduos com espasticidade, pois estes não conseguem realizar uma contração voluntária máxima consistente ⁽³²⁾.

Outro aspecto é que nesses indivíduos, a co-ativação da musculatura do antagonista é freqüentemente observada e essa atividade anormal pode envolver disparos ou amplitudes inapropriadas das ativações musculares individuais. Este

padrão de co-contração de atividade dificulta a mobilidade articular, durante atividades funcionais ⁽³²⁾.

Após a revisão da literatura sobre os vários métodos de avaliação sugere-se que o ideal seria o uso conjunto de avaliações subjetivas e objetivas. Que distinguíssem mudanças mecânicas e neurogênicas e que considerassem as respostas ativas durante movimentos funcionais e as respostas passivas durante o alongamento, devido à complexidade da espasticidade ⁽³⁶⁾.

2.3. Considerações sobre a eletromiografia de superfície.

Eletromiografia é o termo genérico que expressa o método de registro da atividade elétrica de um músculo quando realiza contração. Este método apresenta inúmeras aplicações, notadamente na clínica médica para diagnóstico de doenças neuromusculares; na reabilitação, na reeducação da ação muscular (biofeedback eletromiográfico); na anatomia, com o intuito de revelar a ação do músculo em determinados movimentos; e na biomecânica ⁽⁴²⁾.

A utilização da eletromiografia na biomecânica, como ilustrado na figura 01 tem como propósitos fundamentais: (a) indicar estresse muscular; (b) padrões de movimentos e (c) identificar parâmetros de controle do sistema nervoso ^(43, 44).

FIGURA 01 – Diagrama representativo das aplicações da eletromiografia em biomecânica, adaptado de Amadio (1996).

É importante ressaltar que o sinal de EMG reflete os acontecimentos fisiológicos e são extremamente individualizados, portanto músculo dependente ⁽⁴⁵⁾.

Sob condições normais, um potencial de ação que se propaga por um motoneurônio ativa todos os seus ramos; por sua vez, estes ativam todas as fibras musculares de uma unidade motora ^(46,47). Na membrana pós-sináptica a despolarização se propaga em ambas as direções ao longo da fibra muscular. A despolarização de membrana, que corresponde a um movimento de íons, gera uma diferença de potencial entre a face interna e externa da membrana da célula muscular. Um eletrodo localizado nesta região irá detectar esta diferença de potencial, cuja variação no tempo é conhecida como um potencial de ação da fibra muscular. Este processo está esquematizado na figura 02. Em que cada fibra muscular contribui para formação do sinal captado na região do eletrodo, através de seu potencial de ação.

FIGURA 02- Representação esquemática da geração do potencial de ação da unidade motora. Adaptado de DeLUCA (1979) ⁽⁴⁸⁾.

As despolarizações da fibra muscular de uma unidade motora se sobrepõem no tempo, o sinal resultante presente no local da captação constitui uma superposição espaço-temporal das contribuições dos potenciais de ação individuais. Para manter o músculo contraído, o sistema nervoso envia uma seqüência destes

potenciais, a fim de que as unidades motoras sejam repetitivamente ativadas, resultando em um trem de pulsos. O sinal EMG é resultante do somatório destes trens, dado que são várias as unidades motoras envolvidas na manutenção e ativação da contração muscular.

Eletrodos invasivos (de fio ou agulha) são capazes de detectar o potencial de ação de uma única unidade motora, fornecem maiores amplitudes e abrangem espectros de potência mais amplos, alcançando frequências de até 10 KHz ⁽⁴⁹⁾. No entanto, eles apresentam vários inconvenientes, como a necessidade de cuidadosa esterilização, o perigo da quebra dos fios dentro do músculo e, sobretudo o desconforto para o indivíduo. Para evitar estes inconvenientes são utilizados, com maior frequência, eletrodos não invasivos (de superfície). Nestes eletrodos o sinal de EMG captado apresenta frequências de até cerca de 500 Hz e amplitudes variando entre 5 μ V e 50 μ V dependendo do músculo analisado e da própria configuração do eletrodo utilizado ⁽⁵⁰⁾.

Existe grande controvérsia no que diz respeito ao tipo de eletrodos e os procedimentos para o seu posicionamento no músculo. Pois, é fato comprovado que as diferenças na configuração física e química dos eletrodos bem como no seu posicionamento sobre o músculo, alteram o comportamento do sinal EMG registrado. É de interesse da comunidade científica, pesquisadora de EMG de superfície, que padrões para estes quesitos sejam propostos a fim de proporcionar a comparação mais fidedigna entre estudos semelhantes. ^(51,52).

Com relação à configuração física do eletrodo é recomendada a utilização de eletrodos ativos. Estes são confeccionados com um amplificador diferencial muito próximo dos eletrodos de captação e têm por finalidade minimizar o ruído do sinal, incorporado na interface de transmissão, que é composto por baixas amplitudes. Em

termos de configuração química é indicado o uso de eletrodos de Ag / AgCl. Sobre os procedimentos para o posicionamento dos eletrodos, estes não devem ser acoplados sobre os pontos motores ou nos limites músculo-tendíneos e as superfícies de captação devem ser separadas por no máximo 40 mm. Dessa forma, sugere-se posicionar o eletrodo próximo ao ponto motor na região do ventre muscular, evitando também a proximidade a outros músculos ativos ⁽⁵¹⁾.

Após a captação do sinal de EMG este precisa ser tratado a fim de se interpretar as alterações fisiológicas decorrentes das contrações. Existem dois tipos básicos de análises a que os sinais de EMG podem ser submetidos: i) análise no domínio do tempo; ii) análise no domínio da frequência. No domínio do tempo permite, principalmente, a visualização do padrão de ativação muscular durante uma contração, podendo servir como referência para comparações entre diferentes tipos de contrações, exercícios e cargas. Este método permite ainda que relações entre força e atividade elétrica muscular possam ser observadas, apesar de ser um tema bastante controverso na literatura especializada ^(43,42). A análise do sinal no domínio da frequência é mais utilizada na determinação de condições relacionadas à capacidade de resistência localizada do músculo, não sendo foco de interesse deste estudo.

A visualização do padrão de ativação muscular e coativação muscular, através do domínio do tempo tem sido amplamente utilizado para quantificar as alterações provocadas pelas lesões dos motoneurônios superiores.

2.4. Considerações sobre a articulação do punho e dos músculos bíceps, flexor e extensor ulnar do carpo.

Há três movimentos principais do punho. Um deles situa-se no plano sagital, outro no frontal, e o terceiro é a prono supinação. No plano sagital, o punho executa a flexão e extensão. A amplitude de flexão é de 75° e de extensão é de 85° , conforme a figura 03 ^(53, 53, 55).

FIGURA 03: Movimento de extensão (A) e flexão (B) do punho. ⁽⁵⁵⁾

Durante a flexão ocorre uma aproximação da região palmar da mão em direção à face anterior do antebraço. Os músculos flexores do punho originam-se no epicôndilo medial do úmero e estão localizados na região medial do antebraço, são eles: flexor radial do carpo, palmar longo e flexor ulnar do carpo, como demonstrado na figura 04.

FIGURA 04: Músculos flexores do punho. ⁽⁵⁶⁾

Na extensão do punho, movimento contrário a flexão, o dorso da mão se dirige ao dorso do antebraço. Neste movimento atuam três músculos, representados na figura 05, sendo eles: extensores radiais do carpo longo e curto e o extensor ulnar do carpo ^(53, 54, 55).

FIGURA 05: Músculos extensores do punho ⁽⁵⁵⁾.

Os músculos extensores de punho têm ação sinérgica nos flexores dos dedos, ilustrada na figura 06. Isto é, ao estender o punho os dedos flexionam-se passivamente, para estendê-los é necessária uma ação voluntária. Do mesmo modo

os flexores de punho são sinérgicos aos extensores de dedos, quando se flexiona o punho, ocorre à extensão das primeiras falanges dos dedos ^(53, 54, 56).

FIGURA 06: Sinergismo do punho e dos dedos na extensão e na flexão do punho ⁽⁵⁵⁾.

A função principal do bíceps é a flexão de cotovelo, ilustrada na figura 07. Mas também tem função sinérgica, isto é tende a se contrair, para estabilizar o cotovelo, quando ocorrem fortes contrações dos flexores e extensores de punho ⁽⁵⁵⁾.

FIGURA 07: Músculo bíceps braquial com cotovelo em flexão. ⁽⁵⁵⁾

3. OBJETIVOS.

3.1. Objetivos do mestrado.

O objetivo geral dessa dissertação de mestrado é analisar o movimento de flexão de punho no ergômetro, a fim de que as análises das variáveis fornecidas por ele possam ser utilizadas para caracterizar e diferenciar o comportamento dos músculos bíceps, flexores e extensores ulnar do carpo de sujeitos saudáveis e hemiplégicos espásticos,

Após esta diferenciação objetiva-se realizar a análise das principais componentes, para que seja possível encontrar quais variáveis são realmente úteis na diferenciação do comportamento dos músculos espásticos de diferentes Ashworth e saudáveis.

4. MATERIAIS E MÉTODOS.

4.1. Delineamento experimental.

O delineamento experimental proposto neste estudo constituiu-se de análises da movimentação de flexão de punho em um ergômetro, desenvolvido e validado no laboratório de fisioterapia aplicada ao movimento humano da FCT-UNESP.

Para analisar este movimento foram captados os sinais eletromiográficos dos músculos bíceps, flexores e extensores ulnar do carpo, além de outros parâmetros biomecânicos totalizando 25 variáveis analisadas. A figura 8 é um esquema representativo do delineamento experimental adotado neste estudo.

FIGURA 08: Esquema representativo do delineamento experimental.

4.2. Instrumentação.

A seguir será realizada uma breve explanação do ergômetro e seus componentes.

4.2.1. Ergômetro de punho.

Foi desenvolvido um ergômetro de punho, baseado no estudo de Stephan et al. 2006⁽⁵⁶⁾. Na figura 09 mostra-se um esquema ilustrativo do ergômetro e seus componentes e na 10 apresenta-se uma foto do equipamento.

FIGURA 09: Representação esquemática do ergômetro de punho. 1- eletrogoniômetro, 2- acelerômetro, 3- célula de carga, 4- eletroímã, 5- disco do eletroímã, 6- Sistema tubular em aço, 7- apoio em PVC, 8- Placa articulada em aço.

FIGURA 10: Foto de vista superior do ergômetro.

O suporte de PVC teve o objetivo de posicionar o antebraço em posição neutra de prono-supinação, evitando assim, interferência nos eletrodos e a ocorrência de possíveis compensações com o membro superior. A placa possui dois orifícios um na parte superior e outro na inferior que permitiram a fixação da mão por um tecido com velcro. Entre os orifícios, foi fixado um apoio triangular em espuma, como demonstrado na figura 11, a fim de acomodar a mão de forma côncava sobre o apoio.

FIGURA 11: Apoio triangular em espuma fixado a placa

4.2.2. Eletrogoniômetro

Abaixo do eixo articulável da placa e da base de madeira foi acoplado um potenciômetro linear de 10 K Ω , que constitui o eletrogoniômetro, através do qual se pode monitorar a posição angular da articulação do punho durante o movimento. (Fig. 12)

FIGURA 12: A- Eletrogoniômetro, abaixo do eixo de rotação da placa.

4.2.3. Acelerômetro.

O acelerômetro foi montado a partir do circuito integrado modelo ADXL 330 da Analog Devices®. O ADXL330 é um acelerômetro tri axial, com medidas de 4 × 4 × 1,45 mm. Produz medidas de aceleração na escala de ± 3 g. Ele pode medir a aceleração estática da gravidade em aplicações de detecção de inclinação, bem como choque, vibração ou a aceleração dinâmica resultante do movimento. Neste caso este sensor mediu a aceleração dinâmica resultante do deslocamento da placa do ergômetro. Apenas as oscilações foram registradas, e a aceleração estática foi descartada por meio de filtragem das frequências mais baixas. O circuito do acelerômetro foi montado em uma placa de fenolite e após ser encapsulado foi

fixado na extremidade da placa de aço do ergômetro, conforme demonstra a figura 13.

FIGURA 13: A – circuito do acelerômetro na placa de fenolite. B-Destaque ao acelerômetro encapsulado fixado na extremidade da placa.

4.2.4. Célula de carga.

A célula de carga da marca Kratos® de capacidade máxima de 100 Kg. foi fixada a um sistema tubular articulável preso na lateral da base de madeira, do ergômetro de punho.

FIGURA 14: A - Vista frontal do ergômetro com célula de carga (1) na lateral presa ao sistema tubular (2) com eletroímã (3) na extremidade.

4.2.5. Eletroímã

Na extremidade da célula de carga foi colocado um eletroímã da marca Soletec e com capacidade máxima para gerar 100N de força. O disco do eletroímã foi preso por um parafuso na extremidade superior da placa de aço. O eletroímã é alimentado por uma bateria de 24 volts. Um circuito seletor de voltagem para controle da carga gerada pelo eletroímã foi confeccionado, conforme a figura 15. A voltagem aplicada no eletroímã foi monitorada por um multímetro digital.

FIGURA 15: Esquema do circuito controlador da voltagem do eletroímã.

Assim quando a voltagem era aplicada ao eletroímã, ele se atraía ao disco, preso na extremidade da placa articulável, oferecendo, assim, resistência ao deslocamento da mesma.

4.2.6. Eletrodos para a captação do sinal de EMG.

Para a captação do sinal EMG foram utilizados 3 pares de eletrodos de superfície, modelo Meditrace® da marca 3M®, com superfícies de captação de Ag/AgCl de 10 mm de diâmetro.

Antes da fixação dos eletrodos, os pontos motores foram localizados nas regiões das porções dos ventres musculares do extensor ulnar do carpo (EUC), flexor ulnar do carpo (FUC) e bíceps braquial (BB). Este procedimento foi realizado utilizando um aparelho de eletroestimulação modelo Nemesys 941, da marca Quark®, e um eletrodo tipo “caneta”, apresentados na figura 16. Após a localização e marcação do ponto motor, foi realizada a tricotomia e a limpeza da região. Os eletrodos foram fixados ao lado do ponto motor localizado e na direção do ventre muscular, como mostra a figura 17.

FIGURA16: Aparelho de eletroestimulação modelo Nemesys 941 da marca Quark®

FIGURA 17: Posicionamento dos eletrodos de superfície.

Os pares de eletrodos foram posicionados paralelamente, separados entre si por 20 mm. No cabo que conecta o eletrodo ao condicionador de sinais, há um circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes, CMRR (Common Mode Rejection Ratio) maior que 80 dB e impedância de $1012\ \Omega$.

4.2.6. Condicionador de sinais.

Todos os sensores, para a análise do movimento de flexão do punho no ergômetro, foram conectados a um módulo condicionador de sinais da marca LYNX®, modelo EMG 1000, apresentado na figura 18. Neste módulo três canais foram configurados para receber os sinais do acelerômetro, eletrogoniômetro e célula de carga. Outros três canais estão configurados para receber os sinais de EMG, com um filtro digital, tipo Butterworth, passa-baixa com frequência de corte de 500 Hz e um passa - alta com frequência de corte de 20 Hz e ganho final de 1000 vezes. Em todos os canais a frequência de amostragem foi de 4000 Hz.

FIGURA 18: Módulo condicionador de sinais da marca LYNX®, modelo EMG 1000.

A aquisição e armazenamento dos sinais em arquivos de dados foram realizados utilizando o software Bioinspector 1.8 (LYNX®).

4.3. Grupo Amostral.

O grupo amostral foi composto por um grupo controle com sujeitos saudáveis e outro grupo com hemiplégicos. Dos sujeitos que sofreram acidente vascular cerebral, com hemiplegia a direita foram selecionados seis, sendo duas mulheres e quatro homens com idade de $58,3 \pm 7,6$ anos e que apresentavam a capacidade de flexionar o punho ativamente, caracterizados na tabela 01.

Tabela 01: Dados de caracterização da amostra de hemiplégicos.

Sujeitos hemiplégicos	Sexo	Idade (anos)	Escala de Ashworth
1	Feminino	62	1
2	Feminino	54	1+
3	Masculino	55	1
4	Masculino	47	1
5	Masculino	66	2
6	Masculino	66	1

Entre os sujeitos adultos saudáveis foram selecionados 5, sendo quatro do sexo feminino e um do masculino, com idade $56,4 \pm 2,5$ anos sem histórico de dor

articular ou lesão ortopédica prévia no membro superior direito, caracterizados na tabela 02.

Tabela 02: Dados de caracterização da amostra de sujeitos saudáveis.

Sujeitos saudáveis	Sexo	Idade (anos)
1	Feminino	55
2	Feminino	54
3	Feminino	60
4	Feminino	55
5	Masculino	58

Antes da realização dos testes, todos os sujeitos foram orientados sobre a sua participação no estudo, bem como sobre a execução do experimento. Após os esclarecimentos, eles assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Os procedimentos utilizados neste estudo foram analisados pelo comitê de ética local, da FCT-UNESP Campus de Presidente Prudente, obtendo parecer favorável proc. nº 254/2008 (Anexo I).

4.4. Procedimentos experimentais.

4.4.1. Posicionamento dos sujeitos.

Os sujeitos foram orientados a se sentar em uma cadeira de frente para uma mesa, sobre a qual o ergômetro foi fixado. Os pés foram apoiados no chão e o dorso no encosto da cadeira.

O antebraço foi colocado em posição neutra de prono-supinação sobre o suporte de PVC, com o cotovelo flexionado a 90 °. O punho teve o eixo de rotação articular alinhado ao eixo de rotação do equipamento. A mão foi fixada à placa articulável do ergômetro com as articulações metacarpo falangeanas em extensão,

sob o apoio de espuma e com auxílio do tecido com velcro, como apresentado pela figura 19. O voluntário foi orientado a executar o movimento de flexão da articulação radiocarpiana, realizando força com a musculatura flexora do punho, deslocando a placa articulável sem compensações do uso de outras musculaturas ou uso do deslocamento lateral do tronco.

FIGURA 19: Posicionamento dos voluntários, para a execução dos experimentos.

4.4.2 Ensaios e resultados para a validação do ergômetro.

Neste item serão descritos os procedimentos e os seus respectivos resultados que foram realizados com indivíduos saudáveis, com o objetivo de validar o ergômetro.

Estes se basearam na reprodutibilidade do sistema para os níveis de força pré-selecionados e na determinação das faixas de força relevantes geradas pelo eletroímã.

4.4.2.1. Teste de reprodutibilidade da leitura da força de desacoplamento na célula de carga do ergômetro.

Com o objetivo de verificar se há reprodutibilidade da leitura de cargas em momentos distintos foram realizadas medidas em cinco dias diferentes com um sujeito sadio. Ele foi orientado a realizar uma vez a flexão de punho, durante a aplicação de doze diferentes níveis de tensão no eletroímã.

Deve-se ressaltar que cada nível de tensão tem como resultante uma medida de força de desacoplamento dada pela leitura da célula de carga. A reprodutibilidade destas medidas foi determinada através do cálculo do coeficiente de correlação intraclasse dos dados coletados no ensaio.

4.4.2.2. Resultados do Teste de reprodutibilidade da leitura da força de desacoplamento na célula de carga do ergômetro.

A tabela 03 apresenta os valores da força de desacoplamento do disco do eletroímã na célula de carga em cada flexão realizado por um sujeito normal em dias distintos:

Tabela 03: Valores de quilogramas força (kgf) da célula de carga para o desacoplamento do disco realizado em dias distintos.

	1° dia	2° dia	3° dia	4° dia	5° dia		
tensão (v)	força (Kgf)	força (Kgf)	força (Kgf)	força (Kgf)	força (Kgf)	média ± SD	CV(%)
4	0.71	0.5	0.21	0.32	0.59	0.46±0.20	43.3
6	1.05	0.7	0.27	0.55	1.27	0.78±0.39	51.74
7	1.22	0.98	0.4	0.81	1.5	0.98±0.41	41.8
8	1.27	1.5	0.61	1.1	1.83	1.20±0.45	37.5
9	1.74	1.64	0.88	1.39	1.87	1.50±0.39	25.97
10	1.81	2.23	1.18	1.77	1.85	1.70±0.37	21.3
11	2.02	2.33	1.29	1.92	2.38	1.98±0.43	21.97
12	2.37	3.19	1.87	2.39	3.1	2.54±0.55	21.43
13	2.71	3.08	2.46	2.55	3.1	2.78±0.29	10.67
14	3.23	2.99	2.86	2.65	3.03	2.95±0.21	7.27
15	3.11	3.45	3.13	3.29	4.08	3.41±0.39	11.6
19	4.31	4.35	3.77	3.77	4.86	4.21±0.45	10.87

Observa-se que para os cinco testes, obteve-se um coeficiente de variação em média de 25,8% por meio da Análise de Variância (ANOVA), com os níveis de tensão sendo considerados como um fator (one-way). A reprodutibilidade da carga gerada pelo eletroímã e aferida pela célula de carga foi avaliada pelo Coeficiente de correlação intraclass (ICC), nos cinco dias, sendo calculada em 91%, considerado como um ICC excelente.

4.4.2.3 Seleção dos níveis de carga significantes do ergômetro.

Três indivíduos saudáveis, após serem posicionados, foram orientados a realizar 10 flexões do punho no ergômetro, sob os níveis de tensão do ensaio anterior, que obtiveram diferenças significantes entre eles. Os valores da força de desacoplamento lidos na célula de carga e correspondentes a cada nível de tensão foram coletados para cada série de dez movimentos realizados.

Após a coleta os dados foram submetidos a tratamento estatístico para a determinação dos níveis de carga com diferenciação significativa dentre os níveis testados.

4.4.2.4. Resultado dos níveis de carga significantes do ergômetro.

A análise estatística dos testes descritos no item 4.4.2.2 mostrou que dos 12 níveis inicialmente propostos, dez apresentaram diferença estatisticamente significativa entre eles.

A tabela 04 apresenta os valores de força média aferidos para os dez níveis de tensão selecionados para o uso do ergômetro. Observa-se também que o coeficiente de variação dos testes foi em média 12,87 %. Assim definiu-se que o ergômetro foi capaz de gerar dez níveis de força entre $0,43 \pm (0,14)$ e $3,57 \pm (0,20)$ kgf com intervalos em média de 0,34 kgf.

Tabela 04: Níveis de voltagem significantes com os respectivos valores de força média e desvio padrão (kgf) necessária para desacoplar o disco do eletroímã.

Tensão (volts)	Força $\pm$ SD	CV (%)
4	0,43 $\pm$ 0,14	32,55
6	0,74 $\pm$ 0,15	20,27
8	1,02 $\pm$ 0,15	14,7
9	1,27 $\pm$ 0,15	11,81
10	1,67 $\pm$ 0,15	8,98
11	2,04 $\pm$ 0,18	8,82
12	2,42 $\pm$ 0,21	8,67
14	2,82 $\pm$ 0,16	5,67
16	3,12 $\pm$ 0,36	11,53
18	3,57 $\pm$ 0,20	5,6

4.4.3 Ensaio com indivíduos hemiplégicos e saudáveis com o ergômetro de punho.

Neste item serão descritos os testes realizados com indivíduos saudáveis e hemiplégicos, no ergômetro a fim de avaliar o movimento de flexão do punho.

4.4.3.1. Teste de contração voluntária isométrica máxima.

Após o posicionamento dos eletrodos de superfície, o sujeito sentou-se como descrito no item 4.4.1. Em seguida foi orientado a executar sua força máxima nos músculos flexores de punho, contra a placa articulada do ergômetro durante 6 segundos. Neste caso, foi aplicada a maior força possível de $4,21(\pm 0,45)$ kgf pelo eletroímã, com o objetivo de manter a placa articulada imóvel durante todo o teste. O sujeito foi motivado a executar uma contração voluntária isométrica máxima (CVIM), na placa articulável do ergômetro por seis segundos. O teste foi repetido por três vezes, com intervalos de dois minutos de descanso entre as repetições.

Durante a contração voluntária máxima foram coletados os sinais: eletromiográficos dos músculos (EUC, FUC e BB) e da força aplicada pelo sujeito na placa, transmitida a célula de carga.

4.4.3.2 Teste de flexão de punho.

Após a execução do teste de força máxima, o sujeito foi submetido a dez séries de flexão do punho aplicando-se os dez níveis de carga no ergômetro. De 4 volts ($0,43$ kgf ($\pm 0,14$)) a 18 volts (ou ao máximo para cada sujeito). Considerou-se como máximo o nível de carga com a qual o sujeito foi capaz de liberar a placa nas dez tentativas. No caso de não conseguir liberar a placa, o nível anterior foi considerado como o máximo para o sujeito.

Para fins de padronização somente o nível mais leve e o máximo de cada sujeito foram considerados para o processamento e análise.

4.5. Processamento dos sinais.

Os sinais obtidos durante a flexão de punho foram processados por meio de uma rotina desenvolvida pelo Prof. Dr. Fábio Mícolis de Azevedo, em ambiente Matlab®, e seguiu as etapas do processamento de dados do esquema representativo, da figura 20, a seguir:

FIGURA 20: Esquema representativo do processamento de dados.

4.5.1. Descrição das etapas:

Etapa 1 - Entrada dos sinais:

Os arquivos dos dez ciclos contendo os sinais são carregados de uma vez, na rotina em ambiente Matlab.

Etapa 2 – Detecção automática das fases:

Devido a sua instrumentação o ergômetro fornece um grande número de informações sobre o movimento de flexão de punho. Para exemplificar a figura 21, editada do software AqDAnalysis, mostra o conjunto de sinais fornecidos pelo ergômetro, a partir do qual são determinados os diversos parâmetros a serem analisados neste trabalho. Os sinais estão em função do tempo, são simultâneos e é o exemplo de uma coleta de uma única flexão de punho. Temos: o sinal de EMG bruto do músculo flexor ulnar do carpo (Raw); o sinal de EMG bruto do músculo flexor ulnar do carpo (Raw); o sinal de EMG bruto do músculo Bíceps (Raw); posição angular medida pelo eletrogoniômetro; tração da célula de carga; aceleração medida pelo acelerômetro.

Todos os sinais da instrumentação são filtrados com um filtro digital com frequência de 5 Hz. Estes são utilizados para caracterizar as três fases do ciclo consideradas para a análise, além do período total do ciclo. Para defini-las os dados gerados pela célula de carga, pelo acelerômetro e pelo eletrogoniômetro foram utilizados. As três fases estão demonstradas na figura 21, sendo elas:

Fase 1 - Do momento que se inicia a aplicação da força na placa até o desprendimento do disco do eletroímã.

Fase 2- Do desprendimento do disco do eletroímã até o início da desaceleração.

Fase 3 - Do início da desaceleração até o término do movimento.

FIGURA 21: Exemplo dos sinais eletromiográficos dos músculos extensor ulnar do carpo, flexor ulnar do carpo e bíceps braquial, da célula de carga, do acelerômetro e do eletrogoniômetro e da divisão das fases do movimento. (editada a partir do software AqDAnalysis.)

A possibilidade de divisão do movimento de flexão de punho em três fases proporciona ao ergômetro a capacidade de analisar o movimento de flexão de punho

nos três tipos de contrações (isométricas, concêntricas e excêntricas) e co-contracções em um único gesto. Permite abordar o gesto de flexão de punho e a sua relação com a espasticidade muscular de forma completa.

Etapa 3 - Sinal do EMG:

O sinal de EMG selecionado relacionado ao tempo total do ciclo e as fases foi submetido a dois procedimentos de processamento:

- a) Coativação: do ponto de vista matemático considera-se coativação a área de intersecção entre os sinais de EMG provenientes de dois músculos. ^(57,58)

Neste estudo foi considerada a análise da co-ativação entre o agonista e o antagonista e também entre o agonista e o músculo bíceps braquial. A figura 22 apresenta, graficamente, um exemplo de coativação calculado de um ciclo selecionado aleatoriamente.

Figura 22 Envoltório linear (50 Hz) dos sinais eletromiográficos dos músculos agonista e antagonista. A área demarcada na figura representa a coativação do antagonista em relação ao agonista.

- b) RMS: Os sinais de EMG, para os três músculos, no tempo total do ciclo e nas três fases selecionadas, foram normalizados pelo RMS do respectivo músculo, coletado no teste máximo de contração voluntária máxima (CVIM). Após a normalização o RMS do sinal contido no tempo total do ciclo e nas três fases foram calculadas.

Etapa 4 - Condições experimentais e variáveis de interesse:

Para fins de padronização foram definidas quatro condições experimentais como descrito abaixo:

- I) Condição 1: Hemiplégicos deslocando a placa articulável com a carga mínima.
- II) Condição 2: Hemiplégicos deslocando a placa articulável com a sua respectiva carga máxima.
- III) Condição 3: Sujeitos saudáveis deslocando a placa articulável com a carga mínima.
- IV) Condição 4: Sujeitos saudáveis deslocando a placa articulável com a sua respectiva carga máxima.

Para cada uma destas condições foram encontrados 4 conjuntos de variáveis, relacionadas ao tempo, ao sinal eletromiográfico e a goniometria, são eles:

- I) Conjunto das variáveis temporais;
- II) Conjunto das variáveis de RMS;
- III) Conjunto das variáveis de Coativação.
- V) Conjunto da goniometria.

A seguir, apresentam-se detalhadamente as subdivisões dos três primeiros conjuntos:

I) Conjunto das Variáveis temporais: são elas subdivididas em:

- Tempo T - Intervalo de tempo total para desacoplar o disco e deslocar a placa até o fim do arco do movimento de flexão de punho.
- Tempo F1 - Intervalo de tempo do início ao término da fase 1.
- Tempo F2 - Intervalo de tempo do início ao término da fase 2.
- Tempo F3 - Intervalo de tempo do início ao término da fase 3.

II) Conjunto das variáveis de RMS: subdivididas em três subgrupos:

1) Variáveis de RMS do agonista (FUC)

- $RMS T_F$ - RMS decorrente da ativação do músculo flexor, durante o Tempo T da flexão de punho.
- $RMS F1_F$ - RMS decorrente da ativação do músculo flexor, que ocorreu no Tempo F1.
- $RMS F2_F$ - RMS decorrente da ativação do músculo flexor, que ocorreu no Tempo F2.
- $RMS F3_F$ - RMS decorrente da ativação do músculo flexor, que ocorreu no Tempo F3.

2) Variáveis de RMS do antagonista (EUC)

- $RMST_E$ - RMS decorrente da ativação do músculo extensor, durante o Tempo T da flexão de punho.
- $RMS F1_E$ - RMS decorrente da ativação do músculo extensor, que ocorreu no Tempo F1.
- $RMS F2_E$ - RMS decorrente da ativação do músculo extensor, que ocorreu no Tempo F2.
- $RMS F3_E$ - RMS decorrente da ativação do músculo extensor, que ocorreu no Tempo F3.

3) Variáveis de RMS do bíceps.

- RMS T_B - RMS decorrente da ativação do músculo bíceps, durante o Tempo T da flexão de punho.
- RMS $F1_B$ - RMS decorrente da ativação do músculo bíceps, que ocorreu no Tempo F1.
- RMS $F2_B$ - RMS decorrente da ativação do músculo bíceps, que ocorreu no Tempo F2.
- RMS $F3_B$ - RMS decorrente da ativação do músculo bíceps, que ocorreu no Tempo F3.

III) Conjunto das variáveis de Coativação: subdivididas em dois grupos (Coativação agonista antagonista e coativação agonista bíceps):

1) Coativação agonista antagonista – sinal que quantifica a ativação conjunta da musculatura agonista (FUC) com a antagonista (EUC).

- Co -T - Coativação do antagonista em relação à musculatura agonista que ocorreu no Tempo T.
- Co -F1 - Coativação do antagonista em relação à musculatura agonista que ocorreu no Tempo F1.
- Co -F2 - Coativação do antagonista em relação à musculatura agonista que ocorreu no Tempo F2.
- Co -F3 - Coativação do antagonista em relação à musculatura agonista que ocorreu no Tempo F3.

2) Coativação agonista bíceps - sinal que quantifica a ativação conjunta da musculatura agonista (FUC) com o bíceps braquial(BB).

- Co- T B - Coativação do bíceps em relação à musculatura agonista que ocorreu no Tempo T.
- Co- F1 B - Coativação do bíceps em relação à musculatura agonista que ocorreu no Tempo F1.
- Co - F2 B - Coativação do bíceps em relação à musculatura agonista que ocorreu no Tempo F2.
- Co - F3 B - Coativação do bíceps em relação à musculatura agonista que ocorreu no Tempo F3.

A única variável proveniente diretamente da instrumentação foi a medida do ângulo final do movimento que constituiu o quarto conjunto denominado goniometria.

Logo foram quatro conjuntos com suas subdivisões totalizando na análise de 25 variáveis.

4.6. Tratamento estatístico dos dados.

4.6.1. Tratamento estatístico paramétrico.

Inicialmente um teste de normalidade foi aplicado no conjunto de dados das variáveis de interesse neste estudo. Utilizou-se, neste caso, o teste de *Shapiro-Wilks*, que observa a correlação entre a amostra dos dados com seu correspondente “score” normal, dado pelo valor de **W**.^(59,60)

Considerando-se que o conjunto de dados apresenta distribuição normal, as comparações realizadas entre as variáveis de interesse foram estabelecidas por meio de Análise de Variância (ANOVA) com um fator (one-way). Os fatores foram considerados como sendo as condições experimentais já descritas anteriormente. Neste caso foi utilizado o teste *Post Hoc* de *Tukey* com um nível de significância de 5%.⁽⁶¹⁾

4.6.2. Tratamento estatístico multivariado através das componentes principais.

Devido ao número de variáveis associadas ao simples movimento de flexão de punho e ao alto nível de correlação entre elas, o tratamento estatístico multivariado foi empregado. Através deste pode-se diminuir o número das variáveis analisadas preservando a variabilidade do sistema.

As componentes principais (CPs) ou transformação de *Karhunen-Loeve* é um método estatístico multivariado que cria um novo sistema de eixos por meio de combinações lineares dos dados originais, buscando sempre a máxima variabilidade dos resultados e a mínima perda de informações. As combinações lineares são efetuadas de modo que os dados possam ser representados por um número menor

de fatores descritivos, reduzindo a dimensão do conjunto analisado. Por esse motivo o método de CPs é amplamente usado para facilitar a interpretação, projeção, descrição e extração de características de conjuntos multivariados ^(15, 60, 61, 62).

No método das CPs as variáveis são caracterizadas como fatores que exercem influência sobre a amostra testada, neste caso a análise pode ser realizada de duas formas: i) separadamente a fim de interpretar o peso das variáveis originais na combinação das componentes principais mais importantes (redução das variáveis); ii) visualizando o conjunto da amostra pelo gráfico das duas primeiras componentes principais, denominado de “*Component Scores*”¹, sabendo-se que essas detêm maior parte da variação do sistema analisado.

Neste estudo a análise das CPs foi utilizada para a redução dimensional do conjunto inicial de 25 variáveis, a partir de um nível pré-definido de participação na variância total do conjunto.

Este nível foi determinado considerando-se o número de CPs que acumularam 90% da variância do sistema. Após a determinação das CPs foi observado o valor absoluto de correlação, indicando o peso das variáveis dentro das CPs. As variáveis de maior peso foram selecionadas para a análise do *Component Scores*. Esta análise indica de maneira qualitativa se existe diferenciação entre as condições que as variáveis, que compõe as duas primeiras CPs, representam.

Neste estudo foi realizada uma análise preliminar utilizando os dados dos testes de flexão de punho, na carga mínima, para as seguintes condições: i) hemiplégico (Ashworth grau 1); ii) hemiplégico (Ashworth grau 2); iii) sujeito saudável.

¹ Termo técnico sem tradução para o português.

4.7. Delimitações e controle do erro experimental.

Por ser um estudo de caráter experimental, erros ligados aos procedimentos, protocolos, instrumentação e modelos aplicados, são inevitáveis. Neste contexto, propõe-se neste tópico uma breve reflexão a respeito das limitações metodológicas inerentes a proposta de estudo.

4.7.1 Delimitações nos procedimentos de coleta.

Os músculos escolhidos para análise eletromiográfica ficam próximos a outros. A fim de minimizar este erro, optamos por encontrar o ponto motor com o eletrodo tipo caneta.

Dentre os fatores passíveis de erros de medição, o mais importante é caracterizado pela falta de seletividade de movimento apresentada pelos indivíduos hemiplégicos. Esses indivíduos podem, por exemplo, ao tentar realizar a movimentação do punho, mover todo o membro superior para conseguir realizá-lo, ou deslocar o tronco lateralmente o que pode acarretar, entre outros artefatos, o movimento no sinal EMG. Diante desta condição, optamos por analisar a co-ativação dos músculos envolvidos.

4.7.2 Delimitações na instrumentação.

Apoiar a mão de um hemiplégico espástico é complicado, devido a tendência de garras dos dedos, pela própria rigidez da mão e dificuldade de controle do motor do antebraço. Para auxiliar na fixação o ergômetro possui: um apoio em formato triangular em espuma, um tecido com velcro para fixação da mão e um apoio em

PVC para antebraço. No entanto é difícil eliminar todos os movimentos compensatórios.

5. RESULTADOS

Neste item estão apresentados os resultados obtidos através do processamento e análise dos dados coletados nos experimentos, de acordo com os métodos e procedimentos descritos anteriormente.

Os resultados são apresentados de forma a compor dois grandes módulos: i) testes de flexão do punho e ii) análises complementares.

5.1. Resultados dos testes de flexão de punho.

Neste item estão apresentados os resultados obtidos nos testes de flexão de punho já descritos no item 4.4.3.2. Eles foram subdivididos, a fim de facilitar a compreensão do leitor em quatro conjuntos, sendo eles:

Conjunto 1 – Variáveis temporais.

a) Tempo de execução do movimento.

Conjunto 2 – Variáveis de intensidade do sinal de EMG.

a) Da ativação do agonista.

b) Da ativação do antagonista.

c) Da ativação do bíceps.

Conjunto 3 – Indicadores de coativação muscular.

a) Agonista antagonista

b) Agonista bíceps.

Conjunto 4-Goniometria.

a) Amplitude total do movimento.

É importante lembrar que cada conjunto das variáveis foi obtido em quatro condições diferentes em que foi subdividido o grupo amostral, descritas na etapa 4 do item 4.5.1.

5.1.1. Resultados do Conjunto 1 – Variáveis temporais.

a) Tempo de execução do movimento.

A tabela 05 e a figura 23 apresentam o valor médio do tempo total e de cada fase do movimento.

Tabela 05: Valores médios do tempo com desvio padrão (s) em cada fase do movimento para as quatro condições.

Condição	Tempo T (Mov.total)	Tempo F1 (Fase 1)	Tempo F2 (Fase 2)	Tempo F3 (Fase 3)
1 (hemi /carga min.)	2,12 ±0,96 ^{a, b}	0,60±0,43 ^{a, c}	0,45±0,50 ^{a, c}	1,06±0,54 ^{a, b, c}
2 (hemi /carga máx.)	3,02±1,26 ^{b, c}	1,97±1,22 ^{b, c}	0,26±0,11	0,78±0,46 ^{b, c}
3 (saud /carga min.)	1,36±0,44 ^c	0,55±0,34 ^c	0,34±0,24	0,46±0,18
4 (saud /carga máx.)	2,14±0,87	1,41±0,94	0,24±0,11	0,48±0,23
p	< 0,05	< 0,05	< 0,05	< 0,05

^{a-} Diferença significativa em relação ao grupo 2.

^{b-} Diferença significativa em relação ao grupo 3.

^{c-} Diferença significativa em relação ao grupo 4

Figura 23: Gráfico referente aos valores médios do tempo (s) com desvio padrão em cada fase do movimento

Para a realização do movimento total (tempo T) nota-se que os hemiplégicos apresentam tempos significativamente maiores que os sujeitos saudáveis. Observa-se que este tempo torna-se maior conforme aumenta a carga imposta na placa.

Na fase 1, ao compararmos as condições de carga máxima para ambos os grupos, há diferença estatisticamente significativa, sendo que os hemiplégicos realizaram o deslocamento em um tempo maior. Já na fase 3, os hemiplégicos continuam sendo os mais lentos com diferenças estatisticamente significantes também na carga mínima.

Diferenças que se refletem na análise do movimento total, em que todas as condições diferenciam hemiplégicos de saudáveis.

Resumindo as variáveis do tempo total e do tempo na fase 3 são as que diferenciam os grupos. O tempo na fase 1 diferencia o grupo de indivíduos saudáveis e hemiplégicos, na carga máxima.

5.1.2. Resultados do Conjunto 2 – Variáveis de intensidade do sinal de EMG.

a) ativação do músculo agonista.

A tabela 06 e a figura 24 apresentam os valores de RMS em unidade normalizada do FUC, músculo agonista durante o movimento de flexão realizado no ergômetro.

Tabela 06: Valores de RMS com desvio padrão (u.n) do músculo agonista em cada fase do movimento para as quatro condições.

Condição	RMS T _F (Mov.total)	RMS F1 _F (Fase 1)	RMS F2 _F (Fase 2)	RMS F3 _F (Fase 3)
1 (hemi /carga min.)	0,42±0,14 ^{a,b,c}	0,32±0,17 ^{a,c}	0,45±0,26 ^{a,c}	0,43±0,13 ^{a,b,c}
2 (hemi /carga máx.)	0,83±0,50 ^b	0,88±0,67 ^b	1,16±0,87 ^b	0,64±0,28 ^b
3 (saud /carga min.)	0,26±0,09 ^c	0,22±0,10 ^c	0,25± 0,08 ^c	0,31± 0,15 ^c
4 (saud /carga máx.)	0,87±0,26	0,92±0,31	1,26±0,41	0,56±0,32
p	< 0,05	< 0,05	< 0,05	< 0,05

^{a-} Diferença significativa em relação ao grupo 2.

^{b-} Diferença significativa em relação ao grupo 3.

^{c-} Diferença significativa em relação ao grupo 4

Figura 24: Gráfico referente aos valores de RMS do músculo agonista (u.n.) com desvio padrão em cada fase do movimento

No movimento total e na fase 3, houve diferença estatisticamente significativa na ativação do agonista entre os hemiplégicos e os saudáveis, somente na carga mínima. Mas os hemiplégicos apresentaram uma maior ativação do músculo agonista comparando com os sujeitos saudáveis

Portanto a ativação do agonista durante todo o movimento e na fase 3 diferenciou os hemiplégicos dos normais, para carga mínima.

b) da ativação do músculo antagonista.

Devido às alterações de controle motor ocorridas na hemiplegia, analisaremos o comportamento da musculatura antagonista à flexão, o EUC, apresentado na tabela 07 e na figura 25:

Tabela 07: Valores de RMS com desvio padrão (u.n) do músculo antagonista em cada fase do movimento para as quatro condições.

Condição	RMS T _E (Mov.total)	RMS F1 _E (Fase 1)	RMS F2 _E (Fase 2)	RMS F3 _E (Fase 3)
1 (hemi /carga min.)	0,52±0,22 ^{a,c}	0,39±0,20 ^{a,c}	0,71±0,40 ^{a,c}	0,49±0,26 ^{a,c}
2 (hemi /carga máx.)	1,15±0,69 ^b	0,77±0,31 ^b	2,66±2,40 ^b	1,09±1,09 ^b
3 (saud /carga min.)	0,44±0,27 ^c	0,32±0,26 ^c	0,73±0,5 ^c	0,33±0,19 ^c
4 (saud /carga máx.)	1,02±0,45	0,78±0,32	2,14±1,42	0,84±0,60
p	< 0,05	< 0,05	< 0,05	< 0,05

^{a-} Diferença significativa em relação ao grupo 2.
^{b-} Diferença significativa em relação ao grupo 3.
^{c-} Diferença significativa em relação ao grupo 4

Figura 25: Gráfico referente aos valores de RMS do músculo antagonista (u.n.) com desvio padrão em cada fase do movimento

Durante o movimento total e em cada fase, a tendência da ativação do antagonista foi maior, na carga máxima em comparação com a carga mínima, tanto em hemiplégicos como em normais.

Mas neste conjunto de dados, observa-se que a ativação do músculo antagonista não auxiliou na diferenciação entre sujeitos normais e hemiplégicos em nenhuma das cargas impostas.

c) da ativação do músculo bíceps.

Durante o movimento de flexão de punho o músculo bíceps pode atuar como sinergista, a tabela 08 e a figura 26, mostram os valores de ativação do bíceps durante o movimento.

Tabela 08: Valores de RMS (u.n) e desvio padrão do músculo bíceps em cada fase do movimento para as quatro condições.

Condição	RMS T _B (Mov.total)	RMS F1 _B (Fase 1)	RMS F2 _B (Fase 2)	RMS F3 _B (Fase 3)
1 (hemi /carga min.)	0,12±0,09 ^{a, c}	0,11±0,08 ^{a, c}	0,13±0,09 ^{a, c}	0,13±0,09 ^{a, c}
2 (hemi /carga máx.)	0,47±0,21 ^{b, c}	0,47±0,21 ^{b, c}	0,67±0,32 ^{b, c}	0,35±0,14 ^{b, c}
3 (saud /carga min.)	0,07±0,07 ^c	0,06±0,06 ^c	0,09±0,09 ^c	0,07±0,07 ^c
4 (saud /carga máx.)	0,68±0,17	0,69±0,17	1,03±0,32	0,45±0,18
p	< 0,05	< 0,05	< 0,05	< 0,05

^{a-} Diferença significativa em relação ao grupo 2.

^{b-} Diferença significativa em relação ao grupo 3.

^{c-} Diferença significativa em relação ao grupo 4

Figura 26: Gráfico referente aos valores de RMS do músculo bíceps (u.n.) com desvio padrão em cada fase do movimento.

Há diferença estatisticamente significativa na ativação do bíceps em hemiplégicos comparando com sujeitos saudáveis, somente para as cargas máximas. Indicando que os sujeitos saudáveis ativam mais o bíceps do que os hemiplégicos, em todas as fases do movimento, nas cargas máximas.

5.1.3. Resultados do Conjunto 3 – Indicadores de coativação muscular.

a) agonista antagonista.

Na tabela 09 e na figura 27, estão apresentados os valores de coativação do músculo antagonista em relação ao agonista, que representam a porcentagem da musculatura agonista (FUC) ativada em conjunto com a antagonista (EUC) durante a flexão de punho.

Tabela 09: Valores médios da porcentagem da coativação e desvio padrão dos músculos agonista antagonista em cada fase do movimento para as quatro condições.

Condição	Co-T (Mov.total)	Co-F1 (Fase 1)	Co-F2 (Fase 2)	Co-F3 (Fase 3)
1 (hemi /carga min.)	49,79±18,52 ^c	56,96±21,67 ^{a,b,c}	54,71±15,05 ^c	49,06±24,35
2 (hemi /carga máx.)	45,58±17,03 ^c	47,14±21,44 ^c	50,25±13,68 ^c	46,71±22,63
3 (saud /carga min.)	41,61±14,28	43,75±16,47 ^c	50,35±18,51 ^c	38,89±16,82
4 (saud /carga máx.)	36,23±15,86	33,02±13,76	39,48±19,25	46,10±19,45
p	< 0,05	< 0,05	< 0,05	NS

- a- Diferença significativa em relação ao grupo 2.
b- Diferença significativa em relação ao grupo 3.
c- Diferença significativa em relação ao grupo 4

Figura 27: Gráfico referente aos valores médios da porcentagem da coativação e desvio padrão dos músculos agonista antagonista em cada fase do movimento.

Na fase 1, houve diferença estatisticamente significante entre hemiplégicos e saudáveis tanto para a carga mínima como máxima. Observa-se que a coativação do músculo antagonista em relação ao agonista na fase 1(Co-F1) diminuiu, com diferença significante, na carga máxima para ambos os grupos.

Na fase 3, não houve diferença estatisticamente significativa entre nenhuma condição.

b) agonista bíceps.

O bíceps em situações de isometria pode atuar na flexão de punho, por isso foi avaliada a coativação do músculo bíceps em relação ao agonista.

A seguir, na tabela 10 e na figura 28, estão apresentados os valores em porcentagem da coativação muscular bíceps braquial (BB) em relação ao agonista (FUC).

Tabela 10: Valores médios da porcentagem de coativação e desvio padrão da musculatura agonista e bíceps em cada fase do movimento para as quatro condições.

Condição	Co-T B (Mov.total)	Co-F1 B (Fase 1)	Co-F2 B (Fase 2)	Co-F3 B (Fase 3)
1 (hemi /carga min.)	43,80±16,76 ^{a,b,c}	50,92±15,96 ^{a,b,c}	45,88±16,18 ^{a,c}	43,34±22,88 ^{a,b,c}
2 (hemi /carga máx.)	63,79±14,08 ^{b,c}	65,92±15,51 ^{b,c}	69,30±15,23 ^b	60,01±19,06 ^b
3 (saud /carga min.)	33,25±22,66 ^c	35,09±19,89 ^c	39,71±24,77 ^c	30,88±25,50 ^c
4 (saud /carga máx.)	74,97±18,06	75,52±19,49	79,18±19,51	70,61±14,27
p	< 0,05	< 0,05	< 0,05	< 0,05

^{a-} Diferença significativa em relação ao grupo 2.

^{b-} Diferença significativa em relação ao grupo 3.

^{c-} Diferença significativa em relação ao grupo 4

Figura 28: Gráfico referente aos valores médios da porcentagem da coativação e desvio padrão dos músculos agonista bíceps em cada fase do movimento.

A coativação do músculo bíceps em relação ao agonista diferenciou os dois grupos, exceto na Fase 2.

Na análise dos valores de coativação do músculo bíceps em relação ao agonista no movimento total (Co-TB), na fase 1 e 3 (Co-F1B e Co-F3B), observa-se o aumento da coativação na carga máxima para ambos os grupos, comparando-se com a carga mínima. Outra consideração importante é que os valores de coativação na condição de carga mínima são maiores em média nos hemiplégicos, quando comparamos com indivíduos saudáveis. Mas quando na carga máxima os valores aumentam em saudáveis e diminuem em hemiplégicos.

Resumindo, os valores da coativação do músculo bíceps em relação ao agonista no período total, na fase 1 e na fase 3 são valores que diferenciam estatisticamente o grupo de hemiplégicos dos indivíduos saudáveis para ambas as cargas.

5.1.4. Resultados do Conjunto 4 - Goniometria.

a) Amplitude total do movimento.

Os valores dos ângulos finais do movimento de flexão de punho realizada no ergômetro estão apresentados na tabela 11 e na figura 29.

Tabela 11: Valores dos ângulos finais em graus do movimento e desvio padrão para as quatro condições.

Condição	Ângulos finais do movimento
1 (hemi /carga min.)	$67,89 \pm 2,47^a$
2 (hemi /carga máx.)	$57,83 \pm 11,67^{b,c}$
3 (saud /carga min.)	$63,26 \pm 0,84$
4 (saud /carga máx.)	$61,73 \pm 3,55$
p	< 0,05

- a- Diferença significativa em relação ao grupo 2.
- b- Diferença significativa em relação ao grupo 3.
- c- Diferença significativa em relação ao grupo 4

Figura 29: Gráfico referente aos valores dos ângulos finais do movimento e desvio padrão para as quatro condições

A diferença mais evidente, com relação à goniometria, está no fato de que os valores angulares dos hemiplégicos na condição 2 apresentaram um coeficiente de variação maior e um valor médio final menor do que as demais condições.

5.2. Análises complementares (Componentes principais - CPs).

Após o tratamento estatístico dos dados segundo o método das componentes principais, apenas de um voluntário normal, foram obtidos 7 CPs que explicam 90% da variação global do sistema. No entanto, foram consideradas as quatro primeiras CPs para a extração das variáveis de maior peso. O critério utilizado para a identificação das variáveis de maior peso foi a contribuição proporcional da CP para a variação do sistema, conforme demonstrado na tabela 12.

Tabela 12: Resultados das análises das quatro principais componentes selecionadas para um sujeito saudável deslocando a placa com carga mínima.

Participação na variabilidade total (%)	Componentes Principais			
	CP ₁	CP ₂	CP ₃	CP ₄
proporcional	39	16	14	8
acumulada	39	55	70	79

Estas quatro componentes principais apresentavam índices de correlação para cada uma das vinte e cinco variáveis estudadas. Dessas CPs foram selecionadas 8 variáveis que apresentavam os maiores índices de correlação nas 4 CPs.

A tabela 13 apresenta o resultado da segunda etapa da análise. As oito variáveis selecionadas, agora para dois sujeitos hemiplégicos (com tônus classificados em Ashworth distintos) e um saudável, foram submetidas ao tratamento estatístico via CPs.

Tabela 13: Resumo dos resultados das análises das principais componentes. Relação entre as componentes principais e os índices de correlação para dois sujeitos hemiplégicos (Ashworth 1 e 2) e um sujeito saudável.

Participação na variabilidade total (%)	Componentes Principais	
	CP ₁	CP ₂
acumulada	79	90
proporcional	79	11
Variáveis	Índices de correlação	
CoTb	0,33	-0,40
Co F3 b	0,35	-0,30
RMS T _F	0,29	0,63
RMS T _B	0,38	-0,07
RMS F1 _B	0,36	-0,02
RMS F2 _E	0,32	0,54
RMS F2 _B	0,36	-0,19
RMS F3 _B	0,38	-0,30

Observa-se na tabela 13 que quando oito variáveis são consideradas, a soma da participação na variabilidade total proporcional das duas primeiras CPs explica a variância de 90% do sistema analisado. Assim pode-se inferir que o “*component score*” resultante desta análise pode indicar que existe uma boa diferenciação entre os sujeitos. A figura 30 apresenta o “*component score*” para esta análise.

Figura 30 “Component score” indicando 1 - sujeito hemiplégico Ashworth 1; 2 - sujeito hemiplégico Ashworth 2; 3 - sujeito saudável.

Nota-se na figura 30 que as variáveis selecionadas fazem uma boa distinção entre os sujeitos. Conforme ocorre separação entre os grupos de pontos, maiores são as diferenças globais entre os sujeitos. Os grupos 2 e 3 são grupos menos dispersos, isto é com características mais uniformes.

Porém é importante ressaltar que esta é uma informação de caráter qualitativo, que será explorada com mais indivíduos posteriormente.

6. DISCUSSÃO.

6.1. Discussão dos resultados sobre a análise das variáveis temporais.

Após a análise do tempo total para a realização da flexão de punho dos hemiplégicos observa-se que eles são mais lentos que os saudáveis. Isto pode ser devido às mudanças na fisiologia das unidades motoras hemiplégicas que fazem com que haja um atraso no início da atividade muscular e um decréscimo na capacidade de recrutar os músculos agonistas ^(21,22).

Este atraso no início da atividade muscular e o decréscimo na capacidade de recrutamento fazem com que os hemiplégicos, por exemplo, na fase1, com carga máxima, desloquem a placa em um tempo maior do que os sujeitos saudáveis

Na fase 3, os sujeitos saudáveis com suas unidades motoras com melhor recrutamento e disparos mais rápidos, devido a prevalência de fibras do tipo II, (de contração rápida), conseguem realizar o movimento mais rápido, mesmo com cargas maiores ⁽⁶⁴⁾.

Os atrasos no início e no término das contrações musculares parecem ser comuns em hemiplégicos, conforme já observado em outros estudos. Pois a atrofia das fibras de contração rápida em um músculo parético afeta a ativação do músculo do sinal eletromiográfico, tornando o movimento mais lento ^(65,66).

6.2. Discussão dos resultados sobre as variações de intensidade do sinal de EMG.

6.2.1. *Análise dos resultados da ativação do músculo agonista.*

É esperado que haja uma ativação maior do agonista, pois ela é a principal musculatura envolvida na ação. De fato, comparando os dois grupos, a ativação do agonista é maior nos hemiplégicos com diferença estatisticamente significativa, principalmente durante a análise do movimento total e na fase 3, para a carga mínima.

Esse aumento da ativação deve-se ao fato de hemiplégicos necessitarem de recrutar mais unidades motoras para realizar movimentos idênticos aos indivíduos saudáveis, mostrando que o recrutamento muscular para os hemiplégicos é maior ⁽²⁹⁾, talvez para compensar o decréscimo do disparo das unidades motoras dos músculos espásticos.

6.2.2. *Análise dos resultados do músculo antagonista.*

A ativação do músculo antagonista não auxiliou na diferenciação entre sujeitos normais e hemiplégicos em nenhuma das cargas impostas.

A ativação excessiva dos antagonistas e ou redução da ativação dos agonistas são freqüentemente relatadas em estudos dos sistemas neuromusculares paréticos de hemiplégicos ⁽²³⁾, e talvez não foram visível nestes resultados pelo fato de que os hemiplégicos deste estudo apresentam em sua maioria Ashworth 1. Esses resultados estão de acordo com outros que utilizaram em seus estudos hemiplégicos com Ashworth semelhantes aos escolhidos neste trabalho ⁽⁶⁶⁾.

6.2.3. Análise dos resultados da ativação do músculo bíceps.

A análise da ativação do músculo bíceps possibilita diferenciar o grupo hemiplégico dos indivíduos saudáveis na carga máxima, em todas as fases do movimento. A tabela 08 mostra que ativação do músculo bíceps em sujeitos saudáveis foi em média 10% maior do que em hemiplégicos.

Essa diferença pode ser devido a inibição da musculatura espástica dos hemiplégicos em recrutar e dispararem suas unidades motoras. Ou pela dificuldade dos indivíduos saudáveis em evitar movimentos musculares compensatórios diante das cargas máximas, visto que em atividades resistivas, em isometria, com o cotovelo flexionado, o bíceps tem uma maior ativação ^(22,55).

Apesar de não ter diferença estatisticamente diferente, nas cargas mínimas, a ativação do bíceps nos hemiplégicos foi um pouco maior em comparação com os saudáveis, pelo fato do músculo bíceps ter uma ação predominantemente flexora e ser mais afetado pela espasticidade ⁽⁹⁾. Esta diferença poderia ser maior se os pacientes deste estudo possuísem Ashworth maior do que 2.

6.3. Discussão dos resultados sobre os indicadores de coativação muscular.

6.3.1. Análise dos resultados sobre coativação agonista-antagonista.

O método usado da relação agonista antagonista pode levar a resultados errôneos indicando altos graus de co-contração ⁽²³⁾. Não há na literatura um consenso sobre qual o melhor método para cálculo da co-contração muscular, por

isso optamos por usar o método matemático em que se considera coativação a área de intersecção entre os sinais de EMG provenientes de dois músculos. ^(57,58)

Na fase1, em que ocorre isometria muscular para realizar o desprendimento da placa, há o aumento da porcentagem de coativação. Sendo os valores de coativação nos hemiplégicos maiores do que nos saudáveis, na carga mínima e na máxima.

A co-contração é maior em hemiplégicos porque o músculo agonista primário por si só não é capaz de gerar o torque necessário, devido à capacidade de recrutamento da musculatura reduzida, que os sujeitos hemiplégicos possuem. Então, como estratégia motora, pode ocorrer a co-contração de músculos antagonistas, a fim de executar a tarefa. ⁽²³⁾

Quando a carga é máxima, na fase 1, aumentando conseqüentemente a dificuldade de flexão, a coativação diminui, em ambos os grupos. Mas os hemiplégicos continuam apresentando uma maior ativação do que os saudáveis. Nesta fase, em que o recrutamento muscular do músculo antagonista em relação ao agonista parece ser insuficiente para o deslocamento da placa, ocorre o recrutamento de outros grupos musculares como a coativação agonista bíceps, que será abordada a seguir. Provavelmente devido às alterações na inibição recíproca dos músculos decorrentes da espasticidade, os hemiplégicos apresentam níveis excessivos de co-contração, que induzem a padrões anormais de movimento comprometendo a qualidade do mesmo ⁽⁶⁷⁾.

Na fase 3 não houve diferença estatisticamente significativa, provavelmente devido ao fato de não haver mais a necessidade de ativação conjunta da musculatura, por se tratar do início da desaceleração e término do movimento.

6.3.2. Análise dos resultados sobre coativação agonista bíceps.

Sobre a coativação do músculo bíceps em relação ao agonista houve diferença estatisticamente significante nas fases 1, 3 e no movimento total.

Na fase 1, na carga mínima, a coativação dos hemiplégicos sobrepõe-se a dos sujeitos saudáveis. Provavelmente porque a espasticidade em hemiplégico é mais presente na musculatura flexora do membro superior e conseqüentemente o bíceps está mais ativado. Na carga máxima ocorre o inverso ao que foi previamente exposto, a coativação do músculo bíceps em relação ao agonista dos sujeitos saudáveis sobrepõe-se aos hemiplégicos. Devido à dificuldade dos saudáveis em evitar o uso do bíceps como musculatura compensatória. Pois a coativação é usada por indivíduos com o sistema nervoso íntegro como estratégia para estabilizar as articulações, na presença de cargas externas. Eles são capazes de modular a coativação e rigidez dos membros, em direções espaciais e em articulações diferentes⁽⁶⁸⁾.

Observa-se que na carga máxima para ambos os grupos, houve aumento da coativação na fase 1, justamente no momento em que houve uma queda dos valores da coativação agonista antagonista, citada no item anterior.

Na fase 3 o valor de coativação agonista bíceps é maior em hemiplégicos, na carga mínima, quando comparado a indivíduos saudáveis. Mostrado novamente a ativação do bíceps braquial, sendo maior mesmo em situações em que sua ação muscular não está diretamente envolvida. Provavelmente, devido a incapacidade de isolar a geração de torque em articulações específicas, os hemiplégicos têm coativações anormais e a utilização de movimentos sinérgicos patológicos em outras articulações, como as co-contrações envolvendo o punho e o bíceps braquial^(23,66).

Nossos achados estão de acordo com McCrea⁽²⁹⁾ que afirma que as compensações do movimento após acidente vascular cerebral são, em parte, necessárias para contornar a fraqueza e a atividade muscular saturada, que restringem o membro superior.

6.4. Discussão dos resultados sobre a goniometria.

6.4.1. Análise dos resultados sobre amplitude total do movimento.

Na carga máxima para hemiplégicos, houve um coeficiente de variação maior provavelmente devido à dificuldade em deslocar a placa, já que o tempo total desta condição também foi maior. Assim alguns hemiplégicos conseguiam deslocar a placa até a máxima amplitude e outros em uma menor.

6.5. Discussão das Análises complementares (Componentes principais)

A análise das componentes principais auxilia na seleção das vinte cinco variáveis do movimento de flexão de punho que possuem maior relevância para a diferenciação do comportamento muscular entre sujeitos saudáveis e hemiplégicos com diferentes graus de espasticidade.

Observa-se que a primeira componente principal (CP1) é responsável por 79% da variação total dos dados representativos da diferenciação das condições testadas. Os índices de correlação indicam que há um equilíbrio entre as variáveis selecionadas, pois seus valores absolutos são semelhantes.

Dentre essas variáveis temos a:

- I) ativação do agonista na fase 2 e no tempo total;
- II) ativação do bíceps na fase 1, 2, 3 e no período total;
- III) coativação do agonista bíceps na fase 3 e no período total;

Nota-se que a análise por meio das componentes principais indica a diferenciação dos grupos justamente através da musculatura flexora do membro superior (flexor ulnar do carpo e bíceps), que é a mais acometida pela espasticidade. Indicando valores absolutos, que separaram esses indivíduos em três grupos.

A análise das componentes principais apresenta coerência com o que foi encontrado nos resultados apresentados anteriormente do teste de flexão de punho. Por exemplo, a ativação do agonista no tempo total como períodos de diferenciação de hemiplégicos e saudáveis. Assim como a ativação do músculo bíceps na fase 1, 2, 3 diferenciam hemiplégicos e saudáveis em cargas máximas. E por último a coativação do agonista bíceps na fase 3 e no período total também diferenciaram os grupos para ambas e para a carga mínima respectivamente.

Neste contexto as variáveis selecionadas permitem distinguir os hemiplégicos de diferentes Ashworth do sujeito saudável, através da análise das componentes principais.

Há estudos que afirmam que a relação da eletromiografia com a escala de Ashworth é baixa ⁽⁶⁹⁾. Os resultados de estudos recentes mostram que as características metodológicas da EAm não são satisfatórias e que a EAm não deve ser usada como uma medida de resultado único para a avaliação da espasticidade. Devemos, portanto, parar de usá-la como uma medida única e focar em novos e promissores métodos, de preferência, as ferramentas da eletromiografia de superfície ⁽⁷⁰⁾. A correlação da escala de Ashworth com a análise PCA das variáveis da eletromiografia parece ser uma ferramenta capaz de suprir essa deficiência de

correlação e tem a capacidade de associar o uso da escala já difundido com os métodos quantitativos da EMG, ou até mesmo o potencial para servir como uma ferramenta de avaliação em substituição a escala.

7-CONCLUSÃO.

A possibilidade de dividir o movimento em fases e analisar os músculos em diferentes contrações detalha o músculo espástico, descreve as estratégias de controle motor em cada tipo de contração muscular e a interferência da espasticidade nas fases do movimento de flexão do punho. Com o uso do ergômetro foi possível encontrar algumas diferenças no movimento de flexão de punho dos voluntários hemiplégicos em comparação com os saudáveis, resumindo-as temos que os hemiplégicos:

- I) são mais lentos para executar o mesmo movimento de flexão de punho que os indivíduos saudáveis, principalmente em situações de isometria como na fase1.
- II) tem a musculatura agonista mais ativa. Sendo que a diferença é mais evidente ao término do movimento em situações de cargas diferentes.
- III) Ativam mais a musculatura antagonista diante de cargas maiores, para desacelerar o movimento.
- IV) Utilizam menos o bíceps, em situações de cargas maiores.
- V) Em situações de isometria tem uma maior coativação agonista antagonista, sendo maior a coativação em cargas menores.
- VI) Em situações de isometria tem coativação agonista bíceps menor, sendo maior a coativação em cargas maiores.

Este trabalho analisou apenas as informações eletromiográficas obtidas em conjunto com o ergômetro de punho. Mas o ergômetro fornece um grande número de informações e possibilidades que ainda não foram totalmente exploradas. Como por exemplo, a sua utilização em casos de espasticidade mais grave e a

comparação do membro superior plégico e não plégico. Bem como a exploração das outras variáveis do ergômetro, como a dinamometria e suas correlações com a espasticidade.

Apesar de haver outras possibilidades, essa análise eletromiográfica inicial dos dados obtidos com o ergômetro e as análises através das componentes principais possibilitaram diferenciar os grupos de hemiplégicos de diferentes Ashworth dos indivíduos saudáveis. Contemplado o propósito inicial de mostrar que é possível desenvolver uma ferramenta auxiliar na avaliação e no acompanhamento do tratamento da musculatura espásticas do membro superior de hemiplégicos.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 1987, 67: 206-207.
2. Tsai KH, Yech CY, Chang HY, Chen JJ. Effects of a single session of prolonged muscle of stroke patients. *Proc. Natl. Sci. Counc* 2001; 25 (2): 76-81.
3. Kuriki HU, Azevedo FM, Filho RFN, Alves N, Carvalho AC. Comparative analysis of eletromyographic pattern in forearm muscles of hemiplegic patients. *Electromyogr. clin. Neurophysiology* 2008; 48: 367-372.
4. André C. Manual de AVC. Rio de Janeiro: Revinter, 1999. 159p.
5. Cash J. Neurologia para fisioterapeutas. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 1976. 368p.
6. Ryserson S. Hemiplegia resultante de dano ou doença vascular. In: Umphred, D. A. Fisioterapia Neurológica. São Paulo: Manole, 1994. p. 615-59-56.
7. Bobath B. Hemiplegia no adulto: avaliação e tratamento. São Paulo: Manole, 1978. 181p.
8. Sommerfeld DK ,Eek EUB, Svensson AK ,Holmqvist LW, Arbin MHVA. Spasticity after stroke. *Stroke*,2004;35:134-140.
9. Cook AS, Woollacott, MH. Controle motor: teoria e aplicações práticas. 2.ed. São Paulo: Manole, 2003. 592p.
10. Sanvito WL. Propedêutica neurológica básica. São Paulo: Atheneu, 2000. 162p.
11. Stokes M. Neurologia para fisioterapeutas: Cash. São Paulo: Premier, 2000.

- 12.Cavorzin PL, Hernot X , Bartier O, Allain H, Carrault G, Rochcongar P, Chagneau F. A computed model of the pendulum test of the leg for routine assessment of spasticity in man. ITBM-RBM. 2001;22,(3): 170-177.
- 13.Haas BM, Crow, LC. Towards a clinical measurement of spasticity? Physiotherapy 1996; 81: 474-479.
- 14.Lundy-ekman L. Neurociência: fundamentos para reabilitação. 2. ed.Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.
- 15.Hu X; Nenov V. Multivariate AR modeling of electromyography for the classification of upper arm movements. Clinical Neurophysiology. 2004; 115: 1276-1287.
- 16.Jankowska E, Edgley SA. How Can Corticospinal Tract Neurons Contribute to Ipsilateral Movements? A Question with Implications for Recovery of Motor Functions. The Neuroscientist 2006; 12: 67-79.
- 17.Sunnerhagen KS, Svantesson U, Lonn L, Krotkiewski M, Grimby G. Upper Motor Neuron Lesions:Their Effect on Muscle Performance and Appearance in Stroke Patients With Minor Motor Impairment. Arch. Phys. Med1999;80:155-61.
- 18.Yarosh CA, Hoffman DS, Strick PL. Deficits in movements of wrist ipsilateral to a stroke in hemiparetic subjects.J.Neurophysiol.2004; 92: 3276-3285.
- 19.Cauraugh J, Light K, Kim S, Thigpen M, Behrman A. Chronic motor dysfunction after stroke-Recovery wrist and finger extension by eletromyography-triggered neuromuscular stimulation.Stroke 2000;31:1360-1364.
- 20.Patten C, Lexell J, Brown HE. Weakness and strength training in persons with post stroke hemiplegia: Rationale, method and efficacy. Journal of Rehabilitation research & development. 2004; 41, 3A:293-312.

21. Wagner JM, Dromeric AW, Sahrman SA, Lang CE. Upper extremity muscle activation during recovery of reaching in subjects with post-stroke hemiparesis. *Clinical Neurophysiology* 2007;118(1): 164-176.
22. Canning CG, Ada L, O'dwyer NJ. Abnormal muscle activation characteristics associated with loss of dexterity after stroke. *Journal of neurological Sciences*. 2000;176:45-56.
23. Gowland C, Debruin H, Basmajian JV, Plews N, Burcea I. Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke. *Physical therapy* 1992; 72 (9): 624-33.
24. Mc Crea PH, Eng JJ, Hodgson AJ. Time and Magnitude of torque generations is impaired in both arms following stroke. *Muscle & Nerve*. 2003; 28: 46-53.
25. Alibiglou L, WZ Rymer, Harvey RL, Mirbagheri MM. The relation between Ashworth scores and neuromechanical measurements of spasticity following stroke. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 2008; 5: 18.
26. Gracies JM, Pathophysiology of spastic paresis I: paresis and soft tissue changes. *Muscle & Nerve* 2005; 31:535-551.
27. Casalis MEP. Reabilitação/ Espasticidade. Rio de Janeiro, São Paulo: Atheneu, 1990. 142p.
28. Lum PS, Patten C, Kothari D, Yap R. Effects of velocity on maximal torque production in post stroke hemiparesis. *Muscle & Nerve* 2004; 30: 732-742.
29. Mc Crea PH, Eng JJ, Hodgson AJ. Saturated Muscle Activation Contributes to compensatory Reaching strategies after stroke. *J Neurophysiol*. 2005; 94: 2999-3008.

30. Pisano F, Miscio G, Conte CD, Pianca d, Candeloro E, Colombo R. Quantitative measures of spasticity in post-stroke patients. *Clinical Neurophysiology*. 2000; **111**(6): 1015-1022.
31. Rabita G, Dupont L, Thevenon A, Lensele-Corbeil G, Pérot C, Vanvelcenaher J. Differences in kinematic parameters and plantarflexor reflex responses between manual (Ashworth) and isokinetic mobilisations in spasticity assessment. *Clinical neurophysiology*. 2005; **116** (1): 93-100.
32. Cowan M.M, Stilling D.S., Naumann S., Colborne R. Quantification of antagonist muscle coactivation in children with diplegia. *Clinical Anatomy* 1998; **11**: 314-319.
33. Kallenberg LAC, Hermens HJ. Behaviour of a surface EMG based measure for motor control; Motor unit action potential rate in relation to force and muscle fatigue. *J. Electromyography and kinesiology*. 2008; **18** (5): 780-788.
34. Sköld C, Harms--ringdahl K, Hulting C, Levi R, Seiger Å. Simultaneous Ashworth measurements and electromyographic recordings in tetraplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998; **79**: 959-965.
35. Gregson JM, Leathley M, Moore AP, Sharma AK, Smith TL , Watkins CL. Reliability of the tone assessment scale and the modified Ashworth scale as clinical tools for assessing post stroke spasticity. *Arch. Phys. Med. Rehabil*. 1999; **80**: 1013-1016.
36. Bakheit AMO, Maynard VA, Curnow J, Hudson N, Kodapala S. The relation between Ashworth scale scores and the excitability of alpha motor neurons in patients with post-stroke muscle spasticity. *Journal Neur. Neurosurg. Psychiatry*. 2003; **74**: 646-648.

- 37.Jaskólska A, Kisiel-Sajewicz K , Brzenczek- Owczarzak W, Yue G H. EMG and MMG of agonist and antagonist muscles as a function of age and joint angle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.2006; 16: 89-102.
- 38.Lee D, Lim H, Mckay W, Priebe M, Holmes S, Sherwood DA. Toward an objective interpretation of surface EMG patterns: a voluntary response index (VRI). *Journal of Electromyography and Kinesiology*.2004; 14: 379-388.
- 39.Starsky AJ, Sangani SG, Mcguire JR, Logan B, Schmit BD. Reliability of biomechanical spasticity measurements at the elbow of people poststroke. *Arch Phys Med Rehabil*.2005; 86: 1648-1654.
- 40.Burridge JH, Wood DE,et al.Theorical and metodological considerations in the meaurement of spasticity.*Disability and Rehabilitation* 27(1/2) p.69-80,(2005).
- 41.Hu XL, Tong KY, Song R, Zheng XJ, Lui KH, Leug WWF, et al. Quantitative evaluation of motor functional recovery process in chronic stroke patients during robot-assisted wrist training. *J Electromyogr Kinesiol* 2009; 19(4):639-650.
- 42.Amadio, AC. Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano. São Paulo, Laboratório de Biomecânica / EEFUSP, 1996. 162p.
- 43.Mohamed O; Perry J; Hislop H. Relationship between wire EMG activity, muscle length and torque of the hamstrings. *Clinical Biomechanics*. 2002; 17: 569-579.
- 44.Onishi H; Yagi R; Momose K; Ihashi K; Handa Y. Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1999; 10: 59-67.

45. Pereira MCV; Azevedo FM. Análise para um ajanelamento adequado para sinais bioelétricos. In: XVIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, São José dos Campos, 2002. Cd-rom.
46. Krnjevic K, Miledi R. Failure of Neuromuscular Propagation in Rats, *Journal of Physiology*. 1958; 140: 440-461.
47. Paton WDM, Wand DR. The margin of safety of neuromuscular transmission. *Journal of Physiology* .1967; 191: 59-60.
48. De Luca C J. Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1979; 26, 6: 313-325.
49. Webster JG, *Medical Instrumentation: Application and Design*. Editor: Jonh G. Webster, 3º. ed., New York, 1998.
50. Almeida, MAF. Filtragem Digital de Sinais Biomédicos. 116 p. [dissertação de Mestrado], PGEEL, UFSC, Florianópolis, Brasil. 1997.
51. Hermens JH; Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000; 10: 361-374.
52. Merletti R. Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000; 10: 283-286.
53. Kapandji AI, *Fisiologia Articular*. 5.ed.(1). Rio de Janeiro. Panamericana. 2000.172p.
54. Dângelo JG, Fattini CA. *Anatomia Humana e segmentar para o estudante de medicina*. 2.ed. São Paulo, 1998. 306p.
55. Salvini TF. Movimento articular: aspectos morfológicos e funcionais: volume 1, membro superior. Barueri. Manole 2005. 243-272.

56. Stephan E, Delanaud S, Bisch C, Libert J, Telliez F. A new, transportable ergometer for the measurement of musculotendinous stiffness during wrist flexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18:160-68.
57. Lamontagne A, Richards CL, Malouin F. Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; 10: 407-415.
58. Unithan VB, Dowling JJ, Frost G, Volpe Ayub B., Bar-Or O. Cocontraction and phasic activity during gait in children cerebral palsy. *Electromyography Clinical Neurophysiology*. 1996; 36: 487-94.
59. Pompeu FAMS. Guia para estudos em biodinâmica do movimento humano: normas, referências, procedimentos metodológicos e análises estatísticas no desenvolvimento de pesquisas científicas. São Paulo: Phorte, 2006. 141p.
60. Vieira, S. Bioestatística: tópicos avançados. Ed. Elsevier, 216 p., São Paulo 2003.
61. Kiryu, T; Takahashi, K; Ogawa, K. Multivariate Analysis of Muscular Fatigue During Bicycle Ergometer Exercise. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 1997; 44(8): 665-672.
62. Mochizuki L., Cosme R. G. , Amadio A. C. Coordenação motora e Controle postural por meio de análise multivariada. *Motriz*. 2006; 12, 1; 65-72.
63. Mochizuki L., Bianco, R., K. Brandina, J. C. Serrão, A. C. Amadio. Análise multivariada de variáveis biomecânicas na locomoção. *Brazilian Journal of Biomechanics*. 2007; 8, 15; 48-53
64. Dalla Toffola E, Sparpaglione D, Pistorio A, Buonocore M. Myoelectric manifestations of muscle changes in stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82:661-5.

65. Chae J, Yang G, Park BK, Labatia I. Delay in initiation and termination of muscle contraction, motor impairment, and physical disability in upper limb hemiparesis. *Muscle Nerve* 2002; 25:568-75.
66. Hu XL, Tong KY, Tsang, V.S., S. Rong. Joint –angle- Dependent neuromuscular dysfunctions at the wrist persons after stroke. *Arch.Phys.Med.Rehabil*; 2006; 87, 671-679.
67. Wolley, SM. Characteristics of gait in hemiplegia. *Top Stroke Rehabil*; 2001;7,1-18.
68. Gille, PL, Mullin LI, Cothros N, Mattar A. Role of cocontraction in arm movement accuracy. *J Neurophysiol* 2003; 89: 2396–2405.
69. Malhotra S, Cousins E, Ward A, et al. An investigation into the agreement between clinical, biomechanical and neurophysiological measures of spasticity. *Clin Rehabil* 2008; 22: 1105–15.
70. Fleuren JFM, Voerman GE, Erren-Wolters CV, Snoek GJ, Rietman JS, Hermens HJ, Nene AV. Stop using the Ashworth Scale for the assessment of spasticity. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2010; 81: 46–53.

ANEXO I

Presidente Prudente, 13 de junho de 2008.

Ilmo.(a) Sr.(a)

Raquel Aparecida Napolitano de Azevedo

Ref. projeto intitulado: "Avaliação da espasticidade na flexão e extensão do carpo em hemiplégicos pós Acidente Vascular Cerebral, utilizando eletromiografia", a ser desenvolvido pela aluna de Pós-graduação em Fisioterapia Raquel Aparecida Napolitano de Azevedo, sob orientação do prof. **Dr. Neri Alves**.

Processo no. 254/2008

Recebemos os documentos contendo as alterações sugeridas pelo parecerista para integrarem o projeto acima, os quais foram analisados e estão de acordo com as solicitações.

Decorrente do exposto, este Comitê considera o projeto **APROVADO**.

Informamos, ainda, que ao final do desenvolvimento da pesquisa, deverá ser encaminhado ao CEP um **relatório final** sucinto (vide modelo na página da FCT), sendo que os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), assinados, deverão permanecer em poder do orientador da pesquisa pelo período mínimo de 5 anos após o encerramento do estudo, para eventual fiscalização da CONEP.

Atenciosamente,

Profa. Dra. Maria de Lourdes Corradi da Silva
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa
FCT - Unesp - Presidente Prudente

Faculdade de Ciências e Tecnologia
Comitê de Ética em Pesquisa
Rua Roberto Simonsen, 305 CEP 19060-900 Presidente Prudente SP
Tel 18 229-5355/r.26 fax 18 229-5353