

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TERAPIA OCUPACIONAL

NATÁLIA SANCHES SILVA

**CARACTERIZAÇÃO DE TRÊS TESTES FUNCIONAIS DO MEMBRO
SUPERIOR: CONTRIBUIÇÕES DA ELETROMIOGRAFIA PARA A
TERAPIA OCUPACIONAL**

SÃO CARLOS

2016

NATÁLIA SANCHES SILVA

**CARACTERIZAÇÃO DE TRÊS TESTES FUNCIONAIS DO MEMBRO
SUPERIOR: CONTRIBUIÇÕES DA ELETROMIOGRAFIA PARA A
TERAPIA OCUPACIONAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Terapia Ocupacional do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Terapia Ocupacional.

Área de Concentração: Processos de Intervenção em Terapia Ocupacional.

Linha de Pesquisa: Promoção do Desenvolvimento Humano nos Contextos da Vida Diária

Orientação: Prof. Dr. Daniel Marinho Cezar da Cruz.

SÃO CARLOS

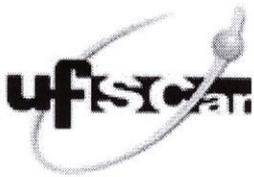
2016

Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da Biblioteca Comunitária UFSCar
Processamento Técnico
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

S586c Silva, Natália Sanches
Caracterização de três testes funcionais do membro superior : contribuições da eletromiografia para a terapia ocupacional / Natália Sanches Silva. -- São Carlos : UFSCar, 2016.
111 p.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2016.

1. Terapia ocupacional. 2. Membros superiores. 3. Avaliação funcional. 4. Testes funcionais padronizados. 5. Eletromiografia. I. Título.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Terapia Ocupacional

Folha de Aprovação

Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Dissertação de Mestrado da candidata Natalia Sanches Silva, realizada em 29/02/2016:

Prof. Dr. Daniel Marinho Cezar da Cruz
UFSCar

Profa. Dra. Thelma Simões Matsukura
UFSCar

Profa. Dra. Cristina Yoshie Toyoda
UNESP

Prof. Dr. José Marques Novo Junior
UFSCar

DEDICATÓRIA

À Deus,

Obrigada Pai, por tornar nossa conquista expressão fiel de vossa vontade, por não atender a todos os meus anseios e sim às minhas necessidades, me fazendo crescer como profissional, mas acima de tudo, como pessoa.

Desta forma, transcrevo abaixo, um texto de autor desconhecido, que muito me agradou e quero dividi-lo com todos aqueles que de alguma forma contribuíram para a realização desta importante etapa da minha vida:

“Pai nosso, que estás nas flores, no canto dos pássaros, no coração a pulsar; que estás na compaixão, na caridade, na paciência e no gesto de perdão.

Pai nosso, que estás em mim, que estás naquele que eu amo, naquele que me fere, naquele que busca a verdade.

Santificado seja o Teu nome por tudo o que é belo, bom, justo e gracioso.

Venha a nós o Teu reino de paz e justiça, fé e caridade, luz e amor.

Seja feita a Tua vontade, ainda que minhas rogativas prezem mais o meu orgulho do que as minhas reais necessidades.

Perdoa as minhas ofensas, os meus erros, as minhas faltas. Perdoa quando se torna frio meu coração.

Perdoa-me, assim como eu possa perdoar àqueles que me ofenderem, mesmo quando meu coração esteja ferido.

Não me deixes cair nas tentações dos erros, vícios e egoísmo.

E livra-me de todo o mal, de toda violência, de todo infortúnio, de toda enfermidade. Livra-me de toda dor, de toda mágoa e de toda desilusão.

Mas, ainda assim, quando tais dificuldades se fizerem necessárias, que eu tenha força e coragem de dizer: Obrigado, Pai, por mais esta lição!

Que assim seja!!!”

Muitas bênçãos e vitórias a todos!

AGRADECIMENTOS

À **Minha Família** - Hoje, quando encerro mais uma etapa de minha vida e preparo-me para as que virão; olho para trás e percebo que estavam comigo em todos os momentos, principalmente, nas fases mais difíceis pelas quais passei.

Ao meu marido, amigo e companheiro **Guilherme** – que entrou em minha vida e passou a fazer parte dela de forma tão especial. É ao seu lado que quero estar por toda a minha vida.

É com vocês que quero compartilhar esta conquista e dizer muito obrigada por fazerem parte da minha vida, pois nada faria sentido e os obstáculos seriam intransponíveis se não tivesse onde me fortalecer.

- Ao **Prof. Dr. Daniel Marinho Cezar da Cruz**, meu orientador, por ter me ter dado a oportunidade de realizar este trabalho. Agradeço-lhe a confiança demonstrada e as suas preciosas críticas e sugestões.
- Meu sincero agradecimento aos Membros Titulares da Banca Examinadora do Exame de Qualificação, **Profs. Drs. José Marques Novo Júnior, Ana Cristina de Jesus Alves e Patrícia Carla de Souza Della Barba**, pelas valiosas sugestões que deram para a melhoria deste trabalho e aos Membros Suplentes **Profs. Drs. Leonardo Marquez Pedro, Angela Paula Simonelli e Regina H. V. Torkomian Joaquim**, pela disponibilidade em participar, bem como aos Membros da Banca Examinadora da Defesa da Dissertação **Profs. Drs. José Marques Novo Júnior, Cristina Yoshie Toyoda e Thelma Simões Matsukura** (Titulares) e **Profs. Drs. Daniela Godoi Jacomassi, Nilson Rogério da Silva e Maria Luísa Guillaumon Emmel** (Suplentes), por terem atendido ao convite para desempenhar este papel, dispondo de seu tempo e conhecimento para analisar este trabalho.
- Ao **Prof. Dr. Romeu Magnani**, responsável pela análise estatística, pelo empenho, profissionalismo e seriedade com que realiza seu trabalho e pela maneira gentil com que me recebeu.
- Aos **Caio Sadao Medeiros Komino, Patrícia Piassi e Paulo Vinícius Braga Mendes**, por toda a ajuda em diversas fases deste projeto. Agradeço muito a vocês não só pela ajuda profissional, mas pela ajuda pessoal, pois foram meus amigos nos mais diferentes momentos. Amigos para sempre!!!
- Aos **Sujeitos da Pesquisa** que participaram espontaneamente deste trabalho. Por causa de vocês é que este projeto se concretizou. Vocês merecem meu eterno agradecimento!

A pesquisa deste mestrado contou com o apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES e vincula-se ao grupo de pesquisa cadastrado no CNPq “Estudos em Reabilitação Física, Tecnologia Assistiva e Funcionalidade”, do Laboratório de Análise Funcional e de Ajudas Técnicas- LAFATec, do Departamento de Terapia Ocupacional-DTO, coordenado pelo Prof. Dr. Daniel Marinho Cezar da Cruz.

A todos aqui citados e àqueles aos quais os nomes não aparecem, mas que sabem que fizeram parte desse processo e que muito me ajudaram nessa caminhada o meu muito obrigada. Não tenho e nunca terei como agradecer-los como merecem. Apenas digo que essa conquista é tanto minha quanto de vocês.

Muito Obrigada!!!

*“Nas grandes batalhas da vida, o primeiro passo
para a vitória é o desejo de vencer”*

(Mahatma Ghandi)

RESUMO

Introdução: Ao se lesionar qualquer parte do membro superior (MS), as demandas trazidas pelos clientes são avaliadas a partir de diferentes instrumentos, porém estudos mostram que não há um consenso sobre um instrumento ideal para avaliação da quantidade e qualidade da função do MS, demonstrando que é necessário encontrar ferramentas que possam fornecer medidas precisas sobre como o MS executa tarefas. **Objetivos:** Caracterizar os testes *Box and Blocks Test* (BBT), *Functional Dexterity Test* (FDT) e *Nine Hole Peg Test* (NHPT) em relação à atividade eletromiográfica dos músculos trapézio fibras superiores (TFS), deltóide fibras anteriores (DFA) e posteriores (DFP), peitoral maior (PM), bíceps (BB) e tríceps braquial (TB), extensor radial curto do carpo (ERC) e flexor superficial dos dedos (FSD) e verificar se há diferença na ativação muscular durante os três testes entre os gêneros. **Método:** Pesquisa não experimental, do tipo transversal descritivo de abordagem quantitativa. Foram selecionados 20 estudantes universitários de ambos os gêneros, idade média de 24 anos e Índice de Massa Corporal (IMC) médio de 24kg/m^2 . A análise dos dados foi feita pelo *Software MiotecSuite 1.0* e pelos testes estatísticos *Friedman, Dunn, Mann-Whitney e Spearman*. **Resultados:** Para os três testes o TFS foi o mais ativado, seguido pelo FSD. O DFA, DFP e PM apresentaram uma porcentagem de neuroativação elevada no teste BBT. O ERC apresentou porcentagem de ativação entre intermediária a alta nos testes FDT e NHPT. **Conclusão:** os testes FDT e NHPT podem ser mais recomendados para avaliarem a função do MS de sujeitos com lesões de extremidade superior, enquanto que o BBT pode ser indicado para lesões tanto proximais quanto distais do MS. As mulheres apresentaram uma ativação muscular maior à dos homens, podendo ser justificada pela diferença genética muscular existente entre ambos.

Palavras chave: Terapia Ocupacional; Membros Superiores; Avaliação Funcional; Testes Funcionais Padronizados; Eletromiografia.

ABSTRACT

Introduction: when any part of the Upper Limb (UL) is injured, the demands brought by customers are assessed from different instruments, however studies show that there is no consensus on an ideal instrument for assessing the quantity and quality of the UL function, demonstrating the need to find tools that can provide precise measurements of how the UL perform tasks. **Objectives:** characterize the Box and Block Test (BBT), the Functional Dexterity Test (FDT) and the Nine Hole Peg Test (NHPT) regarding the electromyographic activity of the trapezius upper fibers muscle (TUF), deltoid anterior fibers muscle (DAF) and posterior fibers (DPF), the pectoralis major muscle (PM), the biceps (BB) and triceps brachii (TB), extensor carpi radialis brevis (ERB) and flexor digitorum superficialis (FDS) and verify if there are differences in muscle activation during the three tests between genders. **Method:** non-experimental research, descriptive transversal quantitative approach. Were selected 20 college students of both genders, average age of 24 years and average Body Mass Index (BMI) of 24 kg m^{-2} . Data analysis was made using MiotecSuite 1.0 software and by Friedman, Dunn, Mann-Whitney and Spearman statistical tests. **Results:** For the three tests, the TUF was the most activated, followed by FDS. DAF, DPF and PM showed a high percentage of neuroactivation in BBT test. ERB showed percentage of activation between intermediate and high in FDT and NHPT tests. **Conclusion:** FDT and NHPT tests may be more recommended to assess the function of the UL of persons with upper extremity lesions, while the BBT may be indicated for both proximal and distal lesions of UL. Women have a higher muscle activation than men, and this fact can be justified by the muscular genetic difference between them.

Key Words: Occupational Therapy; Upper Limbs; Functional Assessment; Standardized Functional Tests; Electromyography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Segmentos do membro superior e suas articulações	16
Figura 2 - Unidade Motora	30
Figura 3 - Eletromiograma	31
Figura 4 - Diagrama dos aspectos atenuantes na observação dos sinais de EMG	35
Figura 5 - LAFATec	40
Figura 6 - MioTool - 400®	42
Figura 7 - <i>Box and Blocks Test</i>	45
Figura 8 - <i>Functional Dexterity Test</i>	46
Figura 9 - Trajeto de execução do <i>Functional Dexterity Test</i>	46
Figura 10 - <i>Nine Hole Peg Test</i>	47
Figura 11 - Localização do ponto EMG para as fibras superiores do trapézio	51
Figura 12 - Localização do ponto EMG para as fibras anteriores do deltóide	51
Figura 13 - Localização do ponto EMG para as fibras posteriores do deltóide	51
Figura 14 - Localização do ponto EMG para o peitoral maior (Aspecto Clavicular)	52
Figura 15 - Localização do ponto EMG para o bíceps braquial	52
Figura 16 - Localização do ponto EMG para o tríceps braquial	52
Figura 17 - Localização do ponto EMG para o flexor superficial dos dedos	53
Figura 18 - Localização do ponto EMG para o extensor radial curto do carpo	53
Figura 19a e 19b - Teste de função muscular para o trapézio	54
Figura 20 - Teste de função muscular para o deltóide (fibras anteriores)	54
Figura 21 - Teste de função muscular para o deltóide (fibras posteriores)	55
Figura 22 - Teste de função muscular para o peitoral maior	55
Figura 23 - Teste de função muscular para o bíceps braquial	55
Figura 24 - Teste de função muscular para o tríceps braquial	56
Figura 25 - Teste de função muscular para os extensores do carpo	56
Figura 26 - Teste de função muscular para o flexor superficial dos dedos	56
Figura 27 - Participante N pronto para dar início a coleta com o <i>Box and Blocks Test</i>	57
Figura 28 - Participante N pronto para dar início a coleta com o <i>Nine Hole Peg Test</i>	57
Figura 29 - Participante N pronto para dar início a coleta com o <i>Functional Dexterity Test</i> .	58

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Relação da lista de bases e o número de trabalhos encontrados	21
Gráfico 2 - Relação do tipo de pesquisa com a quantidade de artigos	22
Gráfico 3 - Tipo de lesão relacionado com a quantidade de artigos	22
Gráfico 4 - Estatísticas descritivas de porcentagens de ativação obtidas pelo teste funcional BBT (hachurado: feminino/ lisa: masculino)	63
Gráfico 5 - Estatísticas descritivas de porcentagens de ativação obtidas pelo teste funcional FDT (hachurado: feminino/ lisa: masculino)	64
Gráfico 6 - Estatísticas descritivas de porcentagens de ativação obtidas pelo teste funcional NHPT (hachurado: feminino/ lisa: masculino)	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades dos testes	29
Tabela 2 - Mediana (1º quartil; 3º quartil) de porcentagens de ativação obtidas pelo teste funcional BBT, de acordo com o gênero	61
Tabela 3 - Mediana (1º quartil; 3º quartil) de porcentagens de ativação obtidas pelo teste funcional FDT, de acordo com o gênero	61
Tabela 4 - Mediana (1º quartil; 3º quartil) de porcentagens de ativação obtidas pelo teste funcional NHPT, de acordo com o gênero	61
Tabela 5 - Agrupamento dos músculos em cada teste funcional tomando-se por base as comparações múltiplas das Tabelas de 2 a 4	62
Tabela 6 - Mediana (1º quartil; 3º quartil) de porcentagens de ativação obtidas pelos testes funcionais, independentemente de gênero	65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AIVD	Atividade Instrumental de Vida Diária
AOTA	<i>American Occupational Therapy Association</i>
AVD	Atividade de Vida Diária
AVE	Acidente Vascular Encefálico
BB	Bíceps Braquial
BBT	<i>Box and Blocks Test</i>
CMRR	<i>Common Mode Rejection Ratio</i>
CVM	Contração Voluntária Máxima
DFA	Deltóide Fibras Anteriores
DFP	Deltóide Fibras Posteriores
EMG	Eletromiografia
ERC	Extensor Radial Curto do Carpo
FDT	<i>Functional Dexterity Test</i>
FSD	Flexor Superficial dos Dedos
IMC	Índice de Massa Corporal
ISEK	<i>International Society of Electrophysiology and Kinesiology</i>
LAFATec	Laboratório de Análise Funcional e Ajudas Técnicas
MMSS	Membros Superiores
MS	Membro Superior
NHPT	<i>Nine Hole Peg Test</i>
PAUM	Potencial de Ação da Unidade Motora
PM	Peitoral Maior
RMS	<i>Root Mean Square</i>
SENIAM	<i>Surface EMG for a Non Invasive Assessment of Muscles</i>
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
TB	Tríceps Braquial
TFS	Trapézio Fibras Superiores
TO	Terapia Ocupacional
WFOT	<i>World Federation of Occupational Therapists</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Membro Superior: definição e funções	15
1.2	Processo de avaliação em Terapia Ocupacional	18
1.3	Instrumentos que compõem uma Avaliação Funcional	20
1.4	Testes Funcionais Padronizados	26
1.5	Eletromiografia como Instrumento de Investigação	29
1.5.1	<i>Tratamento do sinal eletromiográfico</i>	36
1.5.2	<i>Normalização</i>	36
2	OBJETIVOS	38
2.1	Objetivo geral	38
2.2	Objetivos específicos	38
3	METODOLOGIA	39
3.1	Aspectos éticos	39
3.2	Tipo de pesquisa	39
3.3	Sujeitos	39
3.4	Local de coleta de dados	40
3.5	Ambientação, Instrumentos, Equipamentos e Mobiliário	41
3.5.1	<i>Ambientação</i>	41
3.5.2	<i>Instrumentos</i>	41
3.5.3	<i>Equipamentos e Mobiliário</i>	48
3.6	Procedimentos	48
3.6.1	<i>Procedimento para a Coleta de Dados</i>	48
3.6.2	<i>Procedimento para a Análise de Dados</i>	58
4	RESULTADOS	60
5	DISCUSSÃO	66
6	CONCLUSÃO	73
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74
	APÊNDICES	87
	ANEXO	110

APRESENTAÇÃO

Em março de 2005 começou uma nova e uma das mais importantes etapas da minha vida: a graduação em Terapia Ocupacional na UNESP Campus de Marília. Tudo era novo, cidade, casa, amigos, rotina, maneira de estudar e buscar o estudo, aprender a me cuidar sozinha, cuidar da casa, das roupas, ir ao supermercado, pagar contas, enfim, uma grande mudança que trazia consigo muitos medos, ansiedade, curiosidade, dúvidas, mas uma única certeza, a de que estava amando tudo aquilo, principalmente a faculdade e o curso que, desde o primeiro dia, foi apaixonante e um alimento para minha alma.

Os dias iam se passando, o conhecimento sobre a profissão aumentava e a paixão também. Cada descoberta, cada contato com profissionais e pacientes, cada conquista tanto minha quanto do paciente me fazia ter a certeza de que havia escolhido a profissão certa. As áreas de atuação da Terapia Ocupacional são diversas e muito diferentes entre si e a partir da oportunidade que a faculdade me deu de conhecer grande parte delas, pude me encontrar em uma área que me fazia mais completa, que mais me interessava, a Disfunção Física.

Desde a graduação fui moldando a profissional que sou hoje, sempre participando de eventos nesta área, cursos, envolvendo-me com monitoria e projetos. Quando me formei sabia exatamente com qual clientela que gostaria de trabalhar. Foi aí que em 2009 veio o desejo e a necessidade da primeira especialização, “Terapia da Mão e Reabilitação do Membro Superior”. Através dessa pós-graduação, pude não somente adquirir conhecimentos, mas tive a oportunidade valiosa de conhecer pessoas que estão em minha vida até hoje, desempenhando papéis únicos: Iracema Serrat Vergotti e Daniel Marinho Cezar da Cruz.

Nesta época, surgiu a oportunidade de prestar um concurso para professor substituto da UFSCar, no departamento de Terapia Ocupacional para a área que eu estava me especializando. Foi então que se instalou um impasse – eu, que sempre me dediquei à clínica, à prática, será que tinha perfil para área acadêmica? Mesmo com esta dúvida, fui incentivada por professores e familiares e resolvi prestar a prova. Fiquei em quarto lugar.

Deste momento em diante tudo fluiu muito bem, claro que com muito esforço, empenho e batalhas a serem vencidas. Entre consultórios e trabalhos como voluntária, fui colocando em prática tudo aquilo que estava aprendendo e percebi que precisava buscar mais

conhecimentos. Então, comecei a fazer uma segunda pós-graduação, “Terapia Ocupacional – Uma visão dinâmica em Neurologia”.

Fui seguindo a minha vida e um ano depois abriu concurso para professor substituto na UNESP. Prestei, passei e assumi em fevereiro de 2012. Um mês depois, recebi uma ligação da UFSCar, chamando-me para assumir uma vaga daquele concurso que havia prestado. Pronto... acabei me tornando mais uma professora do que uma clínica. Fechei um dos dois consultórios que tinha e passava mais horas dando aula e supervisão de estágios do que atendendo pacientes.

Esta foi uma oportunidade única, a qual me proporcionou conhecer mais uma paixão que eu tinha pela minha profissão, a de não só viver e aplicar a Terapia Ocupacional, mas de ensiná-la e passar adiante todo esse amor e, para continuar nesta nova etapa, era necessário mais conhecimentos e títulos. Assim, em 2014, prestei o processo seletivo para Mestrado em Terapia Ocupacional.

Ao percorrer toda esta trajetória e fazer parte dos dois lados, clínica e academia, pude enxergar com mais clareza as necessidades da clínica e perceber o poder que a área acadêmica tem, através das pesquisas, de sanar estas necessidades. A partir daí construiu-se o desenho deste estudo, que tem o propósito de facilitar a prática dos terapeutas ocupacionais.

1 INTRODUÇÃO

Os membros superiores (MMSS) conferem aos indivíduos uma importante capacidade de realizar inúmeras atividades diárias, atividades estas que regem e governam a vida destes seres, como atividades de autocuidado e cuidado com o outro, atividades produtivas e de lazer, atividades que possibilitam contato social, a criação de vínculo e afeto. Por ter esta vital importância, os mesmos tornam-se o foco de inúmeras pesquisas e tratamentos de reabilitação (CONNELL; TYSON, 2012; YOO et al., 2013).

Na prática dos terapeutas ocupacionais, é muito frequente o aparecimento de indivíduos com lesões nos MMSS devido a inúmeras causas, como acidentes domésticos, de trabalho, automobilísticos (FONSECA et al., 2006), além de sequelas de traumas de origem neurológica, os quais são extremamente incapacitantes (STERR; FREIVOGEL; VOSS, 2002; CHAN; TONG; CHUNG, 2009; DELBONI; MALENGO; SCHMIDT, 2010).

Com isso percebe-se a necessidade de procedimentos e processos de reabilitação eficazes, capazes de suprir com sucesso as demandas trazidas pela clientela, tornando este indivíduo acometido o mais autônomo e independente possível (GOLLEGÃ; LUZO; DE CARLO, 2001), sendo a avaliação o ponto de partida para este processo (CAVALCANTI; DUTRA; ELUI, 2015).

A literatura revela que os instrumentos de avaliação objetivos são os mais eficazes no sentido de comprovar o efeito de intervenções com o foco nos MMSS, necessários para acompanhar a evolução clínica, contribuindo para a prática baseada em evidência (RUDMAN; HANNAH, 1998; KLERK; BUCHANAN; PRETORIUS, 2015). Todavia, os instrumentos objetivos de avaliação funcional do MS existentes não apresentam indicação quanto à avaliação de um grupo muscular específico, dificultando assim sua eleição. Esse fato implica possivelmente na escolha em mensurações que podem não detectar com acurácia a evolução de cada caso, interferindo na qualidade do processo de reabilitação.

Supõe-se que a descrição da atividade eletromiográfica dos grupos musculares envolvidos na realização de testes funcionais padronizados, possa contribuir para uma melhor caracterização de cada teste, a qual facilita sua escolha pelos terapeutas ocupacionais.

1.1 Membro Superior: definição e funções

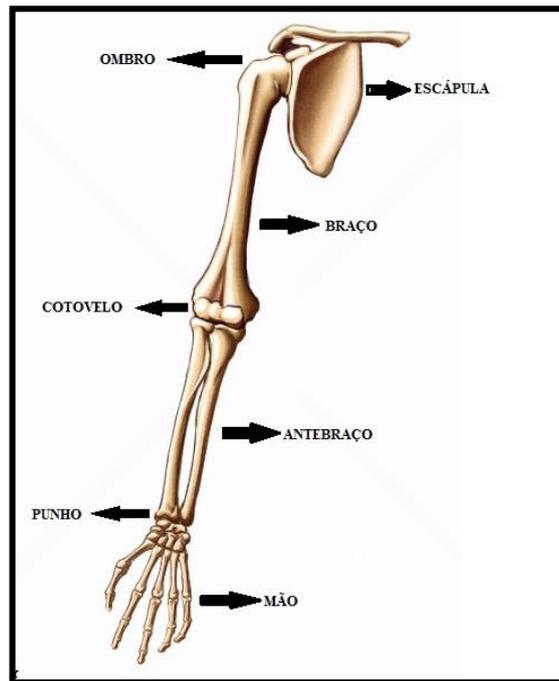
A evolução biológica que o ser humano sofreu, na qual ele passou a utilizar o membro superior (MS) para realizar uma infinidade de atividades liberando-o da função da marcha, foi de extrema importância, pois são estas atividades que regem a vida destes seres. É através do MS que é possível realizar as atividades cotidianas, como alimentar-se, vestir-se, banhar-se, além de atividades de trabalho e cuidado com o outro (AZZE, 1997). O MS coloca os indivíduos em contato com o ambiente, com tudo e com todos que os cercam, o que confere a ele papel primordial na manutenção e na qualidade da vida, sendo considerado o órgão da atividade manual. É livremente móvel e está dividido em escápula, braço, antebraço e mão, sendo articulados entre si pelo ombro, cotovelo e punho (MOORE, 2007).

O ombro é a articulação com maior mobilidade entre todas as articulações do corpo humano e a integridade e funcionalidade de suas estruturas são fundamentais para a ação conjunta do braço e antebraço que têm a finalidade de dar à mão amplitude de movimento tridimensional (BARROS FILHO; LECH, 2001). Além de realizar uma ampla variedade de movimentos, o ombro ancora o braço ao tronco, sustentando o peso de todo o MS ao movimentar-se (TYLDESLEY; GRIEVE, 2006).

Enquanto o ombro suporta a mão em todas as direções, o cotovelo a coloca na posição correta e, por ser responsável pelos movimentos de flexo-extensão e prono-supinação, permite que a mão seja colocada em qualquer ponto do espaço ao redor do corpo. O movimento de flexão leva a mão em direção à cabeça e ao corpo, realizando os cuidados diários como cuidados pessoais e de alimentação. O movimento contrário, a extensão, distancia a mão do corpo, aumentando a capacidade de alcançar objetos em várias direções (BARROS FILHO; LECH, 2001; TYLDESLEY; GRIEVE, 2006).

Contudo, a articulação que é considerada chave para toda a função da mão é o punho, considerando que os seus movimentos permitem que a mão seja colocada em uma grande variedade de posições, sendo a sua integridade também responsável pela boa função dos dedos, uma vez que o antebraço e o punho estabelecem a base para os movimentos finos e hábeis dos dedos. Juntos, antebraço, punho e mão, formam um sistema interdependente para a realização de movimentos de manipulação (BARROS FILHO; LECH, 2001; TYLDESLEY; GRIEVE, 2006).

Figura 1 - Segmentos do membro superior e suas articulações



Fonte: Adaptado de Moore (2007)

Uma boa integridade e funcionalidade de todos os segmentos do MS resultam em uma boa função da mão, que é conhecida como o mais importante órgão do sistema músculo esquelético, pois tem a capacidade de trabalhar como um órgão de preensão forte e de movimentos delicados ao mesmo tempo, além de ter grande importância sensorial e de discriminação (SHIEBER; SANTELLO, 2004).

Segundo Tubiana, Thomine e Mackin (1996) a mão é responsável pela importância e singularidade da extremidade superior e suas funções são múltiplas, a qual é considerada um órgão de informação e de realização, além de ter funções nutricionais e expressivas.

Com certa frequência, apenas a função motora da mão é destacada, porém é impossível dissociar a sensibilidade da função motora, visto que para sentir algo não basta apenas a presença dos corpúsculos sensitivos da cobertura cutânea da mão, mas também as manobras voluntárias de exploração através da manipulação e palpação (TUBIANA; THOMINE; MACKIN, 1996).

O estudo de Cruz et al. (2015) corrobora esta importância da sensibilidade na função manual ao aplicar em indivíduos pós-acidente vascular cerebral três instrumentos

relacionados com sensibilidade (Estereognosia), função manual (*Jebsen Taylor Hand Function Test*) e independência funcional (Índice de Barthel), concluindo que há uma correlação significativa entre os três.

Com o olho, a mão é nossa principal fonte de contato com o ambiente físico. A mão tem algumas vantagens sobre o olho porque pode observar o meio ambiente por meio do tato, e tendo-o observado, pode passar imediatamente a fazer algo adequado (NAPIER, 1983, p. 21).

Quando a mão age de maneira voluntária, modifica sua relação com o objeto com a finalidade de obter mais informações sobre ele, dá-se aí o toque. Porém, somente o toque não é suficiente para reconhecer peso, volume, ou tamanho, necessitando da palpação e manipulação para esse reconhecimento mais preciso. Desta forma, pode-se perceber o papel essencial da mão no reconhecimento do mundo externo (TUBIANA; THOMINE; MACKIN, 1996).

Comparado a outros órgãos de execução, a mão é muito versátil e uma característica fundamental de seu uso é a capacidade de controlar movimentos finos e forças individualmente nos dedos, o que possibilita uma variedade de desempenho. É através da mão que o ser humano pode realizar uma infinidade de atividades como puxar, empurrar, segurar, soltar, manipular, além de movimentos individualizados dos dedos, que são necessários para uma enorme variedade de atividades artísticas e práticas como a caligrafia, a pintura, a escultura, tocar um instrumento musical, entre outras (FERRIGNO, 2007; SCHIEBER; SANTELO, 2004). É impossível descrever as numerosas adaptações funcionais da mão, sendo assim, Tubiana, Thomine e Mackin (1996) classificaram as funções da mão de acordo com o grau de mobilidade exigido:

- a) Função passiva – mão imóvel. É a parte proximal do MS que deve ser mobilizada para colocar a mão na posição necessária;
- b) Função de percussão – as articulações distais são imóveis. O movimento começa nas articulações metacarpofalangeanas, no punho ou mais proximalmente;
- c) Funções de mobilidade – como gestos expressivos ou gestos de apreensão, que variam desde a pinça comum até manobras de extrema complexidade que exige colaboração de ambas as mãos.

A mão e suas funções são partes vitais e conferem ao indivíduo a demonstração de seu corpo e de sua personalidade e a incapacidade ou deficiência de suas estruturas traz sérias implicações para o bem-estar e o desempenho em tarefas ocupacionais (WILTON, 1997). A mão é a parte do corpo que mais sofre riscos de ser lesionada, pois é a mais usada (AZZE, 1997). Porém, ao se lesionar qualquer parte do MS, as atividades de vida diária (AVD) e instrumentais de vida diária (AIVD) serão prejudicadas, pois todos os segmentos do MS tem igual importância na função do mesmo, devendo todos estarem em excelente estado para a plena atividade. Com o prejuízo das estruturas do MS, poderá haver mudanças nos papéis ocupacionais, interferindo na dinâmica familiar, gerando baixa autoestima, perdas sociais e incapacidades (FERRIGNO, 2007; LEITE, 2006).

1.2 Processo de avaliação em Terapia Ocupacional

Ao levar em consideração que as lesões nos membros superiores (MMSS) podem ocasionar grandes limitações, percebe-se a necessidade da disponibilidade de serviços específicos de reabilitação com uma equipe multidisciplinar composta por médicos, enfermeiros, psicólogos, fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais, sendo estes últimos parte importante desta equipe devido à sua grande preocupação em atingir o potencial funcional e ocupacional máximo de cada indivíduo, de modo que ele alcance autonomia e independência na sua vida cotidiana, além da efetiva participação social (GOLLEGÃ; LUZO; DE CARLO, 2001).

A Federação Mundial dos Terapeutas Ocupacionais (WFOT) traz uma definição da Terapia Ocupacional (TO) a qual enquadra a profissão na área da saúde, envolvida com a promoção da saúde e bem-estar através da ocupação, sendo seu objetivo principal habilitar pessoas a participar das AVD por meio da modificação das ocupações ou do ambiente. Ainda segundo a WFOT, para os terapeutas ocupacionais a ocupação pode ser melhorada ou prejudicada em decorrência das habilidades físicas, afetivas e cognitivas, das características das ocupações ou do ambiente físico, social, cultural, atitudinal e legislativo (WFOT, 2013).

Pensando em articular a contribuição da terapia ocupacional na promoção da saúde e participação dos seus clientes (entendendo estes como pessoas, organizações ou populações) através do envolvimento na ocupação, a Associação Americana dos Terapeutas

Ocupacionais (AOTA) desenvolveu um documento denominado “A Estrutura da Prática da Terapia Ocupacional: Domínio e Processo”. Este documento descreve os conceitos centrais que fundamentam a prática da terapia ocupacional e constrói uma compreensão comum dos princípios básicos e a visão da profissão (CAVALCANTI; DUTRA; ELUI, 2015).

O documento aponta que os terapeutas ocupacionais baseiam suas práticas por meio de teorias, evidências, conhecimentos e habilidades e usam de modo terapêutico as ocupações com a finalidade de influenciar positivamente na saúde do cliente, seu bem-estar e sua qualidade de vida. As demandas trazidas pelos clientes são avaliadas; informações são coletadas e trabalhadas sob uma perspectiva ocupacional, sempre baseada em teorias, conhecimentos, habilidades geradas e utilizadas pelo profissional e fundamentadas nas evidências disponíveis. Deste modo, a avaliação é o ponto de partida para o processo em terapia ocupacional, é a base para a tomada de decisões do plano de intervenção (CAVALCANTI; DUTRA; ELUI, 2015).

Ainda de acordo com este documento, a avaliação consiste em dois processos: investigar o perfil ocupacional e analisar o desempenho ocupacional. Através da investigação do perfil ocupacional são levantadas informações sobre as experiências e história ocupacional do cliente, padrões de vida diária, interesses, valores e necessidades. Por meio de uma prática centrada no cliente, o terapeuta ocupacional reúne informações para entender o que realmente é importante e significativo para o mesmo, identificando pontos fortes e limitações. A intervenção se torna mais eficaz se o terapeuta valoriza e respeita a colaboração do cliente no processo terapêutico, com envolvimento do mesmo no seu processo de tratamento (CAVALCANTI; DUTRA; ELUI, 2015).

A análise do desempenho ocupacional objetiva-se na coleta e na interpretação das informações recrutadas através de instrumentos de avaliação destinados a observar, medir e investigar sobre fatores que apoiam ou impedem o desempenho ocupacional, entendendo este como a capacidade de executar uma ocupação resultante da dinâmica entre o cliente, o contexto e a atividade. Uma boa interpretação dos resultados da avaliação proporciona o alcance claro dos objetivos propostos (CAVALCANTI; DUTRA; ELUI, 2015).

De acordo com Rogers e Holm (2011), avaliar significa examinar e formar uma opinião a respeito, ao passo que examinar envolve a obtenção de informações sobre o desempenho ocupacional de um cliente e formar a opinião envolve a combinação da informação obtida, mais o conhecimento profissional, associadas ao julgamento para poder descrever o perfil ocupacional do cliente, definir problemas de desempenho do cliente, propor hipóteses

sobre as causas destes problemas, estabelecer os resultados ocupacionais a serem alcançados por meio do tratamento e determinar o melhor tratamento para alcançar estes resultados pré-estabelecidos.

Portanto, esta etapa depende da base de conhecimento do avaliador, da sua compreensão sobre os procedimentos de avaliação, da sua habilidade para analisar de maneira objetiva, sem parcialidade ou preconceitos as informações coletadas e da sua competência para aplicar os achados nas circunstâncias e necessidades particulares dos clientes (SAURON; OLIVEIRA, 2003).

As afirmações anteriores são corroboradas por Townsend et al. (2002), os quais descrevem que a avaliação tem dois objetivos principais na Terapia Ocupacional, sendo que o primeiro é fazer parte do processo da terapia para ajudar na determinação dos problemas de desempenho ocupacional e o segundo é dar suporte à base de evidência da profissão.

1.3 Instrumentos que compõem uma Avaliação Funcional

Dentre as avaliações existentes está a Avaliação Funcional, a qual foi desenvolvida para descobrir o status funcional do indivíduo, que é representado pelos comportamentos necessários para manter a qualidade de vida (MELLO; MANCINI, 2007). Este tipo de avaliação é composta de instrumentos que podem avaliar o nível de independência nas AVD, nas atividades produtivas e de trabalho (com instrumentos que avaliam a capacidade de desempenho e a capacidade funcional) e nas atividades de recreação e lazer (ARAÚJO, 2006; CAVALCANTI, 2007; MELLO; MANCINI, 2007; NUNES, 2007).

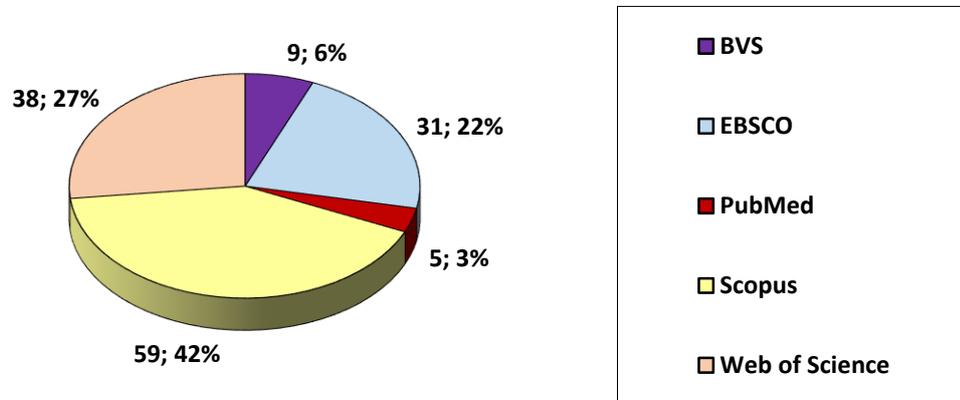
Estes instrumentos, que compreendem questionários, entrevistas, observações sobre o desempenho em realizar as AVD e testes funcionais padronizados de destreza manual, são responsáveis por avaliar amplamente a função da mão e do MS e são constituídos pela avaliação da habilidade de manipulação grossa e fina, da destreza manual, do desempenho nas AVD e AIVD e das atividades uni e bimanuais (ARAÚJO, 2006; NUNES; 2007). Portanto, uma avaliação não pode ser compreendida somente por um instrumento, mas sim um conjunto deles que se completam e que têm o poder de identificar as variadas demandas (VEN-STEVENSON et al., 2009).

Existem numerosas pesquisas na literatura nacional e internacional que utilizam Avaliações Funcionais e com o objetivo de corroborar com a importância da utilização de avaliações deste tipo no processo de terapia ocupacional, foi realizada uma revisão da literatura, buscando-se também um melhor entendimento de como estas avaliações estão sendo utilizadas, com quais populações e quais instrumentos de avaliação as constituem.

Foi realizada uma investigação nas bases de dados BVS¹, EBSCO², PubMed³, Scopus e Web of Science com a combinação das seguintes palavras chave: “membro superior” + “avaliação funcional” + “terapia ocupacional” e “upper limb” + “functional assessment” + “occupational therapy”, com um mecanismo de busca integrado, abrangendo o título, o resumo, o assunto e o descritor, respeitando como limites da pesquisa artigos publicados nos últimos vinte anos (período de janeiro de 1994 à dezembro de 2014), somente com adultos e idosos e que estivessem disponíveis em texto completo.

A partir deste primeiro filtro foram identificados 142 artigos, apresentados no gráfico a seguir (Gráfico 1):

Gráfico 1 - Relação da lista de bases e o número de trabalhos encontrados



Considerou-se como critério de inclusão para a análise, artigos em texto completo. Portanto, destes 142 trabalhos apenas 71 foram selecionados, devido a alguns artigos estarem indexados em mais de uma base e outros que, apesar de estarem referenciados como textos completos, só estavam disponíveis na forma de resumo.

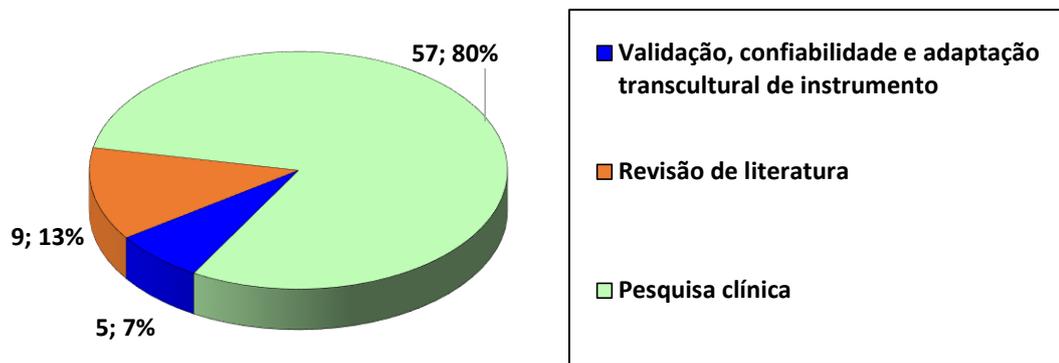
¹ BVS – Biblioteca Virtual em Saúde

² EBSCO - Elton B. Stephens Co.

³ PubMed – US National Library of Medicine

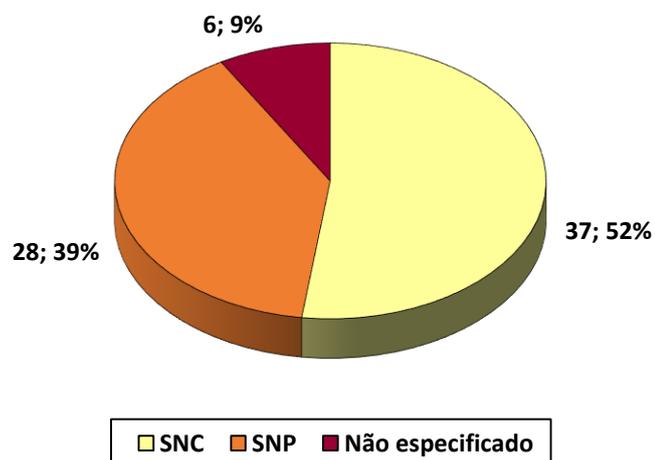
A partir da análise dos artigos, observou-se os seguintes tipos de pesquisas: validação, confiabilidade e adaptação transcultural de instrumentos, revisão de literatura e pesquisa clínica, a qual era maioria, representada no gráfico abaixo (Gráfico 2):

Gráfico 2 - Relação do tipo de pesquisa com a quantidade de artigos



A maior parte das pesquisas enfocavam populações com lesões de Sistema Nervoso Central (SNC), totalizando 37 trabalhos, que compreendiam 52% da amostra (GAGGIOLI et al., 2006; RAH et al., 2009; ROBERTS et al., 2005; ROWLAND et al., 2011; SHIN; RYU; JANG, 2014; SOARES et al., 2011; VOLPE et al., 2000; WOOD et al., 2005), seguidas das lesões de Sistema Nervoso Periférico (SNP), 28 trabalhos, 39% da amostra (DAVIDSON, 2004; EIJSDEN et al., 2009; LAHOZ et al., 2010; MORAES et al., 2009), as quais envolvem, de modo geral o comprometimento dos MMSS (Gráfico 3) (ADA; O'DWYER; O'NEILL, 2006; ADAMS et al., 2004; BARBIERI et al., 2002; PAHYS et al., 2009; WOON; LEE; TEOH, 2008; WORLEY, 2001).

Gráfico 3 - Tipo de lesão relacionado com a quantidade de artigos



Foram encontrados 27 tipos de populações abordadas nos estudos, sendo que os estudos com indivíduos acometidos por Acidente Vascular Encefálico (AVE) foram os mais citados, totalizando 32% da amostra (N=26) (HOUWINK et al., 2011; MCDONNELL et al., 2006; PAGE et al., 2002; WU et al., 2007).

Nos 71 estudos considerados para a análise, foram encontrados 99 tipos de instrumentos de avaliação, sendo categorizados em instrumentos que avaliam a qualidade de vida (N =6), função do MS (N =17), função da mão (N =14), componentes específicos (N = 43) e independência funcional (N = 19).

Dos instrumentos que avaliam a qualidade de vida, o SF-36 foi o mais citado (N=4), totalizando 36% da amostra (BUENO et al., 2014; EIJSDEN-BESSELING et al., 2008; LAHOZ et al., 2010; POVLSEN, 2012). Dos que avaliam a função do MS, o DASH (N=8) e o *Action Research Arm Test* (N=8) foram os que mais apareceram (ambos com 18% da amostra) (ADAMS et al., 2004; DAVIDSON, 2004; EIJSDEN et al., 2009; GAGGIOLI et al., 2006; MORAES et al., 2009; RAND; ENG, 2012; SHIN; RYU; JANG, 2014).

Na categoria de função da mão, os instrumentos mais citados utilizados para compor as Avaliações Funcionais foram o *Box and Blocks Test* (N=6), *Nine Hole Peg Test* (N=6) e *Jebsen Taylor Hand Function Test* (N=6), cada um totalizando a mesma porcentagem da amostra (20% cada) (HIGGINS et al., 2005; RAND; ENG, 2012; SOARES et al., 2011; STERR; FREIVOGEL; VOSS, 2002; YOO, 2013).

Já na categoria de componentes específicos, os mais citados foram Dinamometria (N=15), Goniometria (N=15) e *Fugl-Meyer Motor Assessment* (N=15) representando cada um 14% da amostra (BARBIERI et al., 2002; CHAN; TONG; CHUNG, 2009; GAGGIOLI et al., 2006; GILIN, 1998; GOLDFARB et al., 2006; KOSKI; MERNAR; DOBKIN, 2004; MCDONNELL et al., 2006; RAND; ENG, 2012; ROH et al., 2012; SHIN; RYU; JANG, 2014; SOARES et al., 2011; VOLPE et al., 2000).

O instrumento mais citado na categoria de Independência Funcional foi o Índice de Barthel (N=6) , que corresponde a 21% da amostra (SENIÓW et al., 2012; SHIN; RYU; JANG, 2014; SOARES et al., 2011; YOO et al., 2013).

Identifica-se que dos 99 tipos de instrumentos encontrados na revisão, apenas 25 são validados no país (ADAMS et al., 2004; CAMEIRÃO et al., 2011; DAVIDSON, 2004; DROMERICK et al., 2008; HARDIN, 2002; HIGGINS et al., 2005; KOSKI; MERNAR;

DOBKIN, 2004; KUMAR; PHILLIPS, 2013; LAHOZ et al., 2010; MEIER; MELTON, 2014; PAGE; LEVINE, 2003; PAHYS et al., 2009; POOLE; CORDOVA; BROWER, 2006; RAH et al., 2009; RAND; ENG, 2012; SENIÓW et al., 2012; SHIN; RYU; JANG, 2014; STORR; SORENSEN; RAVNBORG, 2006), havendo também a necessidade de pesquisas com adaptações transculturais, confiabilidade⁴ e validade⁵ das medidas adotadas para uso na reabilitação de pessoas com deficiências diversas.

Ao analisar os artigos, encontrou-se também que 48% dos instrumentos citados foram utilizados nas pesquisas para avaliar a eficácia de algum procedimento, técnica ou tratamento, avaliando componentes específicos, função do MS e/ou independência funcional antes e após a aplicação dos mesmos (ADAMS, 2004; CRISTANTE; HERRMANN, 1994; PAHYS et al., 2009; RESNIK et al., 2014; SENIÓW et al., 2012; STEVENS; STOYKOV, 2004; STORR; SORENSEN; RAVNBORG, 2006).

O fato dos instrumentos subjetivos⁶ como por exemplo SF-36, DASH e Índice de Barthel predominarem entre os estudos, os pesquisadores enfatizam a necessidade de investigações com mensurações mais objetivas no sentido de comprovar o efeito de intervenções com o foco nos MMSS, necessárias para acompanhar a evolução clínica e como contribuição para a prática baseada em evidência, já que os instrumentos subjetivos são dependentes das interpretações pessoais dos avaliados/avaliadores, dificultando assim a padronização da comunicação entre profissionais e métodos de avaliação (KLERK; BUCHANAN; PRETORIUS, 2015; RUDMAN; HANNAH, 1998; SAURON; OLIVEIRA, 2003).

O estudo de Hardin (2002) concluiu que não há um consenso sobre um instrumento ideal para avaliação da quantidade e qualidade da função da mão e coordenação motora fina que também apresentem estudos com confiabilidade e validade, além de dados normativos bem estabilizados para a população geriátrica. E, ao analisar a literatura revisada, pode-se verificar que para outras clientelas também há um déficit desses instrumentos. Hardin (2002) finaliza o estudo descrevendo que é preciso encontrar instrumentos que possam avaliar

⁴ Confiabilidade: é a capacidade de o instrumento utilizado mensurar, o mais próximo possível, o valor real do que é avaliado, de maneira constante e consistente, independente do avaliador e do número de aplicações (ARAÚJO, 1996).

⁵ Validade: significa o grau que o instrumento utilizado na mensuração é capaz de determinar o verdadeiro valor daquilo que está sendo medido (ARAÚJO, 1996).

⁶ Instrumento subjetivo: é um tipo de instrumento de avaliação que se baseia na percepção individual do avaliado e/ou avaliador (ARAÚJO, 1996).

como a mão executa essas tarefas, isto é, precisa-se de meios de registro e quantificação objetivos das posturas adotadas, movimentos gerados e forças exercidas pela mão quando se realizam atividades funcionais.

Sauron e Oliveira (2003) reforçam esta compreensão ao descreverem que a utilização de medidas objetivas ou testes padronizados nas avaliações que tenham estudos de validade e confiabilidade possibilita o estabelecimento de uma linguagem comum entre os terapeutas e outros profissionais da área, provê bases científicas para a compreensão e estudos dos problemas observados, além de propiciar a comparação dos dados entre serviços, estados e países ao longo do tempo e permitir o confronto de técnicas e abordagens terapêuticas.

Existem na literatura numerosos instrumentos de avaliação padronizados que fornecem dados normativos, porém é de responsabilidade de cada profissional de reabilitação escolher o instrumento mais adequado (HARDIN, 2002).

Com esta revisão pôde-se observar que vários métodos são utilizados para avaliar o cliente, seus componentes, o contexto, a ocupação e o desempenho ocupacional. Podem ser utilizadas avaliações formais e informais, instrumentos estruturados e não estruturados, com critérios padronizados ou normativos-referenciados, porém, segundo Cavalcanti, Dutra e Elui (2015) as avaliações objetivas, com instrumentos padronizados são preferidas, pois oferecem dados mais objetivos e confiáveis. “A obtenção de informações confiáveis e válidas (através do uso de avaliações padronizadas⁷) fornece um alto nível de apoio que pode justificar a necessidade dos serviços de Terapia Ocupacional” (GUTMAN et. al., 2007, p. 121).

Devido às lesões dos membros superiores ocasionarem grandes limitações nas tarefas ocupacionais, as quais geram sérias implicações para o bem-estar, uma avaliação funcional objetiva, com testes padronizados torna-se essencial para o planejamento do tratamento, comparação de resultados e preparação para alta (SAURON; OLIVEIRA, 2003; WILTON, 1997).

⁷ Avaliação padronizada: é uma avaliação objetiva que é aplicada de maneira uniforme. Confere maior solidez à prática clínica, pois a sua meta é obter maior confiabilidade e validade (NUNES, 2007).

1.4 Testes Funcionais Padronizados

Os Testes Funcionais são originados dos chamados Sistemas de Mensuração do Tempo de Movimento (MTM – *Methods-Time Measurement*) e foram desenvolvidos em meados do século XX para avaliar candidatos a empregos industriais que exigiam a destreza manual, entendendo-se esta como movimentos finos e delicados, utilizados para manipular pequenos objetos durante uma tarefa específica (ARAÚJO, 2006; YANCOSEK; HOWELL, 2009). Hoje, estes testes foram adaptados para a utilização na clínica da Terapia Ocupacional, tendo como objetivos principais avaliar a destreza, a coordenação e o desempenho para funções específicas de AVD e AIVD (ELUI; FONSECA, 2005).

De acordo com Yancosek e Howell (2009), a avaliação da destreza provê uma maneira única de avaliar a função neuromotora da mão em sua integralidade, destacando que a sensibilidade e a força intrínseca da mão se combinam para produzir habilidades manipulativas, o que facilita movimentos.

Portanto, os resultados destas avaliações podem ser utilizados para quantificar e prever a capacidade e a incapacidade, por meio da medição da velocidade e da qualidade de movimento associadas às habilidades das mãos durante a manipulação de objetos, além de poder comparar os níveis de destreza de pessoas com ou sem injúrias em várias populações (GALLUS; MATHIOWETZ, 2003; GREENHALGH et al., 1998).

Mcphee (1987) revisou e analisou 42 testes funcionais de mão e verificou que não existem instrumentos de avaliação que possam compor uma avaliação funcional que seja universal e que possa ser utilizada em todos os casos. Por conseguinte, o que se indica hoje para a escolha ideal do instrumento é que ele seja padronizado, que tenha um objetivo bem definido, que apresente estudos estatísticos que definam seus coeficientes de correlação, validade e confiabilidade, que descreva detalhadamente o equipamento utilizado e que apresente instruções específicas para sua administração, pontuação e interpretação.

Para auxiliar nesta escolha, Yancosek e Howell (2009) desenvolveram um estudo que objetivava comparar testes de destreza baseadas em pesquisas que relacionam confiabilidade e validade de testes e outros fatores, incluindo custos, disponibilidade, tempo de administração e uso bilateral das mãos. Os autores encontraram 13 testes de destreza manual que atendiam os critérios de inclusão da pesquisa: *Box and Block test*; *Crawford Small Parts Dexterity Test*; *Functional Dexterity Test*; *Grooved Pegboard*; *Jebsen Taylor Test of Hand*

Function; Minnesota Manual Dexterity Test; Minnesota Rate of Manipulation Test; Moberg Pick-Up Test; Nine-Hole Peg Test; O'Connor Finger Dexterity Test; Purdue Pegboard; Sequential Occupational Therapy Dexterity; Wolf Motor Function Test. O estudo destaca que os terapeutas podem utilizar esta informação para auxiliar na escolha do melhor instrumento para avaliar um paciente na recuperação da função ao longo do tempo.

A literatura, tanto nacional quanto internacional, traz uma vasta lista de artigos que utilizam os testes funcionais padronizados com variados objetivos e, a exemplo disto, estão os estudos de Corben et al. (2010), Kalron et al. (2013) e Silva (2014). O estudo de Corben et al. (2010) se propôs a comparar a performance de três testes (*Box and Blocks Test, Nine Hole Peg Test* e *Jebsen Taylor Hand Function Test*), com a finalidade de verificar qual teste era o mais indicado para compor um conjunto de ferramentas utilizadas para avaliar indivíduos com Ataxia de Friedreich. O estudo concluiu que o *Nine Hole Peg Test* não dominante e o *Box and Blocks Test* são os melhores para serem inclusos no conjunto de ferramentas de avaliação.

No estudo de Kalron et al. (2013), foram utilizados alguns instrumentos para descrever e avaliar os efeitos de uma nova ferramenta de treinamento domiciliar de reeducação sensorial que tinha como finalidade estimular a sensibilidade e destreza manual de pessoas com Esclerose Múltipla. Os testes utilizados foram o *Nine Hole Peg Test*, o teste de discriminação de dois pontos, os monofilamentos e o *Functional Dexterity Test*. Os participantes demonstraram uma melhoria significativa no *Nine Hole Peg Test* e no *Functional Dexterity Test*, sendo que para os outros testes não foi observado diferenças significativas.

Já o estudo de Silva (2014) procurou associar os testes funcionais com outro instrumento que é muito utilizado como meio de investigação, a eletromiografia. A autora teve como objetivo verificar a atividade elétrica muscular durante o desempenho funcional de indivíduos com órteses de MS fabricadas com dois tipos distintos de materiais: Ezeform e PVC. Os testes funcionais utilizados neste estudo foram *Purdue Pegboard Test, Functional Dexterity Test* e *Nine Hole Peg Test*. O estudo concluiu que as órteses fabricadas com ambos os materiais, dificultavam a função do MS, porém a de PVC provocou uma maior dificuldade comparada à outra.

Portanto, há várias formas de se utilizar os testes funcionais, seja para verificar o quanto uma patologia afeta o desempenho funcional de MMSS, seja para avaliar a eficácia de um procedimento ou para investigar a ativação muscular influenciada por diferentes recursos de tecnologia assistiva, por exemplo. A relevância é que o teste funcional padronizado é um

recurso extremamente útil na pesquisa e intervenção em saúde, pois traz resultados objetivos, contribuindo de maneira significativa para a prática baseada em evidências.

Contudo, a dificuldade não está na escassez de testes funcionais, haja visto a ampla variedade deles, mas sim na escolha dos mesmos para processos terapêuticos específicos, pois cada segmento do MS tem seu valor funcional, bem como cada pessoa tem sua própria necessidade funcional e os testes funcionais existentes avaliam um amplo espectro da função do MS e da mão (BUDDENBERG; DAVIS, 2000; SCHIEBER; SANTELLO, 2004).

A indicação utilizada para a escolha ideal do instrumento é que ele seja padronizado, que tenha um objetivo bem definido, que apresente estudos estatísticos que definam seus coeficientes de correlação, validade e confiabilidade, que descreva detalhadamente o equipamento utilizado e que apresente instruções específicas para sua administração, pontuação e interpretação (KLERK; BUCHANAN; PRETORIUS, 2015; MCPHEE, 1987, RUDMAN; HANNAH, 1998).

Todos estes apontamentos são de extrema importância e devem ser levados em consideração para a triagem dos testes. Porém, não há uma indicação específica dos mesmos quanto à avaliação de um grupo muscular específico, dificultando assim sua eleição. Esse fato implica possivelmente na escolha em mensurações que podem não detectar com acurácia a evolução de cada caso.

Buscando-se uma indicação mais específica dos testes, as tomadas de decisões do processo terapêutico poderiam se tornar mais fáceis e ágeis, tendo a clareza de que o teste escolhido poderia dar respostas mais sensíveis na detecção de problemas, facilitar o raciocínio clínico, bem como identificar ou mensurar a melhora do cliente, haja visto que a avaliação é um ponto chave para a tomada de decisões na reabilitação.

Ao analisar a prática clínica dos terapeutas ocupacionais, supõe-se que os mesmos tentam procurar testes que facilitem sua intervenção, tais como testes com rápida aplicação, baixo custo, de fácil entendimento tanto para quem aplica quanto para o cliente que está sendo avaliado. Pelo exposto, foi possível identificar alguns testes com estas características, através do estudo de Yancosek e Howell (2009), como sendo viáveis para a sua utilização em ambiente clínico, a saber *Box and Block Test*, *Functional Dexterity Test* e *Nine Hole Peg Test*. Os valores destes testes foram atualizados, custando atualmente \$228,25, \$89,95 e \$25,95 respectivamente.

Tabela 1 - Propriedades dos testes

<i>Dexterity Assessment</i>	<i>Year Published</i>	<i>Available From</i>	<i>Assesses Bilateral Hand Use</i>	<i>Cost</i>	<i>Time to Administer (min)</i>	<i>Manual, Fine Dexterity, or Both</i>
BBT	1985	Sammons Preston	N	\$189.95	5	M
Crawford small parts	1949	Harcourt assessment	Y	\$567.00	30	B
FDT	2003	North coast medical	N	\$127.95	5	M
JHFT ^a	1969	Sammons Preston	N	\$289.95	30	B
MMDT	1991	Lafayette Instrument Co.,	Y	\$200.00	30	M
MRMT	1946, updated in 1957, 1969	Best priced products, Inc.,	Y	\$247.49	30	M
Moberg Pick-Up Test	1958	Not Available for purchase but reproducible	N	N/A	5	B
NHP	1971	Sammons Preston	N	\$72.95	5	F
O'Connor Tweezer	1958	Lafayette Instrument Co.,	N	\$105.00	5	B
FDT ^a						
PP	1948	Lafayette Instrument Co.,	N	\$110.00	8–10	F
SODA ^a	1996, short version in 1999	Not available but reproducible	Y	N/A	SODA = 30 and SODA-S = 15	B
WMFT	2001	Not available for purchase but reproducible	Y	N/A	30–45	M

Fonte: adaptado de Yancosek e Howell, (2009)

Posto isto, o presente estudo se propôs a realizar uma caracterização mais aprofundada destes três testes funcionais padronizados. Esta caracterização se deu através da descrição da atividade eletromiográfica dos músculos envolvidos na realização de cada teste, com o propósito de orientar o processo de tomada de decisão, por parte dos profissionais, para o uso terapêutico dos referidos testes.

A eletromiografia foi escolhida por ser um recurso extremamente útil no processo de investigação da atividade elétrica muscular, tomando-se como parâmetros os desenvolvidos pelo SENIAM⁸ (*Surface EMG for a Non Invasive Assessment of Muscles*) e ISEK⁹ (*International Society of Electrophysiology and Kinesiology*).

1.5 Eletromiografia como Instrumento de Investigação

Os primeiros relatos sobre as propriedades elétricas dos músculos e nervos são de 1791 através de Luigi Galvani, o qual demonstrou a atividade muscular seguida de estimulação de neurônios e registros de potenciais de fibras nervosas na contração voluntária

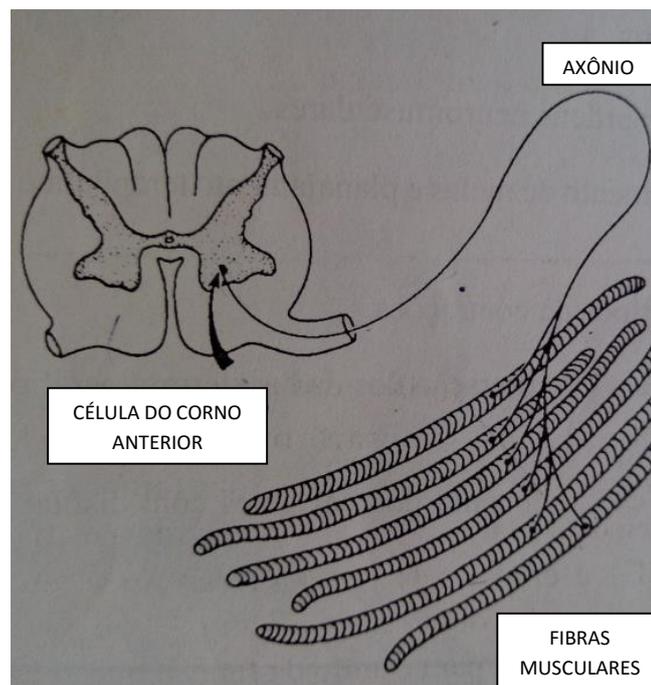
⁸ SENIAM: <http://www.seniam.org/>

⁹ ISEK: <http://www.isek.org/>

de rãs. Por aproximadamente um século esta tecnologia passou despercebida, até que entre os anos de 1930 e 1950 houve um grande desenvolvimento da instrumentação da eletromiografia (EMG) e, até os dias de hoje, é empregada tanto na avaliação do alcance da doença neuromuscular ou do traumatismo, quanto como um instrumento cinesiológico para o estudo da função muscular (PORTNEY, 1993).

A EMG é um conjunto de técnicas utilizadas no estudo da atividade elétrica muscular, incluindo técnicas associadas à captação, amplificação, filtragem, aquisição por computador, quantificação, análise e interpretação da atividade elétrica de músculos. É essencialmente o estudo da atividade da unidade motora, sendo unidade motora a composição de uma célula do corno anterior, um axônio, suas junções neuromusculares e todas as fibras musculares inervadas por este axônio (Figura 2) (PORTNEY, 1993; KOHN; MEZZARANE, 2005).

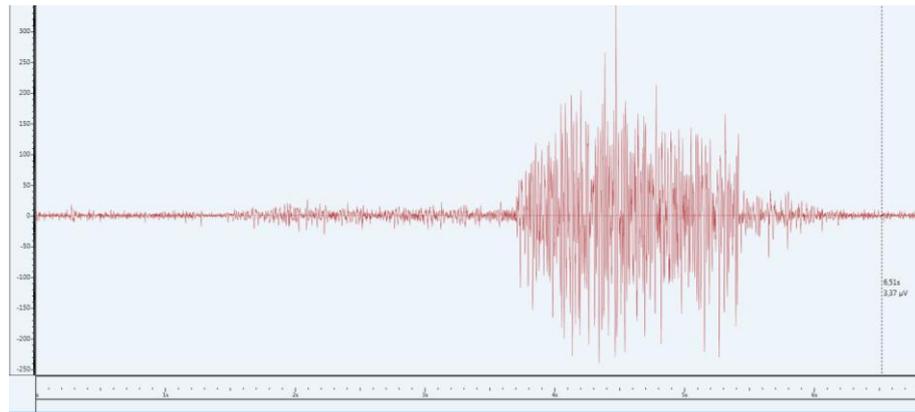
Figura 2 – Unidade Motora



Fonte: adaptado de Portney (1993)

O axônio conduz um impulso para as fibras musculares, gerando uma despolarização, que por sua vez produz atividade elétrica, manifestando-se como potencial de ação da unidade motora (PAUM), cuja representação gráfica denomina-se eletromiograma (Figura 3) (PORTNEY, 1993).

Figura 3 – Eletromiograma



Fonte: Arquivo LAFATec

O registro do eletromiograma requer um sistema composto por três fases: Fase de Input (captação das atividades elétricas do músculo em contração pelos eletrodos), Fase de Processamento (processamento do sinal elétrico pelo amplificador) e Fase de Output (visualização dos sinais emitidos para análise dos dados gerados pelo monitor através do decodificador).

Fase de Input

Nesta fase são utilizados eletrodos para monitoração do sinal mioelétrico e podem ser eletrodos de superfície ou profundo/invasivo, sendo o primeiro mais utilizado para o teste da velocidade da condução nervosa e nas investigações cinesiológicas, além de ser mais adequado para a monitoração de grandes músculos ou grupos de músculos superficiais. Em contrapartida, os eletrodos invasivos (fios ou agulhas) registram precisamente a atividade de unidades motoras individuais, músculos profundos ou pequenos músculos específicos (FERRIGNO et al., 2009; KOHN; MEZZARANE, 2005).

O eletrodo superficial é a opção mais utilizada nas investigações científicas por não causar nenhum tipo de dor ou desconforto e por apresentar maior confiabilidade, devido à maior facilidade de captar os mesmos músculos se recolocado em momentos diferentes de coleta, o que é extremamente difícil se utilizado um eletrodo invasivo que deveria recrutar a mesma unidade motora isolada (FERRIGNO et al., 2009; KOHN; MEZZARANE, 2005; SODERBERG; KNUTSON, 2000).

O eletrodo é um dispositivo que transforma uma forma de energia em outra, ou seja, converte o sinal bioelétrico resultante da despolarização muscular ou nervosa em um potencial elétrico capaz de ser processado por um amplificador, sendo a diferença de potencial o alvo do processamento (PORTNEY, 1993).

Portanto, os eletrodos medem a atividade elétrica conduzida pelas fibras musculares durante a sua contração e a EMG representa a contração de muitas unidades motoras que estão simultaneamente ativas, em um padrão de interferência que expressa muitos potenciais de ação sobrepostos (ENOKA, 2000). O termo “amplitude” na EMG é utilizado para representar a magnitude total da atividade elétrica gerada pelas contrações de todo o esforço muscular em determinado intervalo de tempo. A unidade de medida da amplitude é o microvolt (10^{-6} volts) (CLANCY; MORIN; MERLETTI, 2002; PORTNEY, 1993).

As fibras musculares de uma unidade motora são dispersas e devido a isso, elas se entrelaçam com fibras de outras unidades motoras. Desse modo, quando uma unidade motora se contrai, as fibras despolarizantes não estão, necessariamente, umas próximas as outras. Ao haver uma contração sincronizada de todas as fibras de uma unidade motora isolada, seus potenciais elétricos gerados deslocam-se através dos fluídos orgânicos em um processo denominado condução de volume. Através deste processo, a atividade elétrica fluirá em todas as direções, não apenas na direção do eletrodo fixado à pele. Os sinais que efetivamente atingem o eletrodo são transmitidos ao amplificador e os restantes não são registrados, embora estejam presentes. Além disto, todas as fibras isoladas que se contraem em um dado momento e atingem o eletrodo ao mesmo tempo são somadas e registradas como um grande potencial, pois os eletrodos registram todos os potenciais por eles captados, não diferenciando sua origem (PORTNEY, 1993).

Fase de Processamento

O pequeno sinal mioelétrico precisa ser amplificado para que o potencial gráfico da unidade motora possa ser visualizado. Sendo assim, nesta fase, utiliza-se de um amplificador que converte o potencial elétrico captado pelos eletrodos a um sinal de voltagem suficientemente grande para ser percebido por um monitor (PORTNEY, 1993). Além disso, o amplificador tem como propósitos: reproduzir o evento bioelétrico com menor distorção, reduzir os ruídos (interferências no sinal) e, principalmente, resistir ao fluxo de corrente

(impedância), que varia conforme a composição dos eletrodos, dimensões, comprimento dos cabos e também da superfície que está em contato (ENOKA, 2000; SODERBERG; KNUSTON, 2000).

O sinal eletromiográfico é definido como a somação algébrica de todos os sinais detectados em uma determinada área, podendo ser influenciados por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, bem como pela instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais (ENOKA, 2000).

Logo, uma série de cuidados deve ser tomada para a correta aquisição dos sinais eletromiográficos, evitando ruídos nos mesmos:

- a) Avaliar o Índice de Massa Corporal (IMC), presença de alterações metabólicas causadas por exercícios extenuantes e uso de medicamentos que podem variar o volume de tecido adiposo, as trocas fisiológicas e a temperatura dos tecidos (DE LUCA, 1997; KONRAD, 2005);
- b) A preparação da pele. A pele deve ser preparada para reduzir a impedância, através de lavagem, fricção com álcool, abrasão da camada cutânea superficial e tricotomia (CLANCY; MORIN; MERLETT, 2002; KOHN; MEZZARANE, 2005; PORTNEY, 1993);
- c) O cuidado na fixação dos eletrodos. Os ruídos também podem ser produzidos pelo movimento do eletrodo com a pele e essas interferências devem ser minimizadas através do uso de gel entre o eletrodo e a pele (CLANCY; MORIN; MERLETT, 2002; DE LUCA, 2002; KAMEN, 2004);
- d) A escolha do tipo de eletrodo. Os eletrodos de Ag/AgCl são considerados os mais estáveis na aquisição de sinais e são amplamente usados como eletrodos de registros de superfície (CLANCY; MORIN; MERLETT, 2002; KAMEN, 2004);
- e) A seleção de eletrodos de superfície. Deve-se considerar o diâmetro, o espaçamento e localização dos eletrodos em relação à massa muscular. Quanto menor o músculo, menor deve ser o eletrodo e a distância entre os eletrodos. Se os eletrodos estão muito afastados, poderá ser registrada a atividade dos músculos vizinhos, dificultando a interpretação do sinal de saída, fazendo com que a atividade pareça ser maior do que realmente foi (fenômeno conhecido

como “crosstalk”). A distância de 20mm intereletrodos para 1000Hz de frequência e resistência abaixo de $10K\Omega$ tem sido os parâmetros mais indicados em recentes revisões de literatura. Os eletrodos devem ser localizados sobre o ventre muscular, sempre que possível, para o registro da principal massa muscular (CLANCY; MORIN; MERLETT, 2002; KAMEN, 2004; KOHN; MEZZARANE, 2005; PORTNEY, 1993; SODERBERG; KNUTSON, 2000);

f) Fixação dos cabos dos eletrodos. Artefatos de movimento se originam do contato entre os cabos que conectam o eletrodo ao amplificador. Sendo assim, para as atividades que exigem movimentos amplos, os cabos dos eletrodos devem ser fixados com fita adesiva a uma mesa ou cadeira, ou ao longo do próprio membro (DE LUCA, 2002; PORTNEY, 1993);

g) Colocação de eletrodo “terra”. Além dos eletrodos registradores, deve haver a colocação de um eletrodo “terra” para permitir um mecanismo de cancelamento do efeito de interferência gerados pela pele e outros tecidos, além de ruídos elétricos externos. O eletrodo “terra” deve estar aderido à pele nas proximidades dos eletrodos registradores, sobre uma proeminência óssea (KOHN; MEZZARANE, 2005; PORTNEY, 1993);

h) A escolha do equipamento. Ruídos oriundos dos componentes do equipamento utilizado para aquisição e registro dos sinais têm sido minimizados pela qualidade técnica dos equipamentos mais modernos (DE LUCA, 2002);

i) A ambientação. Ruídos do ambiente, provenientes principalmente de fios de energia elétrica e da superfície corporal, sendo que o mais dominante é o ruído das fontes de energia elétrica (60Hz) têm sido minimizados pela criação de um ambiente adequado e pela utilização de filtros que removam esses ruídos em frequências indesejáveis (DE LUCA, 2002).

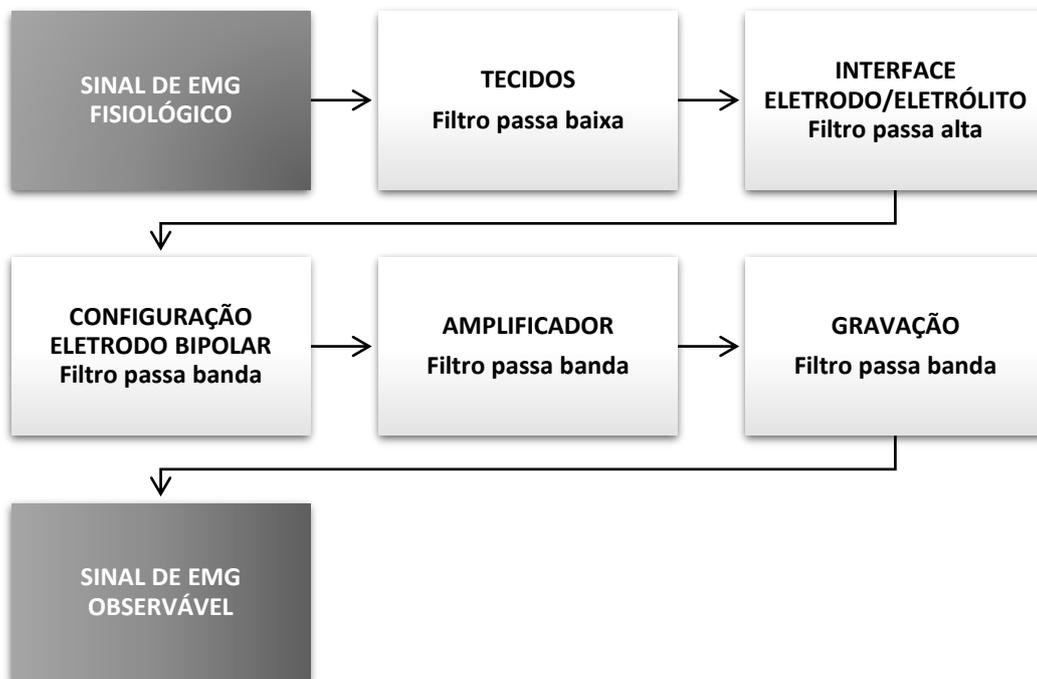
Como alguns dos sinais captados pelos eletrodos não expressam apenas o sinal proveniente do músculo, esses sinais são minimizados por um sistema de modulação que amplifica o sinal desejado em relação ao sinal indesejado. Esse processo é representado pela medida do “Índice de Rejeição pela Modulação Comum” (*Common Mode Rejection Ratio* – CMRR). Um CMRR de 1000:1 indica que o sinal desejado é amplificado 1000 vezes mais que

o ruído. Quanto mais elevado este valor, melhor. Um CMRR superior a 90 dB é geralmente desejável (PORTNEY, 2004; STRONG, 1973).

Além do sistema de modulação, são utilizados filtros elétricos para que os ruídos possam ser removidos ou minimizados. Frequentemente, os amplificadores possuem filtros variáveis, que podem ser ajustados para que seja limitada a amplitude das frequências por ele processadas, sendo que essa amplitude delinea o componente mais alto e mais baixo das frequências que serão processadas, ou as frequências de corte (superior e inferior), chamados de largura da banda. Para fins cinesiológicos, em que as características da forma de onda são de interesse primordial, uma amplitude na faixa de 10 a 1.000Hz é adequada para os eletrodos de superfície e de 20 a 20.000Hz para os eletrodos invasivos (DE LUCA, 2006; PORTNEY, 1993).

A figura apresentada a seguir (Figura 4) representa um diagrama dos principais aspectos dos procedimentos de aquisição dos sinais e cada passo age como um filtro interferindo nos sinais, atenuando e alterando a sua morfologia final (DE LUCA, 2006).

Figura 4 - Diagrama dos aspectos atenuantes na observação dos sinais de EMG



Fonte: adaptado de De Luca (2006)

Fase de Output

Os sinais amplificados precisam ser exibidos de modo útil, sendo assim, após a amplificação, os sinais são decodificados ou processados e, na Fase de Output, são transformados em sinais visuais ou audíveis (dependendo da instrumentação disponível), resultando em valores subjetivos de magnitude de sinal que precisam ser tratados (DE LUCA, 1997).

1.5.1 Tratamento do sinal eletromiográfico

Existem dois meios principais em que os valores de intensidade do sinal são derivados: processamento do domínio da frequência, quando se pretende verificar questões específicas relativas à composição e característica do sinal e processamento do domínio temporal através da *Root Mean Square* (RMS), quando se está interessado na análise da amplitude do EMG com base no tempo (OSCARINO et al., 2005).

A amplitude do sinal eletromiográfico representa a quantidade de energia gasta para a realização de uma determinada contração e essa amplitude pode ser quantificada em informações objetivas. O RMS ou raiz quadrática da média, o valor médio e o valor de pico são formas de avaliar a amplitude do sinal (SODERBERG; KNUSTON, 2000).

1.5.2 Normalização

É o termo dado ao processo que referencia um dado eletromiográfico a algum valor padrão, sendo que foi desenvolvido para operar com os fatores que interferem no sinal eletromiográfico, já que os sinais expressam uma variação importante de amplitude, oriunda das características fisiológicas individuais e de fatores técnicos de instrumentação e do ambiente, dificultando comparações intra e interindivíduos (KONRAD, 2005; ORTOLAN, 2000).

Desta forma, normalizar é tentar reduzir as diferenças entre os diversos registros de um sujeito ou de diversos sujeitos de modo a tornar a interpretação dos dados reprodutível (DE LUCA, 1997).

Esse processo permite eliminar os dados das condições de detecção e reescalá-los, de forma a calibrar o valor que é em microvolt para uma única calibração relevante do ponto de vista fisiológico, a porcentagem da capacidade de inervação máxima. Para isso, considera-se 100% como o maior valor da amplitude, que é o valor expresso pela máxima contração voluntária (CVM) (KAMEN, 2004; KONRAD, 2005).

A aplicação da EMG cresceu consideravelmente nas últimas décadas e, na grande maioria, os estudos apresentavam diversas metodologias, sem um consenso sobre os procedimentos utilizados na técnica. Em 1999, Hermens et al. publicaram um manual de recomendações para orientar o desenvolvimento dos sensores, sua localização, procedimentos e normas dos sinais baseados em uma pesquisa na qual estudou 144 artigos publicados no período de 1996 a 1999. A proposta da construção do manual foi submetida à avaliação de vários grupos de pesquisa e aos membros do *club* SENIAM. Também em 1999, Merletti publicou uma padronização para os registros da EMG, sendo endossado pela ISEK.

Na literatura atual podemos encontrar pesquisas que utilizam este instrumento com diferentes populações para mensurar a atividade elétrica muscular, avaliando a eficácia de um procedimento, como por exemplo no estudo de Hutchinson et al. (2008) que avalia a ativação muscular do bíceps braquial após transferência para o tríceps braquial, ou para avaliar a eficácia de instrumentos de avaliação como no caso do trabalho de Jones e Kumar (2010) que utilizam a EMG para mensurar a atividade elétrica muscular de trabalhadores de serrarias, realizando 4 tarefas repetitivas para avaliar a eficácia de 5 métodos de avaliação de risco ergonômico, ou ainda para avaliar características biomecânicas de determinados músculos afetados por uma patologia, como no trabalho de Cota e Faria (2011). Todos estes estudos demonstram a importância da EMG como um eficaz instrumento de investigação.

Supõe-se que o uso da EMG para descrever a atividade eletromiográfica de grupos musculares envolvidos na realização de testes funcionais padronizados, possa contribuir para uma melhor caracterização de cada teste, orientando o processo de tomada de decisão por parte dos terapeutas ocupacionais.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Caracterizar os testes BBT, FDT e NHPT em relação à atividade eletromiográfica dos músculos trapézio fibras superiores (TFS), deltóide fibras anteriores (DFA) e posteriores (DFP), peitoral maior (PM), bíceps braquial (BB), tríceps braquial (TB), extensor radial curto do carpo (ERC) e flexor superficial dos dedos (FSD).

2.2 Objetivos Específicos

- Descrever a atividade eletromiográfica do membro superior (TFS, DFA, DFP, PM, BB, TB, ERC e FSD) durante a realização de três testes funcionais padronizados;
- Verificar se há diferença entre os gêneros na ativação muscular durante a realização dos três testes.

3 METODOLOGIA

3.1 Aspectos Éticos

O projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) com aprovação em 06/11/2014, sob o parecer número 861.515 e CAAE número 35831014.9.0000.5504 (Anexo). Todos os sujeitos assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice B).

3.2 Tipo de pesquisa

A presente pesquisa classifica-se como um modelo não experimental, de tipo transversal descritivo, de abordagem quantitativa (SAMPIERI; COLLADO; LUCIO, 2006).

3.3 Sujeitos

Foram selecionados 20 voluntários, 10 mulheres e 10 homens, estudantes de cursos de graduação e pós-graduação da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar).

Foram considerados como critérios de inclusão:

- Adultos jovens com idade mínima de 18 e máxima de 30 anos;
- IMC igual ou inferior a 30 Kg/m²;
- Ausência de qualquer sintoma indicativo de doença, trauma ou sequela no MS analisado.

Foram considerados como critérios de exclusão:

- Uso de medicamentos que interfira no desempenho muscular por até 72 horas antes da coleta de dados;
- Realização de exercício intenso por até 48 horas antes da coleta de dados;
- Estudantes de cursos de graduação que conferem habilidades profissionais/ocupacionais específicas como Educação Física ou Música.

Os critérios acima foram estabelecidos, baseando-se na preocupação quanto ao volume de tecido adiposo, às trocas gasosas e à temperatura do tecido, pois podem variar dependendo do IMC, como também de alterações metabólicas causadas por exercícios físicos extenuantes ou do uso de medicamentos, que podem alterar significativamente a captação dos sinais eletromiográficos (DE LUCA, 1997; KAMEN, 2004; KONRAD, 2005).

3.4 Local de coleta de dados

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Análise Funcional e Ajudas Técnicas-LAFATec (Figura 5) do Departamento de Terapia Ocupacional da UFSCar, cujo ambiente foi adequado para as coletas de dados e dispunha da instrumentação proposta neste estudo. A utilização deste espaço foi autorizada pelo professor responsável pelo Laboratório.

Figura 5 - LAFATec



Fonte: Arquivo LAFATec

3.5 Ambientação, Instrumentos, Equipamentos e Mobiliário

3.5.1 Ambientação

De acordo com De Luca (2002) um grande número de interferências (ruídos) no sinal eletromiográfico pode originar de diversas fontes, dentre estas estão os ruídos do ambiente, oriundos das fontes de radiação eletromagnéticas, como fios de energia elétrica e artefatos de movimento que se originam do contato entre os cabos que conectam o eletrodo ao amplificador.

Portanto, um ambiente adequado foi previamente preparado, no qual foi controlada a temperatura para minimizar influências ambientais sobre o desempenho dos sujeitos e a captação correta dos sinais, sendo que a temperatura foi ajustada em 23°C para evitar que mudanças na mesma interferissem no sistema circulatório e conseqüentemente causassem influência sobre o desempenho muscular; e os aparelhos como computador e eletromiógrafo foram utilizados com bateria, desprezando-se os fios de energia elétrica (DE LUCA, 2002).

A entrada de qualquer equipamento eletrônico no ambiente de coleta dos dados como celulares e *tablets* não foi permitida, pois poderia causar influências na captação dos sinais eletromiográficos.

3.5.2 Instrumentos

Ficha do Voluntário

Foi construída uma ficha de caracterização do voluntário, sendo utilizada para verificar se o mesmo se enquadrava nos critérios de inclusão e exclusão da pesquisa (Apêndice A).

Eletromiógrafo

Utilizou-se o sistema MioTool - 400[®] (Figura 6), da Miotec Equipamentos Biométricos S.A, RS, Brasil, com fonte de energia gerada por duas baterias de Níquel Metal Hidreto (NiMH) tipo AAA e isolamento de segurança de 3000V do sistema elétrico, evitando assim choques aos usuários. Os sensores de superfície estão configurados para a aquisição com uma frequência de 2000 amostras por segundo, o CMRR de 126 db e os sinais amplificados com um ganho de 1000 vezes. Os sinais mioelétricos passaram por um filtro passa alta de 10Hz e passa baixa de 500 Hz. Este equipamento foi escolhido para aquisição dos sinais por ser de alta qualidade técnica, como descrito nos estudos de Ferrigno et al. (2009) e Almeida et al. (2013).

Figura 6 - MioTool - 400[®]



Fonte: arquivo LAFATec

Eletrodos

Os eletrodos medem a atividade elétrica conduzida pelas fibras musculares durante a contração. Eles devem amplificar os sinais mioelétricos e essa característica depende da configuração, como o tipo de eletrodo, tamanho, distância intereletrodo, material e substâncias de contato (ENOKA, 2000; KAMEN, 2004).

Foram utilizados eletrodos de superfície, adesivos e descartáveis, em forma de disco circular, bipolares, de Ag-AgCl, fabricados pela empresa 3M do Brasil Ltda. – Produtos Médico-Hospitalares. Esse tipo de eletrodo é considerado o mais estável na aquisição de sinais e amplamente utilizado como eletrodo para registro de superfície. Foram fixados à pele com distância intereletrodos de 20 mm, através de fita adesiva e faixa elástica de baixa compressão.

Balança, dinamômetro e termômetro com ar condicionado

Foi utilizada uma balança digital marca Filizola (Brasil) com capacidade para 150 kg e um estadiômetro vertical fixado à mesma para se obter os dados antropométricos (peso e altura) para o cálculo do IMC. Para o teste de CVM do músculo FSD foi utilizado o dinamômetro de preensão manual *Jamar Hydraulic Hand Dynamometer* da empresa Sammons Preston Rolyan (EUA). Para o controle da temperatura utilizou-se um equipamento padrão de ar condicionado instalado na sala de exame (LAFATec).

Testes Funcionais Padronizados

Box and Blocks Test (BBT)

O primeiro teste BBT foi criado por A. Jean Ayres e Patrícia Holser Buehler, as quais usaram uma tigela e blocos para avaliar a destreza manual grossa em adultos com paralisia cerebral. O teste foi desenvolvido para ser durável e simples, com a intenção de que fosse utilizado para testar pessoas com graves déficits de destreza, porém já existem estudos com crianças com e sem déficits motores e adultos sem comprometimentos. Posteriormente, Patrícia Holser Buehler e Elizabeth Fuchs mudaram a forma do teste para uma caixa de presente, obtendo direitos autorais em 1957 (MATHIOWETS et al.,1985).

A caixa é feita de madeira compensada de 1cm de espessura. As dimensões de sua base são 53,7 cm X 25,4cm e é dividida ao meio por uma madeira de 1cm de espessura, e dimensões de 25,4cm X 15,2cm. Um dos lados da caixa contém 150 cubos de madeira coloridos de 2,5cm de aresta (ver figura 7) (MATHIOWETS et al.,1985).

Para dar início ao teste, primeiramente deve-se posicionar o sujeito sentado em frente à mesa, em uma cadeira com altura regulável para que se possa ajustar a altura da cadeira em relação à mesa, com a finalidade de não causar uma má postura que interfira no resultado do teste. O teste é colocado à frente do sujeito, na linha média e o examinador senta de frente para o sujeito. O examinador explica/demonstra como é realizado o teste e o sujeito é convidado a praticar durante 15 segundos e se algum erro for cometido durante este tempo, eles serão corrigidos para que o registro real do teste seja feito sem erros e, conseqüentemente com maior confiabilidade. Após estes 15 segundos, dar-se-á início ao teste propriamente dito que tem duração de 60 segundos. As instruções originais orientavam para um período de

experimentação de 60 segundos mais um período de teste de também 60 segundos. Porém, nos estudos piloto, os indivíduos queixaram-se de tédio, afirmando ser um tempo redundante principalmente para a mão dominante, portanto, após outros pilotos ficou convencionado um tempo de experimentação de 15 segundos, seguido do teste com 60 segundos (MATHIOWETS et al., 1985).

O teste consiste em passar um bloco de cada vez para o outro lado da caixa, sobre a divisória, utilizando as polpas dos dedos o mais rápido que puder em 60 segundos. Inicia-se com a mão dominante, sendo que os blocos devem estar no lado da caixa compatível com a mão dominante. Por exemplo, se a mão dominante for a direita, os blocos devem estar do lado direito da caixa. Na segunda etapa, o teste é repetido com a mão não dominante, estando os blocos já posicionados deste lado. O resultado se dá pela quantidade de blocos passados ao final de 60 segundos em cada etapa (MATHIOWETS et al., 1985).

O examinador fala da seguinte forma: “Eu quero ver o quão rápido você consegue pegar um bloco de cada vez com a sua mão direita (ou esquerda) – o examinador aponta para a o lado correspondente - e levá-lo para o outro lado da caixa, deixando-o cair. Certifique-se de que seus dedos ultrapassam a divisória”. O examinador ainda demonstra como é pegar mais de um bloco e como deixar um bloco cair para fora da caixa e diz: “Se você pegar dois blocos de cada vez, eles serão contados como um só. Se você deixar cair um bloco para fora da caixa ele ainda será contado, por isso não perca tempo em pegá-lo”. E acrescenta: “ Se você esbarrar na divisória, este bloco será descontado” (MATHIOWETS et al., 1985).

Após as orientações, o sujeito coloca as mãos sobre a mesa, uma de cada lado da caixa e, ao sinal do examinador, começa a pegar os blocos o mais rápido que conseguir. O teste é cronometrado e ao final de 15 segundos o sujeito é alertado a parar. Se algum erro foi cometido ele será corrigido. Em seguida, o examinador dá outro sinal e o sujeito dá início ao teste propriamente dito. Ao se passarem 60 segundos, o examinador alerta a parada. Os blocos são arrumados para se dar início ao teste com a mão não dominante, seguindo os mesmos procedimentos de 15 e 60 segundos. Ao final de cada etapa, os blocos são contados (MATHIOWETS et al., 1985).

Figura 7 – *Box and Blocks Test*



Fonte: arquivo LAFATec

Functional Dexterity Test (FDT)

O objetivo do FDT é proporcionar ao profissional uma ferramenta de avaliação que requer um mínimo de tempo para aplicação e que dá informações em relação à capacidade do paciente para utilizar a mão em tarefas funcionais que necessitam de um padrão de preensão trípode dinâmica. Não há limitações para o uso da medida, a não ser que o sujeito avaliado não tenha capacidade intelectual para seguir as instruções para sua realização (AARON; JANSEN, 2003).

O teste original foi desenvolvido para sujeitos com déficits musculoesqueléticos, porém outros estudos sugerem que também pode ser utilizado por indivíduos sem comprometimentos e em várias faixas etárias (SARTORIO et al., 2013).

O teste é feito de um quadrado de madeira e 16 pinos (ver figuras 8 e 9). As dimensões do tabuleiro são 20,6cm X 20,6cm e 3,7cm de profundidade. Cada um dos furos mede 3cm de profundidade e 2,5cm de diâmetro. Os buracos são separados um do outro por 2cm em um total de 16 buracos (4 linhas X 4 colunas). Em cada orifício, há um pino de madeira com tamanho de 2,2cm de diâmetro e 4cm de comprimento (AARON; JANSEN, 2003).

O examinador coloca o instrumento a 10cm da borda da mesa onde o sujeito está sentado confortavelmente e o instrui para virar todos os pinos primeiramente com a mão não lesada começando do topo do lado contralateral à mão escolhida. Por exemplo, se o sujeito inicia com a mão esquerda, ele começa virando o pino superior direito, da direita para a

esquerda em uma maneira de ziguezague até virar o último pino (ver figura 8). Para os sujeitos bilateralmente comprometidos, começar com a mão dominante (AARON; JANSEN, 2003).

O sujeito é também instruído a não supinar o antebraço ou tocar na placa para obter ajuda ao encaixar os pinos. Cada um desses movimentos acarreta uma penalidade de 5 segundos. Se um pino cair, o tempo é parado e uma penalidade de 10 segundos é adicionada. Em seguida, o sujeito deve recuperar o pino e colocá-lo no tabuleiro. O cronômetro começa onde foi parado e o tempo é continuado (AARON; JANSEN, 2003).

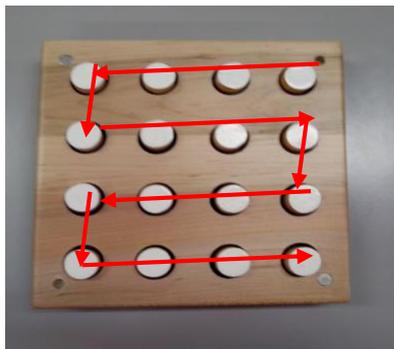
O examinador demonstra a tarefa virando mais de 4 pinos. O sujeito é convidado a praticar virando sobre todo o tabuleiro uma só vez com a mão não lesada. O teste é então realizado duas vezes, primeiramente com a mão não lesada, seguido pela mão lesada. Para cada mão, o examinador registra o tempo que o sujeito leva para virar todos os pinos e os padrões de movimentos incomuns observados. Se o sujeito exceder 55 segundos ele recebe uma classificação não funcional. O teste é interrompido após 2 minutos (AARON; JANSEN, 2003).

Figura 8 – *Functional Dexterity Test*



Fonte: www.ncmedical.com

Figura 9 – Trajeto de execução do *Functional Dexterity Test*



Fonte: arquivo LAFATec

Nine-Hole Peg Test (NHPT)

O NHPT é um teste comumente utilizado por terapeutas ocupacionais e o baixo custo e breve tempo de administração podem contribuir para este amplo uso. Do ponto de vista clínico é um teste simples, cujas normas originais foram estabelecidas por Kellor et al. em 1971 (MATHIOWETS et al., 1985).

Consiste de um tabuleiro de madeira com nove buracos (3 colunas X 3 linhas) e pinos de madeira. Os furos são espaçados em 3,2cm e cada buraco tem 1,3cm de profundidade. Os pinos de madeira têm 0,64cm de diâmetro e 3,2cm de comprimento (ver figura 10) (MATHIOWETS et al., 1985).

O teste é colocado à frente do sujeito, na linha média e o examinador senta-se de frente para o sujeito. O examinador dá todas as orientações necessárias e demonstra o teste ao sujeito que é orientado a praticar a tarefa antes do registro real. Inicia-se primeiramente com o lado dominante. Deve-se pegar um pino de cada vez, no recipiente que fica ao lado do tabuleiro e encaixá-los nos buracos, em qualquer ordem. O recipiente fica ao lado do membro iniciante, por exemplo, se o membro dominante for o direito, o recipiente fica no lado direito do tabuleiro. Na sequência tirar cada pino e depositar de volta no recipiente, também em qualquer ordem. Realizar o mesmo com o membro não dominante (MATHIOWETS et al., 1985).

O teste é cronometrado e o resultado se mede pelo tempo necessário para completar toda a atividade (MATHIOWETS et al, 1985).

Para dar início, o examinador diz o seguinte: “ Este é um teste prático. Coloque os pinos e retire-os o mais rápido que conseguir. Você está pronto? Ir!” Logo após diz: “Agora este será o teste real. As instruções são as mesmas. Faça o mais rápido que puder. Você está pronto? Ir!”. Ao ser retirado o último pino o cronômetro foi parado e os pinos colocados ao lado oposto para que o teste pudesse ser repetido com o membro não dominante (MATHIOWETS et al, 1985).

Figura 10 - *Nine Hole Peg Test*



3.5.3 Equipamentos e Mobiliário

Computador

Para o registro e armazenamento dos dados eletromiográficos, utilizou-se um Notebook, com processador Intel Core I5-4210M 2.60GHz, com 8GB de Memória RAM, tela de 14 polegadas, do fabricante Avell e sistema operacional Windows 8.

Filmadora

Foi utilizado uma filmadora marca Sony HDR-CX 350, 7.1 Mega Pixels para o registro visual da aplicação dos testes funcionais, como meio de facilitar a análise dos dados obtidos no que se refere à identificação das fases dos movimentos durante dos testes.

Mobiliário

Para a aplicação dos testes funcionais, foi utilizada uma mesa de escritório e uma cadeira com rodinhas, de assento e encosto estofados, sem apoio para braços e com altura regulável. Para a realização dos testes de força muscular foi utilizada uma cadeira fixa, de estrutura tubular, com acento e encosto estofados, sem apoio para os braços e uma maca com estrutura de alumínio e superfície estofada.

3.6 Procedimentos

3.6.1 Procedimento para a Coleta de Dados

Seleção dos Músculos

Após serem escolhidos os testes funcionais, foi feita uma análise dos movimentos requeridos pelo MS, necessários para a realização dos mesmos. A partir disto, foram

selecionados os músculos trapézio fibras superiores (TFS), deltóide fibras anteriores (DFA), deltóide fibras posteriores (DFP), peitoral maior (PM), bíceps braquial (BB), tríceps braquial (TB), extensor radial curto do carpo (ERC) e flexor superficial dos dedos (FSD), devido às suas principais ações, durante a função com os MS.

O trapézio faz parte dos músculos que atuam ancorando a escápula ao esqueleto axial e, embora seja possível que a escápula se movimente sobre as costelas, a principal ação destes músculos é fixa-la. Quando estes músculos fixam a escápula, ela se torna um ponto de origem estável para a maioria dos movimentos do braço. A escolha do nome trapézio se deu pelo seu formato, sendo que suas fibras estão divididas em três porções e suas outras ações dependem de qual porção do músculo que se contrai. A contração da porção superior eleva a escápula (SPENCE, 1991).

Nove são os músculos que atravessam a articulação do ombro e se inserem no úmero. Sete destes originam-se na escápula, indicando o quão importante ela é para os músculos que a fixam. Um destes sete é o deltóide, um músculo largo que dá o contorno arredondado ao ombro, sendo composto por fibras que se dividem em três porções: uma passa à frente da articulação do ombro, outra passa atrás e a terceira passa lateralmente a esta articulação. As fibras anteriores e posteriores têm ações antagônicas entre si, ou seja, as fibras anteriores fazem a flexão e rotação medial do braço e as posteriores a extensão e rotação lateral (SPENCE, 1991). Todos os movimentos de buscar a frente do corpo e acima da cabeça exigem a ação deste músculo (TYLDESLEY; GRIEVE, 2006).

Os dois músculos restantes originam-se no esqueleto axial e não têm fixação na escápula, um deles é o PM. Este é um músculo achatado em formato de leque, passando da caixa torácica ao úmero e age como adutor, flexor e rotador medial deste (SPENCE, 1991). Este músculo cruza o braço sobre o corpo e coloca a mão ao lado oposto, como por exemplo ao trazer um objeto do lado direito para o esquerdo (TYLDESLEY; GRIEVE, 2006).

O BB, cujo nome refere-se às suas duas cabeças, origina-se também na escápula. Sua principal ação é fletir o braço, porém também auxilia na supinação do antebraço, no reforço da articulação do ombro e flexão do braço. Já o TB tem sua principal com origem na escápula e outras duas - lateral e medial – que se originam no úmero. São importantes músculos na preparação para a apreensão de objetos, já que com o movimento de flexo-extensão pode-se alcançar e aproximar objetos (SPENCE, 1991; TYLDESLEY; GRIEVE, 2006).

Outro músculo que auxilia a preensão de objetos é o ERC que tem a ação de estabilizar e estender o punho, sustentando o peso da mão contra a gravidade e, pelo mecanismo de tenodese, também ajuda nesta preensão ao facilitar a flexão dos dedos. Sua origem se dá no epicôndilo lateral do úmero (SPENCE, 1991; TYLDESLEY; GRIEVE, 2006).

O FSD tem sua origem no epicôndilo medial do úmero, no processo coronóide da ulna e na face anterior do rádio. Sua ação é flexionar as falanges dos dedos, ou seja, fechar a mão, movimento este utilizado durante inúmeras atividades funcionais, na qual a mão se fecha em torno de algum objeto para segurá-lo e manipulá-lo em uma variedade de maneiras (SPENCE, 1991; TYLDESLEY; GRIEVE, 2006).

Seleção dos Sujeitos

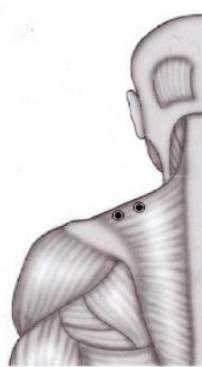
Os sujeitos foram contatados pessoalmente nas dependências da UFSCar. Neste primeiro encontro, a pesquisa foi apresentada e os critérios de inclusão e exclusão foram esclarecidos. Aos sujeitos interessados e que atendiam previamente aos critérios, foi agendado um segundo encontro e dadas algumas orientações para a preparação para a coleta dos dados, a saber: não fazer atividade física 48 horas antes da coleta e ir de blusa regata para facilitar a colocação dos eletrodos. No dia da coleta foi aplicado um questionário (Apêndice A) contendo dados pessoais, dados antropométricos e perguntas relacionadas ao uso de medicamentos e presença de comprometimentos nos membros superiores. Em seguida, os sujeitos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice B), receberam esclarecimentos completos dos procedimentos da pesquisa e iniciaram a preparação para a coleta.

Colocação dos eletrodos de superfície

Primeiramente foi realizada a palpação de cada músculo e os locais escolhidos para a colocação dos eletrodos de acordo com os estudos de Cram, Kasman e Holtz (2011) (ver figuras de 11 a 18). Após, segundo as recomendações do SENIAM e ISEK, realizou-se a remoção dos pelos nestes locais, abrasão com esponja áspera e limpeza da pele com álcool 70% para uma boa aderência dos eletrodos e minimização dos ruídos. Os eletrodos foram colocados paralelamente às fibras musculares, sobre o ventre muscular para o registro da principal massa muscular. O eletrodo de referência foi colocado sobre a proeminência óssea da vértebra C7. A

coleta foi realizada em uma sessão, de aproximadamente duas horas, evitando alterações no local anatômico escolhido para a colocação dos eletrodos. A seguir apresentam-se as localizações dos pontos de EMG para os músculos escolhidos:

Figura 11 - Localização do ponto EMG para as fibras superiores do trapézio



Porção média de uma linha entre o processo espinhoso da vértebra C7 e o acrômio da escápula, paralelo às fibras musculares.

Fonte: adaptado de Cram; Kasman; Holtz (2011)

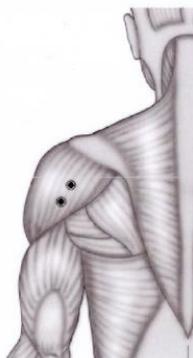
Figura 12 - Localização do ponto EMG para as fibras anteriores do deltóide



Face anterior do braço, a aproximadamente 4cm abaixo da clavícula, paralelo às fibras musculares.

Fonte: adaptado de Cram; Kasman; Holtz (2011)

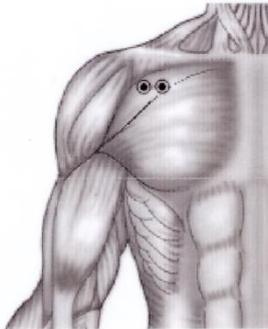
Figura 13 - Localização do ponto EMG para as fibras posteriores do deltóide



Aproximadamente 2cm abaixo da borda lateral da espinha da escápula, em um ângulo oblíquo ao braço, paralelo às fibras musculares.

Fonte: adaptado de Cram; Kasman; Holtz (2011)

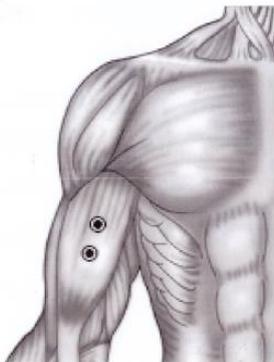
Figura 14 - Localização do ponto EMG para o peitoral maior (Aspecto Clavicular)



Porção imediatamente abaixo da clavícula, em ângulo oblíquo e paralelo às fibras musculares.

Fonte: adaptado de Cram; Kasman; Holtz (2011)

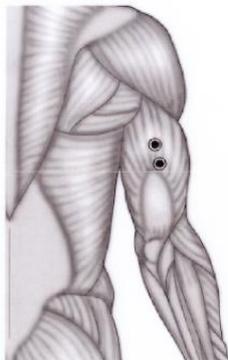
Figura 15 - Localização do ponto EMG para o bíceps braquial



Com o sujeito em flexão do cotovelo e antebraço em supinação, posicionar o eletrodo sobre o centro da massa muscular correspondente à localização do bíceps braquial, paralelo às fibras musculares.

Fonte: adaptado de Cram; Kasman; Holtz (2011)

Figura 16 - Localização do ponto EMG para o tríceps braquial



Porção média de uma linha entre o acrômio da escápula e o olecrano da ulna, paralelo às fibras musculares.

Fonte: adaptado de Cram; Kasman; Holtz (2011)

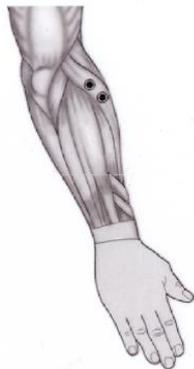
Figura 17 - Localização do ponto EMG para o flexor superficial dos dedos



Com o sujeito em supinação de antebraço, posicionar os eletrodos na metade de uma linha entre o epicôndilo medial e o processo estiloide da ulna, paralelo às fibras musculares.

Fonte: adaptado de Cram; Kasman; Holtz (2011)

Figura 18 - Localização do ponto EMG para o extensor radial curto do carpo



Com o sujeito em pronação de antebraço, posicionar os eletrodos no 1/3 proximal de uma linha entre a porção média do punho e o epicôndilo lateral do úmero, paralelo às fibras musculares.

Fonte: adaptado de Cram; Kasman; Holtz (2011)

Registro da Contração Voluntária Máxima- CVM

A CVM foi obtida por meio de contrações isométricas, através de testes de função muscular associados a bloqueios externos nos músculos TFS, DFA, DFP, PM, BB, TB, ERC, com o avaliador exercendo força contrária ao movimento de ação muscular (isometria) ao mesmo tempo que, em voz alta, incentivava o voluntário para a realização do teste com o máximo desempenho. Foi utilizada uma faixa de tensão não elástica para o bloqueio ao movimento do músculo trapézio, pois é considerado um músculo extremamente forte e consequentemente dificulta seu bloqueio apenas manualmente (Figuras 19a e 19b). Os demais músculos citados anteriormente foram testados com bloqueio manual (Figuras de 20 a 25). Para músculo FSD a CVM foi obtida através do dinamômetro JAMAR (Figura 26), tomando-se

como referência para a posição da empunhadura a ação completa da articulação distal do quinto dedo.

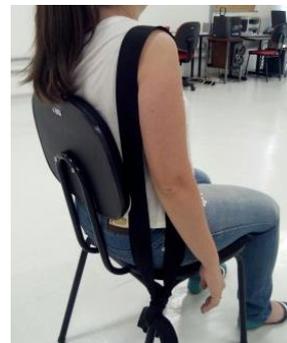
Para cada músculo avaliado, a CVM foi coletada três vezes, com duração de 10s de coleta e 2 minutos de repouso para cada tentativa. Após a coleta, foi realizada uma média aritmética das três CVM e o resultado usado como referência de 100% para normalização. Há estudos em que o valor escolhido para a CVM não é a média, e sim o valor mais alto entre as três CVM como no estudo de Resende et al. (2011), no qual a justificativa para esta escolha é que a primeira contração é considerada como aprendizado, portanto, a média não seria um cálculo fidedigno.

No presente estudo a escolha pela média das três CVM se deu pelo fato de se considerar que a atividade muscular tenha comportamentos distintos ao longo do dia e também de um dia para o outro, sendo alterada por fatores de ritmos circadianos, atividades relacionadas ao dia a dia dos indivíduos, estresse, entre outros. Portanto, a média foi considerada o cálculo de melhor representatividade da real atividade muscular durante as contrações.

Figura 19a e 19b - Teste de função muscular para o trapézio

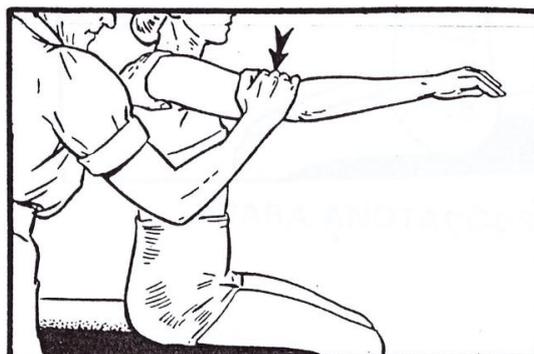


Fonte: Arquivo LAFATec



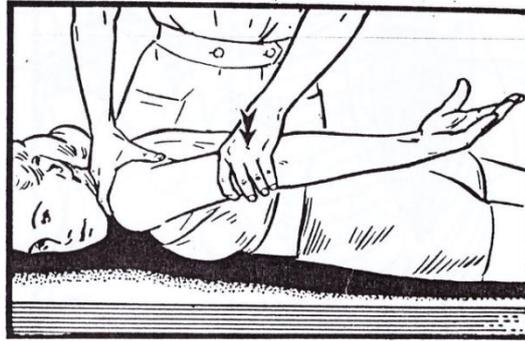
Fonte: Arquivo LAFATec

Figura 20 - Teste de função muscular para o deltóide (fibras anteriores)



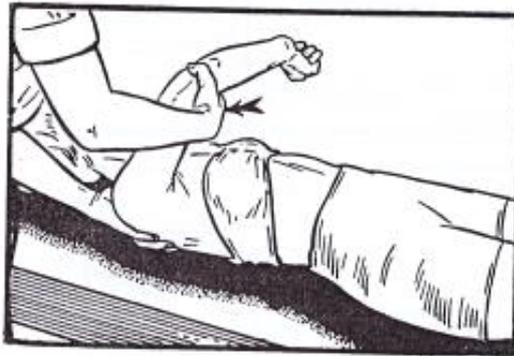
Fonte: Daniels; Worthingham (1975).

Figura 21 - Teste de função muscular para o deltóide (fibras posteriores)



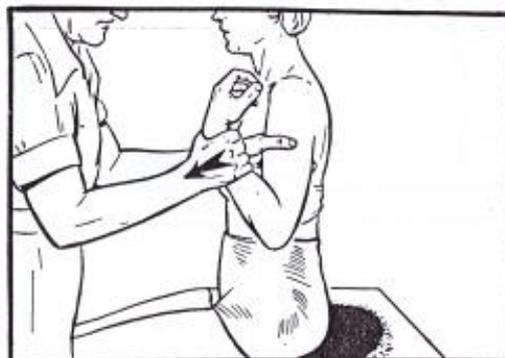
Fonte: Daniels; Worthingham (1975).

Figura 22 - Teste de função muscular para o peitoral maior



Fonte: Daniels; Worthingham (1975).

Figura 23 - Teste de função muscular para o bíceps braquial



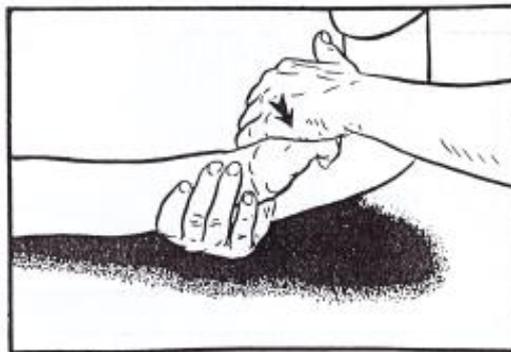
Fonte: Daniels; Worthingham (1975).

Figura 24 - Teste de função muscular para o tríceps braquial



Fonte: Daniels; Worthingham (1975).

Figura 25 - Teste de função muscular para os extensores do carpo



Fonte: Daniels; Worthingham (1975).

Figura 26 - Teste de função muscular para o flexor superficial dos dedos



Fonte: Arquivo LAFATec

Preparação para a aplicação dos Testes Funcionais

Após o registro da CVM, o sujeito foi convidado a sentar-se à mesa onde os testes funcionais estavam dispostos. O pesquisador explicou novamente como eram realizados os testes e o sujeito os experimentou, com a finalidade de que o mesmo compreendesse o procedimento correto de cada um. Em seguida, o participante sorteou a sequência de realização dos testes, dando-se início a coleta. Todos os testes foram filmados para uma melhor análise dos resultados. O mesmo procedimento foi repetido com todos os participantes da pesquisa.

Cada teste foi repetido 5 vezes e uma média aritmética do valor médio da RMS foi feita para obtenção de um único valor utilizado para encontrar, respectivamente, a porcentagem de ativação muscular em cada teste de acordo com a CVM (100% - normalização).

O BBT foi realizado por um período de 60s (padronização do teste) e com um intervalo de 30s de repouso entre cada repetição. Já para o FDT e o NHPT foi respeitado o tempo de execução de cada tarefa pelo indivíduo e dado um intervalo de repouso de 30s entre cada repetição.

Figura 27 - Participante N pronto para dar início a coleta com o *Box and Blocks Test*



Fonte: Arquivo LAFATec

Figura 28 - Participante N pronto para dar início a coleta com o *Nine Hole Peg Test*



Fonte: Arquivo LAFATec

Figura 29 - Participante N pronto para dar início a coleta com o *Functional Dexterity Test*



Fonte: Arquivo LAFATec

3.6.2 Procedimento para a Análise dos Dados

Para a análise dos dados foi primeiramente utilizado o *Software MiotecSuite 1.0* na seção “Análise” correspondente a cada teste.

O teste BBT foi realizado por 60s e para análise foram desprezados os 2 primeiros e os 2 últimos segundos de cada uma das cinco repetições. Tal procedimento foi adotado para que se pudesse eliminar a pré-ativação e o término da atividade, já que estes não representam o movimento padrão cíclico característico da mesma, podendo prejudicar a análise real do comportamento muscular.

Para os testes FDT e NHPT foi adotado um procedimento de corte tomando-se como referência o indivíduo que realizou os testes em menor tempo, garantindo que no intervalo selecionado para análise todos os indivíduos da amostra ainda estavam realizando a tarefa. Para tanto, foram desconsiderados os 2 primeiros segundos e considerados somente os 10 segundos seguintes.

A partir da seleção desse trecho, pôde-se calcular a RMS em cada repetição e, em seguida, a identificado o valor médio da RMS, referindo-se, portanto, à amplitude do sinal eletromiográfico. Este valor obtido nas cinco repetições foi primeiramente submetido a uma média aritmética para resultar em um único valor que posteriormente foi normalizado a partir da CVM (Apêndices do D ao F).

A análise estatística das porcentagens de ativação padronizadas pela CVM entre os músculos em estudo, em cada um dos testes funcionais, foi realizada por meio do teste não paramétrico de *Friedman*. Este foi complementado por comparações múltiplas pelo teste de *Dunn*, tendo sido aplicado também para comparações de porcentagens de ativação entre os testes funcionais, focalizando separadamente cada músculo. A comparação dessa mesma variável entre os gêneros, considerando cada músculo isoladamente, foi efetuada pelo teste de *Mann-Whitney*. Ainda foram empregados os coeficientes de correlação de *Spearman* e representações gráficas na comparação do desempenho entre os três testes funcionais padronizados. Utilizaram-se o programa *IBM SPSS Statistics* v. 21 nas análises estatísticas, adotando-se o nível de significância de 5%, e o *Microsoft Excel* nas construções gráficas e de tabelas de resultados.

4 RESULTADOS

A amostra foi composta por 20 sujeitos, 10 mulheres e 10 homens¹⁰, com idade variando entre 18 e 30 anos, com média de 24 anos e IMC entre 18 e 29 Kg/m², média de 24 Kg/m² (Apêndice C).

Nas tabelas de 2 a 4 são apresentadas as medianas (indicando os centros das distribuições de dados) e os primeiros e terceiros quartis (indicando as dispersões dos dados) de porcentagens de ativação, normalizadas pela CVM, obtidas para os oito músculos deste estudo, durante a realização, respectivamente, dos testes funcionais: BBT, FDT e NHPT. Vale ressaltar que os testes estatísticos utilizados envolvem ordens (*ranks*) e as estatísticas descritivas das tabelas de 2 a 4 são as que melhor podem se relacionar com elas.

Para cada teste funcional, o teste de *Friedman* apontou diferença significativa entre os músculos quanto às porcentagens de ativação, tanto para o gênero feminino como masculino, sempre com o valor descritivo $p < 0,001$. A aplicação do teste de *Dunn* possibilitou verificar quais músculos apresentam diferenças significativas entre si, estando os resultados resumidos nas tabelas de 2 a 4, onde pares de medianas acompanhadas de letras iguais indicam que não houve diferença significativa de porcentagem de ativação entre os dois músculos ($p > 0,05$). Nessas tabelas estão indicados também os músculos que apresentaram comportamento diferenciado quanto ao gênero. Com exceção do FSD, as medianas de porcentagens de ativação foram sempre maiores para o gênero feminino, entretanto, nem sempre significativamente maiores como se pode constatar.

¹⁰ Para o teste do FDT, foi retirado o indivíduo N14, pois foi caracterizado como *outlier*, ou seja, mesmo este indivíduo se enquadrando nos critérios de inclusão, recebendo os mesmos procedimentos de preparação para a coleta e realizando as tarefas padronizadas pelo estudo de maneira correta, neste teste sua musculatura apresentou uma atividade eletromiográfica muito diferente do restante da amostra, sem ser encontrada qualquer explicação para este fenômeno e, se a mesma fosse utilizada para análise, poderia prejudicar os resultados do estudo.

Tabela 2 - Mediana (1º quartil; 3º quartil) de porcentagens de ativação obtidas pelo teste funcional BBT, de acordo com o gênero

Músculo	Gênero	
	Feminino	Masculino
TFS	55,2 (40,6; 62,6) ^d	45,0 (39,9; 47,7) ^d
DFA	21,7 (16,5; 28,9) ^{bc}	13,8 (12,7; 19,5) ^b *
DFP	24,7 (21,2; 27,3) ^c	19,2 (17,7; 20,7) ^{bc}
PM	18,4 (14,4; 19,7) ^{bc}	11,5 (10,3; 12,6) ^{ab} *
BB	14,2 (8,1; 17,5) ^{ab}	6,2 (4,8; 10,5) ^a
TB	11,4 (9,4; 12,9) ^a	6,0 (4,7; 8,6) ^a *
FDS	20,1 (14,8; 28,6) ^{bc}	29,8 (24,9; 36,5) ^{cd}
ERC	18,5 (15,8; 27,7) ^{bc}	10,9 (9,3; 12,3) ^{ab} *

Medianas de cada gênero acompanhadas de letras iguais não são significativamente diferentes pelo teste de comparações múltiplas de *Dunn* ($p > 0,05$).

* diferença significativa entre gêneros pelo teste de *Mann-Whitney* ($p \leq 0,05$)

Tabela 3 - Mediana (1º quartil; 3º quartil) de porcentagens de ativação obtidas pelo teste funcional FDT, de acordo com o gênero

Músculo	Gênero	
	Feminino	Masculino
TFS	23,9 (13,4; 25,9) ^c	16,1 (10,9; 18,1) ^{cd}
DFA	11,8 (9,4; 14,6) ^b	8,0 (6,5; 9,7) ^b *
DFP	12,3 (10,1; 13,6) ^b	6,4 (5,5; 7,2) ^b *
PM	13,4 (9,4; 15,7) ^b	6,9 (5,6; 9,0) ^b *
BB	10,2 (4,8; 10,9) ^{ab}	3,3 (2,6; 5,5) ^{ab} *
TB	4,7 (4,1; 6,2) ^a	1,8 (1,4; 2,2) ^a *
FSD	21,0 (15,8; 24,6) ^c	25,6 (23,8; 30,0) ^d
ERC	18,7 (13,9; 24,2) ^c	8,9 (8,1; 9,2) ^{bc} *

Medianas de cada gênero acompanhadas de letras iguais não são significativamente diferentes pelo teste de comparações múltiplas de *Dunn* ($p > 0,05$).

* diferença significativa entre gêneros pelo teste de *Mann-Whitney* ($p \leq 0,05$)

Tabela 4 - Mediana (1º quartil; 3º quartil) de porcentagens de ativação obtidas pelo teste funcional NHPT, de acordo com o gênero

Músculo	Gênero	
	Feminino	Masculino
TFS	25,4 (12,0; 30,9) ^c	16,5 (11,0; 19,8) ^{cd}
DFA	9,5 (6,7; 10,7) ^{ab}	5,9 (4,1; 8,1) ^{ab}
DFP	14,0 (12,4; 15,8) ^{bc}	8,0 (7,1; 8,9) ^b *
PM	15,8 (12,2; 19,2) ^{bc}	8,5 (5,8; 10,2) ^b *
BB	9,9 (4,5; 12,5) ^{ab}	3,4 (2,2; 4,3) ^a *
TB	6,0 (4,1; 7,2) ^a	2,3 (1,8; 3,3) ^a *
FDS	18,6 (16,1; 28,0) ^c	24,2 (20,0; 27,8) ^d
ERC	18,6 (14,7; 24,0) ^c	8,4 (7,9; 9,4) ^{bc} *

Medianas de cada gênero acompanhadas de letras iguais não são significativamente diferentes pelo teste de comparações múltiplas de *Dunn* ($p > 0,05$).

* diferença significativa entre gêneros pelo teste de *Mann-Whitney* ($p \leq 0,05$)

Com a observação destas três tabelas, podemos verificar que para os três testes funcionais o músculo TFS foi o mais ativado em ambos os gêneros, seguido pelo FSD. Já no teste BBT, além destes dois músculos, o DFA e DFP também apresentaram uma porcentagem de neuroativação elevada, sugerindo que este teste tem a capacidade de ativar tanto músculos proximais, de estabilização do movimento e coordenação motora grossa, quanto músculos distais, de coordenação motora fina.

Nos testes FDT e NHPT, além de apresentarem uma maior ativação do TFS e do FSD como já dito anteriormente, também ativaram o ERC, porém com uma diferença significativa entre gêneros, representada pelo teste de *Mann-Whitney* ($p \leq 0,05$), na qual as mulheres apresentaram uma maior neuroativação, possivelmente indicando que estes dois testes ativam mais musculaturas distais, de coordenação motora fina.

A Tabela 5 a seguir apresenta agrupamentos de músculos cujas medianas de porcentagens de ativação foram equivalentes conforme o teste de *Dunn*. Obviamente, leve-se em conta que, nesta tabela, medianas dos limites de dois agrupamentos consecutivos podem não ter diferença significativa. Portanto, as tabelas de 2 a 4 devem ser consultadas. Estes agrupamentos musculares referem-se a alta, média e baixa porcentagens de ativação muscular e foram definidos para facilitar o entendimento do comportamento dos músculos.

Tabela 5 – Agrupamento dos músculos em cada teste funcional tomando-se por base as comparações múltiplas das Tabelas de 2 a 4

Agrupamento	Feminino Mediana (%)	Agrupamento	Masculino Mediana (%)
<i>Box and Blocks Test</i>			
BB, TB	11 a 14	PM, BB, TB, ERC	6 a 12
DFA, DFP, PM, FSD, ERC	18 a 25	DFA, DFP	14 a 19
TFS	55	TFS, FSD	30 a 40
<i>Functional Dexterity Test</i>			
BB, TB	5 a 10	BB, TB	2 a 3
DFA, DFP, PM	12 a 13	DFA, DFP, PM, ERC	6 a 9
TFS, FSD, ERC	19 a 24	TFS, FSD	16 a 26
<i>Nine Hole Peg Test</i>			
DFA, BB, TB	6 a 10	DFA, BB, TB	2 a 6
TFS, DFP, PM, FSD, ERC	14 a 25	DFP, PM, ERC	8 a 9
		TFS, FSD	17 a 24

Nota: As medianas limites de dois agrupamentos podem não ter diferença significativa (ver nas Tabelas de 2 a 4)

Com a Tabela 5, pela observação das porcentagens de ativação representadas pelas medianas, pode-se verificar mais claramente a participação do TFS e do FSD com uma maior neuroativação nos três testes, independente do gênero. Identificou-se também uma grande semelhança no padrão de neuroativação para os três testes, ou seja, os músculos que eram mais ativados em um teste, também foram os mais ativados em outros, os que apresentaram ativação intermediária em um teste, também possuíam essa mesma característica nos outros e os que possuem menor ativação em um teste também possuíam menor ativação nos demais, sugerindo que as porcentagens de neuroativação tem relação com as ações musculares necessárias para se realizarem os testes.

Os gráficos de 4 a 6 (*Box-plots*), além dos quartis das tabelas de 2 a 4, contêm os valores mínimo e máximo, os quais oferecem uma boa visualização dos resultados encontrados pela análise estatística, reunidos nas tabelas. Observa-se que as porcentagens de ativação, na maioria dos músculos, formam grupos menos homogêneos (maior dispersão) com a mulheres do que com os homens, nos três testes funcionais. Uma exceção que se destaca é em relação ao FSD, quando as dispersões das medidas quase se igualam ou ficam maiores para os homens. Neste caso, o teste de *Mann-Whitney* não acusou diferença significativa entre gênero.

Gráfico 4 – Estatísticas descritivas de porcentagens de ativação obtidas pelo teste funcional BBT (hachurado: feminino/ lisa: masculino)

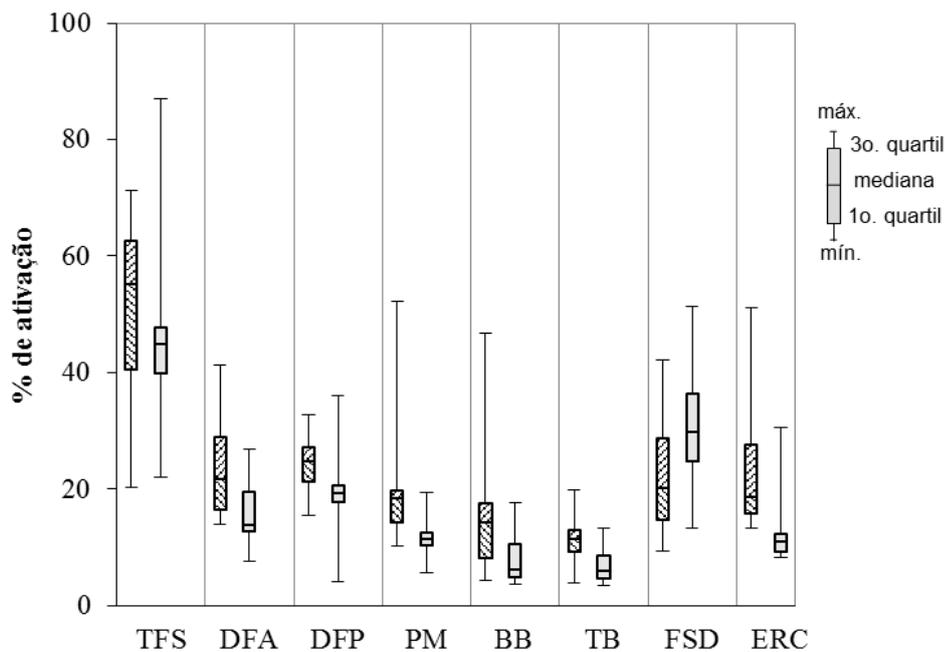


Gráfico 5 – Estatísticas descritivas de porcentagens de ativação obtidas pelo teste funcional FDT (hachurado: feminino/ lisa: masculino)

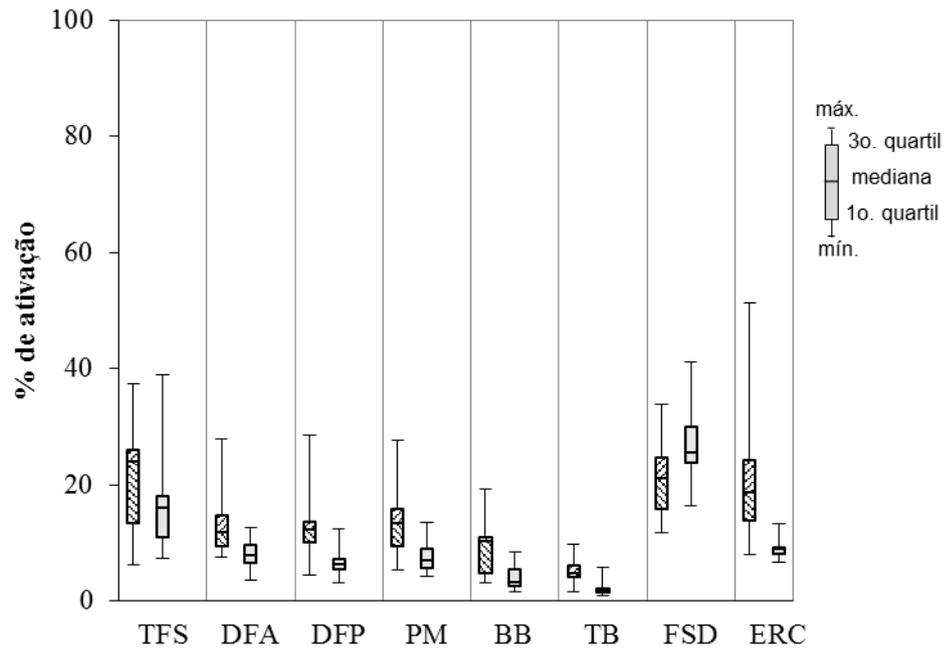
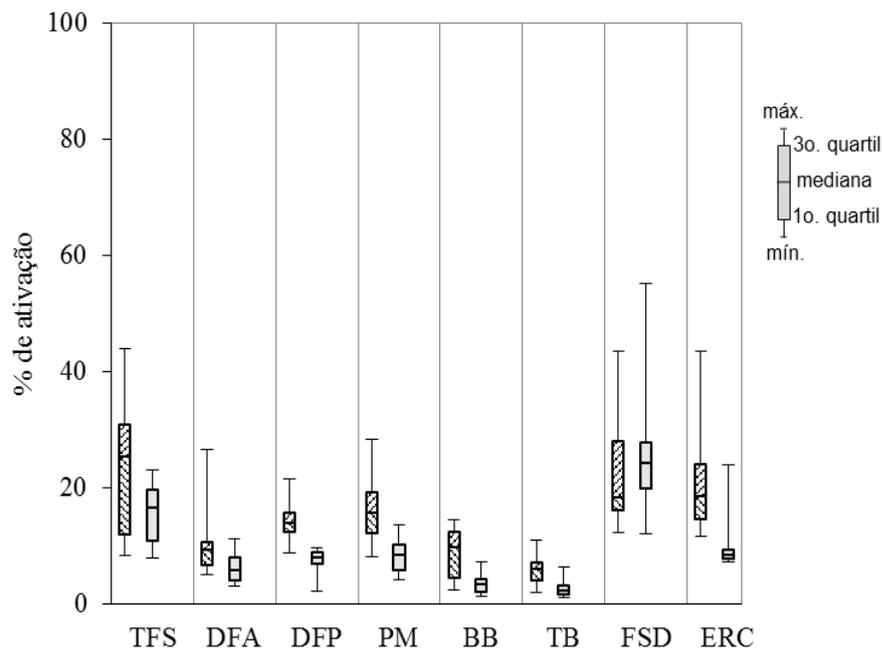


Gráfico 6 – Estatísticas descritivas de porcentagens de ativação obtidas pelo teste funcional NHPT (hachurado: feminino/ lisa: masculino)



Com estes gráficos pode-se perceber que o nível de neuroativação muda para cada músculo em cada teste, justamente pela observação do eixo das ordenadas, o qual está normalizado de 0 a 100% nos três gráficos. Isto demonstra claramente que o BBT ativa mais todos os músculos envolvidos, principalmente o TFS que apresenta uma porcentagem de

neuroativação maior comparado aos demais testes. Já os músculos FSD e ERC apresentam padrões semelhantes nos três testes, com uma porcentagem de neuroativação também alta comparado aos demais músculos.

Os coeficientes de correlação de *Spearman* entre pares de porcentagens de ativação, tomando cada músculo isoladamente, variaram de 0,63 a 0,95, ou seja, de correlação próxima de boa a muito boa. Considerando este resultado, o teste de *Friedman* foi aplicado para avaliar o deslocamento dos conjuntos de porcentagens de neuroativação entre os três testes funcionais, não apontando diferença significativa entre os testes funcionais para o músculo FSD ($p=0,810$), mas dando significativa para todos os outros músculos, sempre com $p<0,009$.

Os resultados de comparações múltiplas pelo teste de *Dunn* são apresentados na Tabela 6. Com exceção do FSD, quando os três testes foram equivalentes na neuroativação, o teste BBT apresentou sempre ativação superior aos outros. Os testes FDT e NHPT tiveram porcentagens de ativação equivalentes, exceto quanto ao DFA, onde o FDT foi levemente superior. Esses resultados de comparações entre os testes são válidos tanto para mulheres como para homens.

Tabela 6 - Mediana (1º quartil; 3º quartil) de porcentagens de ativação obtidas pelos testes funcionais, independentemente de gênero

Músculo	Método funcional		
	BBT	FDT	NHPT
TFS	46,2 (39,0; 61,9) ^b	17,2 (12,0; 25,4) ^a	18,3 (11,4; 24,5) ^a
DFA	16,9 (13,8; 25,5) ^c	9,5 (7,7; 12,6) ^b	7,7 (5,6; 10,3) ^a
DFP	21,1 (17,9; 26,4) ^c	9,3 (6,3; 12,5) ^a	9,6 (8,2; 13,8) ^a
PM	13,3 (11,2; 19,1) ^b	9,0 (6,9; 13,9) ^a	11,0 (8,2; 15,7) ^a
BB	9,5 (5,3; 14,9) ^b	5,0 (3,2; 10,2) ^a	4,3 (3,2; 9,5) ^a
TB	9,0 (5,5; 12,1) ^b	2,8 (1,7; 5,3) ^a	3,5 (2,2; 6,5) ^a
FSD	26,1 (19,5; 32,4) ^a	24,1 (16,7; 27,9) ^a	21,9 (16,4; 28,1) ^a
ERC	13,6 (11,2; 20,8) ^b	10,8 (8,7; 18,7) ^a	12,8 (8,6; 19,9) ^a

Medianas, em uma mesma linha, acompanhadas de letras iguais não são significativamente diferentes pelo teste de *Dunn* ($p>0,05$)

5. DISCUSSÃO

A avaliação é considerada parte importante do processo de Terapia Ocupacional e uma necessidade para a prática baseada em evidência, na medida em que uma adequada avaliação poderá fomentar evidências que comprovem a melhora do tratamento, bem como subsidiar as melhores ou as intervenções mais indicadas (CAVALCANTI; DUTRA; ELUI, 2015).

Em reabilitação física, as avaliações devem ser objetivas, relevantes e bem documentadas para que o progresso do cliente (pessoas, organizações ou populações) possa ser medido e monitorado, garantindo assim que estes estão recebendo o melhor tratamento possível (KLERK; BUCHANAN; PRETORIUS, 2015; RUDMAN; HANNAH, 1998).

Estudos demonstram que as avaliações comumente utilizadas nas práticas clínicas não são padronizadas, concluindo que há uma falta de familiaridade e uso limitado de ferramentas de avaliação adequadas. Além disso, embora os participantes tenham conhecimento sobre a importância de se utilizarem avaliações padronizadas, eles continuam a confiar em avaliações subjetivas (KLERK; BUCHANAN; PRETORIUS, 2015; RUDMAN; HANNAH, 1998).

É fundamental que os instrumentos de avaliação possuam fortes propriedades psicométricas e que os terapeutas avaliem estas propriedades para se ter um conhecimento sobre o instrumento, construindo critérios que possam ajudá-los na seleção de testes para compor uma avaliação que seja adequada para o contexto e propósito em questão. Apesar de ser ter vários testes disponíveis, há ainda uma dificuldade na sua escolha, o que torna baixa a utilização dos mesmos pelos profissionais (KLERK; BUCHANAN; PRETORIUS, 2015; RUDMAN; HANNAH, 1998).

Buscando-se uma indicação mais específica dos testes, as tomadas de decisões do processo terapêutico poderiam se tornar mais simples e rápidas, tendo a clareza de que o teste escolhido poderia dar respostas mais sensíveis na detecção de problemas, facilitar o raciocínio clínico, bem como identificar ou mensurar a melhora do cliente, quando se reporta ao contexto da presente pesquisa.

Ao analisar a prática clínica dos terapeutas ocupacionais, considerando que os mesmos buscam por instrumentos de avaliação práticos, rápidos e de baixo custo, foi possível identificar na literatura três testes que atendiam estas demandas e que eram viáveis para uso em ambiente clínico: *Box and Block Test*, *Functional Dexterity Test* e *Nine Hole Peg Test*.

Posto isto, a presente pesquisa se dispôs a caracterizar estes três testes funcionais através da descrição atividade eletromiográfica de 8 grupos musculares com propósito de fornecer evidências que auxiliem ou orientem a escolha dos testes pelos profissionais terapeutas ocupacionais que atuam na prática com reabilitação física.

A eletromiografia foi escolhida por ser um recurso extremamente útil no estudo da atividade elétrica muscular e, para tanto, houve a necessidade de se tomar cuidados específicos, orientados por meio das recomendações do SENIAM e ISEK¹¹.

No estudo de Laursen e Jensen (2000) pôde-se constatar que a idade interfere na atividade muscular ao comparar a atividade muscular do ombro de jovens e idosos. Verificou-se que nas pessoas mais jovens a solicitação muscular é menor, apresentando menor atividade eletromiográfica, sendo que a média de idade dos jovens foi de 25 anos e a dos idosos, 63. Portanto, para que não houvesse uma diferença significativa na atividade eletromiográfica relacionada à idade, procurou-se selecionar uma amostra homogênea, somente com adultos jovens, cujas idades variaram de 18 a 30 anos, com média de 24 anos.

Em relação ao IMC, a presente pesquisa também controlou essa variável garantindo uma amostragem também homogênea. De acordo com Kamen (2004), o tecido que fica entre o músculo analisado e o eletrodo de superfície, tem um efeito de filtro passa baixa, ou seja, a alta frequência dos potenciais de ação das fibras musculares poderia ser atenuada pela presença de grande volume de tecido adiposo. Portanto, os indivíduos obesos não foram selecionados para a pesquisa, mantendo uma amostra com IMC menor que 30 Kg/m² e média de 24 Kg/m², tornando-se possível a obtenção de dados mais representativos.

Outras condições controladas foram os parâmetros clínicos dos sujeitos e a alternância entre atividade e repouso respeitados pela pesquisa. No que se diz respeito aos parâmetros clínicos, procurou-se excluir os sujeitos que praticavam exercícios físicos

¹¹ Várias condições foram adotadas para que esses cuidados fossem contemplados, tais como: a determinação de uma amostra que considerasse as características anatômicas e fisiológicas dos sujeitos, a localização e colocação correta dos eletrodos e a preparação adequada do ambiente de coleta.

extenuantes, que estavam fazendo uso de medicamentos e que apresentassem sintomas de dor no MS avaliado. Estas circunstâncias atuam alterando a atividade elétrica do músculo, aumentando ou suprimindo o fluxo sanguíneo, causando alterações metabólicas, mudanças de temperatura corporal e presença de processos inflamatórios. Outro fenômeno que altera o metabolismo local é a fadiga muscular, a qual foi controlada pela alternância da realização das tarefas com períodos de repouso (KAMEN, 2004).

Quando se realiza uma análise eletromiográfica de músculos pequenos como no caso dos músculos do antebraço, deve-se levar em consideração que a eletromiografia de superfície tem uma limitação referente à incapacidade de selecionar apenas um músculo, podendo ser captada a atividade eletromiográfica de músculos vizinhos, o que de certa forma interfere na interpretação da ação de um músculo isoladamente.

Em função disto, algumas pesquisas preferem adotar uma terminologia como “flexores ou extensores do antebraço” ou ainda “massa muscular flexora ou extensora” ao invés de denominações de músculos isolados. Nesta investigação optou-se por adotar a denominação individual dos músculos, com a finalidade de facilitar a localização daqueles que se pretendia investigar, ao se tentar buscar uma colocação dos eletrodos o mais precisa possível, mesmo considerando-se a limitação em se abranger músculos próximos aos “músculos alvos”.

Em relação aos mobiliários, a escolha de uma mesa de escritório comum e de uma cadeira com altura regulável, de assento e encosto estofados e sem apoio para braços se deu pelo fato de estudos comprovarem o efeito de uma possível interferência da adequação destes mobiliários no esforço muscular. Zennaro et al. (2004) verificaram aumento na duração da contração do músculo trapézio quando a cadeira está baixa em relação à escrivaninha em experimento com trabalhadores de escritório e no estudo de Visser et al. (2000) verificou-se que o uso de suportes para os braços, diminuem a atividade eletromiográfica do mesmo músculo. Portanto, como estes testes funcionais são realizados sobre uma mesa, procurou-se adequar a altura da cadeira em relação à mesa para cada participante, de acordo com a recomendação de Montgomery (1998), com a utilização de cadeira sem apoio para braços, para que não houvesse qualquer alteração na atividade eletromiográfica.

Uma vez tomados todos esses cuidados e padronizados os parâmetros para a realização da pesquisa, a descrição da atividade eletromiográfica dos oito grupos musculares pôde ser realizada. Para um melhor entendimento dos resultados, os músculos foram divididos em 3 categorias: alta, média e baixa porcentagens de neuroativação para os três testes.

De acordo com os resultados, o TFS possui o maior percentual de neuroativação comparado aos outros músculos, apresentando medianas de 55,2% (F) e 45% (M) no teste BBT, de 23,9% (F) e 16,1% (M) no FDT e de 25,4% (F) e 16,5% (M) no NHPT. Isto possivelmente deve-se ao fato do músculo trapézio ter a função estabilizadora, trabalhando para manter a postura corporal durante a função dos MMSS na realização dos testes (ARLOTTA; LOVASCO; MCLEAN, 2011; COTA; FARIA, 2011; NAIDER-STEINHART; KATZ-LEURER, 2007).

Estes resultados mostram também que, embora o TFS tenha sido o músculo mais recrutado nos três testes, foi no BBT que sua porcentagem de neuroativação foi maior. Isto pode estar associado ao fato de que o teste BBT pode provocar uma elevação da escápula ao exigir um grau maior de movimento do braço para flexão e abdução comparado aos outros testes, já que para a realização do mesmo, é necessário elevar o bloco em uma altura suficiente que ultrapasse a tábua vertical que separa os dois lados da caixa (MATHIOWETS et al.,1985).

Nos demais testes, houve uma menor elevação do braço acompanhada pelo menor tempo de execução da tarefa (em torno de 20 segundos). Tanto a flexão dos MMSS, que ocorre no plano sagital, quanto a abdução, que ocorre no plano frontal, são considerados movimentos de elevação, assim como todos aqueles que ocorrem entre esses dois planos com o objetivo de elevar os MMSS (TYLDESLEY; GRIEVE, 2006).

O músculo FSD apresentou medianas de porcentagem de neuroativação de 20,1% (F) e 29,8% (M) no BBT, de 20% (F) e 25,5% (M) no FDT e de 18,3% (F) e 24,2% (M) no NHPT. Por estes números, pode-se perceber que este músculo apresenta comportamento semelhante nos três testes funcionais, ressaltando que, para os três testes, ele foi também um dos músculos mais ativados. Isto possivelmente se dá pela natureza dos testes que exige função preensora e conseqüentemente a ação muscular para o movimento de fechar as mãos e manter o objeto seguro para desempenhar a tarefa, confirmando a natureza dos testes em avaliar a destreza manual (AARON; JANSEN, 2003; MATHIOWETS et al.,1985).

Os músculos DFA, DFP e PM apresentaram comportamentos semelhantes nos três testes, sendo que suas porcentagens de neuroativação foram consideradas intermediárias em relação aos demais músculos analisados. O DFA apontou medianas de porcentagens de neuroativação que variaram de 21,7% (F) e 13,8% (M) no teste BBT, de 11,8% (F) e 8% (M) no FDT e de 9,5% (F) a 5,9% (M) no NHPT, o DFP 24,7% (F) e 19,2% (M) no BBT, de 12,3% (F) e 6,4% (M) no FDT e de 14% (F) e 8% (M) no NHPT e o PM de 18,4% (F) e 11,5% (M)

no BBT, de 13,4% (F) e 6,9% (M) no FDT e de 15,8% (F) e 8,5% (M) no NHPT. Porém, observando-se estes músculos individualmente, podemos verificar que no teste BBT eles apresentaram uma maior ativação comparada aos demais testes, sendo que nos testes FDT e NHPT as porcentagens de neuroativação apresentaram-se próximas e mais baixas, o que sugere que estes músculos apresentam comportamentos semelhantes para ambos os testes.

O fato do BBT se destacar em relação à maior ativação muscular comparado aos demais testes, pode estar relacionado às características do teste que exige uma maior elevação do braço e o cruzamento do objeto na linha média pelo sujeito ao elevar um bloco de um lado para o outro da caixa repetidas vezes (MATHIOWETS et al., 1985), sabido que as fibras anteriores do deltóide fazem a flexão e rotação medial do braço e as posteriores a extensão e rotação lateral e que o PM age como adutor, flexor e rotador medial do braço, cruzando-o sobre o corpo e colocando a mão ao lado oposto (PATON; BROWN, 1994; SAKAKI et al., 2013).

O músculo ERC apresentou um comportamento parecido com o FSD, sendo que a sua porcentagem de neuroativação se deu de maneira bem semelhante nos três testes, podendo ser observada pelas medianas das porcentagens de ativação que foram de 18,5% (F) e 10,9% (M) no BBT, de 18,7% (F) e 8,9% (M) no FDT e de 18,6% (F) e 8,4% (M) no NHPT. Pode-se considerar que, para os três testes, este músculo apresentou uma ativação muscular de intermediária a alta em relação aos demais músculos analisados, o que provavelmente também se dá pela característica dos testes conjuntamente com as ações específicas deste músculo, que se caracteriza pela capacidade de estabilizar e estender o punho, sustentando o peso da mão contra a gravidade e, pelo mecanismo de tenodese, também ajudar nesta preensão ao facilitar a flexão dos dedos, movimentos estes muito utilizados nos três testes analisados (RIEK; CARSON; WRIGHT, 2000).

Em contraste ao trapézio, que foi um dos músculos com maior porcentagem de neuroativação, o TB apresentou a menor ativação para os três testes. As medianas das porcentagens de neuroativação do TB foram de 11,4% (F) e 6% (M) no BBT, de 4,7% (F) e 1,8% (M) no FDT e 6% (F) e 2,3% (M) no NHPT. O TB é responsável pelo movimento de extensão do cotovelo e nos testes avaliados este tipo de movimento foi pouco requerido, uma vez que a distância da posição entre o indivíduo e a situação de testagem foi pequena. Além disso, os objetos sustentados (cubos e pinos) eram extremamente leves, não necessitando de uma contração excêntrica; que é uma característica deste músculo (MARCIELLO et al., 1995; TERZIS; BARMPITSIOTI, 2012). Também pôde-se identificar que a porcentagem de

neuroativação muscular do TB foi maior no BBT, quando comparado aos outros testes. Isto provavelmente se deu pela própria característica deste teste, por ser maior e induzir o indivíduo a cruzar o braço em sua linha média para depositar os cubos do outro lado da caixa, fazendo, mesmo que em pouca amplitude, a extensão do cotovelo (MATHIOWETS et al., 1985).

O mesmo raciocínio se dá para o BB, outro músculo classificado como de baixa porcentagem de neuroativação muscular, apresentando medianas de 14,2% (F) e 6,2% (M) no teste BBT, de 10,2% (F) e 3,3% (M) no FDT e de 9,2% (F) e 3,4% (M) no NHPT. Como o BB é responsável pelo movimento de flexão do cotovelo, ele é um pouco mais ativado que o TB, provavelmente também pelo fato do posicionamento dos testes em relação ao sujeito, elicitando o movimento contra a gravidade (REZENDE et al., 2012).

Foi possível verificar que há uma diferença de comportamento entre os músculos, cada um apresentando características eletromiográficas pertinentes às suas ações, resultado este corroborado pelo estudo de Sakaki et al. (2013), cujo objetivo foi comparar o registro eletromiográfico dos músculos da articulação do ombro na mesma posição para diferentes direções de movimento, verificando que o padrão do comportamento muscular se dá pela dependência movimento-atividade eletromiográfica.

Outro estudo que também corrobora este resultado é o de Louis e Gorce (2010), que objetivou registrar o padrão do recrutamento muscular dos membros superiores usando eletromiografia de superfície durante a propulsão de cadeira de rodas. O estudo verificou que o recrutamento muscular é afetado pela configuração das cadeiras de rodas, ou seja, a característica da cadeira de rodas induz o cadeirante a fazer certos movimentos para a propulsão, o que recruta determinados músculos, tornando-se semelhante ao presente estudo em que as características dos testes também fazem essa indução de movimentos.

Pela quantidade de músculos com maior percentual de ativação identificada durante a aplicação do teste BBT pôde-se destacar este teste como o que mais solicitou ativação muscular dos membros superiores como um todo. Portanto, apesar deste ser considerado um teste de destreza manual, pode ser utilizado pelos terapeutas ocupacionais que trabalham com disfunção física para se avaliar indivíduos com lesão tanto em musculaturas proximais quanto distais do MS. Já os testes FDT e NHPT apresentaram um maior percentual de ativação em musculaturas mais distais, o que enfatiza a capacidade destes testes em avaliar a destreza manual.

Pôde-se verificar que houve uma diferença significativa entre os gêneros em relação à ativação muscular, sendo que as mulheres apresentaram uma neuroativação superior a dos homens. O estudo de Meyland et al. (2014) cujo objetivo foi estimar possíveis diferenças na neuroativação de músculos de membros superiores entre pintores de ambos os gêneros executando tarefas musculares idênticas corrobora este achado ao verificar que as mulheres tiveram uma ativação muscular relativa mais elevada do que os homens sem exercer mais força.

O estudo de Resende (2014) pode sugerir uma explicação para este fato ao trazer que os músculos de homens e mulheres são geneticamente diferentes, determinando mais força para eles e mais rapidez para elas. O estudo descreve que há uma diferença na composição do tipo de fibras musculares entre homens e mulheres, com as mulheres apresentando uma maior percentagem de área das fibras do tipo I, com fenótipo mais oxidativo, de contração lenta, vermelha enquanto que os homens apresentam uma área do tipo II maior, com um fenótipo mais glicolítico, de contração rápida e brancas. O músculo constituído por este tipo de fibras tem uma velocidade de contração, uma velocidade de condução na membrana e uma tensão máxima maior do que nas fibras do tipo I, sugerindo que as mulheres necessitam de uma neuroativação maior para realizar uma mesma tarefa. Apesar deste estudo sugerir uma explicação há a necessidade de se aprofundar no tema, sendo indicativo de pesquisas futuras.

Encontrou-se uma variância maior nos grupos de porcentagens de ativação nos participantes do sexo feminino quando comparada ao sexo oposto, demonstrando que há uma outra diferença entre gêneros que ainda não pôde ser explicada pela literatura, indicando a necessidade de estudos futuros, que possuam um detalhamento do tipo de atividade e história de vida de cada participante, com a finalidade de tentar explicar este fenômeno.

6. CONCLUSÃO

A partir da descrição da atividade eletromiográfica dos oito grupos musculares analisados durante a realização dos três testes funcionais padronizados, pôde-se verificar que há uma diferença na neuroativação de cada músculo em cada teste, explicada pelas características eletromiográficas pertinentes às ações musculares. Esta descrição serviu para caracterizar os testes funcionais à medida que concluiu que os testes FDT e NHPT podem ser utilizados para avaliar a função de membros superiores de sujeitos que apresentam lesões mais distais, enquanto que o BBT serve tanto para lesões distais quanto proximais.

Em relação ao gênero, as mulheres apresentaram uma ativação muscular maior à dos homens, podendo ser justificada pela diferença genética muscular existente entre ambos. Houve uma variância maior nos grupos de porcentagens de ativação muscular no gênero feminino comparado ao masculino que ainda não pôde ser explicado, sendo indicativo de pesquisas futuras. Estes achados em relação ao gênero não interferem na aplicabilidade clínica descrita anteriormente.

Cabe esclarecer que a presente pesquisa apresenta limitações. A maneira como a CVM foi realizada, com bloqueio com faixas (e manual) pode não ser o melhor existente, haja visto que atualmente existem equipamentos que posicionam o membro avaliado para que não haja qualquer movimento, por mínimo que seja, predominando a real isometria. Porém, considerando-se este o método de aquisição mais utilizado na clínica, o mesmo foi eleito para pesquisa.

As hipóteses de que a eletromiografia poderia caracterizar os testes funcionais padronizados, havendo diferenças na ativação muscular de acordo com a natureza de cada teste e de acordo com os gêneros foi confirmada pelo presente estudo.

O presente estudo contribuiu de maneira significativa para o processo de avaliação em Terapia Ocupacional, ao caracterizar estes três testes funcionais padronizados, e traz como implicação, a recomendação do uso de tais testes para avaliar a função do MS, destacando-se o BBT como o que mais solicitou ativação muscular dos membros superiores como um todo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AARON, D. H.; JANSEN, C. W. S. Development of the Functional Dexterity Test (FDT): Construction, Validity, reliability, and Normative Data. **Journal of Hand Therapy**, v. 16, p. 12-21, 2003.

ADA, L.; O'DWYER, N.; O'NEILL, E. Relation between spasticity, weakness and contracture of the elbow flexors and upper limb activity after stroke: An observational study. **Disability and Rehabilitation**, v. 28, n. 13 – 14, p. 891 – 897, jul. 2006.

ADAMS, J.; BURRIDGE, J.; MULLEE, M.; HAMMOND, A.; COOPER, C. Correlation between upper limb functional ability and structural hand impairment in an early rheumatoid population. **Clinical Rehabilitation**, v. 18, p. 405-413, 2004.

ALMEIDA, P. H. T. Q.; CRUZ, D. M. C.; MAGNA, L. A.; FERRIGNO, I. S. V. An electromyographic analysis of two handwriting grasp patterns. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, p. 838-843, 2013.

ARAÚJO, P. M. P. Avaliação Funcional. In: FREITAS, P. P. **Reabilitação da Mão**. São Paulo: Editora Ateneu, 2006. p. 35-54.

ARLOTTA, M.; LOVASCO, G.; MCLEAN, L. Selective recruitment of the lower fibers of the trapezius muscle. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 21, p. 403–410, 2011.

AZZE, R. Anatomia funcional de la mano. In: CASTAÑEDA, L. D. R. **Las Manos**. Buenos Aires: Santos, 1997. p. 1-5.

BARBIERI, C. H.; MAZZER, N.; ELUI, V. M. C.; FONSECA, M. C. R. Resultados funcionais da artrodese do punho. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 10, n. 1, jan/mar. 2002.

BARROS FILHO, T. E. P.; LECH, O. **Exame Físico em Ortopedia**. São Paulo: Sarvier Editora, 2001.

BUDDENBERG, L. A.; DAVIS, C. Test-retestreliability of the Purdue Pegboard Test. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 54, n. 5, p. 554-558, set/out. 2000.

BUENO, E.; BENJAMIN, M. J.; SISK, G.; SAMPSON, C. E.; CARTY, M.; PRIBAZ, J. J.; POMAHAC, B.; TALBOT, S. G. Rehabilitation following hand transplantation. **Hand**, v. 9, p. 9–15, 2014.

CAMEIRÃO, M. S.; BADIA, S. B.; DUARTE, E.; VERSCHURE, P. F. M. J. Virtual reality based rehabilitation speeds up functional recovery of the upper extremities after stroke: A randomized controlled pilot study in the acute phase of stroke using the Rehabilitation Gaming System. **Restorative Neurology and Neuroscience**, v. 29, p. 287–298, 2011.

CAVALCANTI, A. Avaliação da Recreação de do Lazer. In: CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. **Terapia Ocupacional: fundamentação & prática**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. p. 69-73.

CAVALVANTI, A.; DUTRA, F. C. M. S.; ELUI, V. M. C. Estrutura da Prática da Terapia Ocupacional: Domínio e Processo – 3ª edição. **Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo**, v. 26 (ed. espec.), p. 1-49, 2015.

CHAN, M. K.; TONG, R. K.; CHUNG, K. Y. Bilateral Upper Limb Training With Functional Electric Stimulation in Patients With Chronic Stroke. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 23, n. 4, p. 357-365, mai. 2009.

CLANCY, E. A.; MORIN, E. L.; MERLETTI, R. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 12, p. 1-16, 2002.

CONNELL, L. A.; TYSON, S. F. Clinical Reality of Measuring Upper-Limb Ability in Neurologic Conditions: A Systematic Review. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, p. 221-228, feb. 2012.

CORBEN, L. A.; TAI, G.; WILSON, C.; COLLINS, V.; CHURCHYARD, A. J.; DEKATYCKI, M. B. A comparison of three measures of upper limb function in Friedreich ataxia. **Journal of Neurology**, v. 257, p. 518-523, 2010.

COTA, E. G.; FARIA, C. D. C. M. Características biomecânicas da articulação escapulotorácica no retorno da elevação dos membros superiores: uma revisão da literatura. **Acta Fisiátrica**, v. 18, n. 2, p. 83 – 90, 2011.

CRAM, J. M.; KASMAN, G. S.; HOLTZ, J. Electrode Placements. In: CRISSWELL, E.; CRAM, J. M. **Cram's Introduction to Surface Electromyography**. 2 ed. Sudbury: Jones and Bartlett, 2011. cap 17, p. 257-284.

CRISTANTE, L. M. D.; HERRMANN, H. M. D. Surgical Management of Intramedullary Spinal Cord Tumors: Functional Outcome and Sources of Morbidity. **Neurosurgery**, v. 35, n.1, p. 69-76, jul. 1994.

CRUZ, D. M. C.; SILVA, N. S.; PATTI, L. P.; PAIVA, G.; PAOLILLO, A. R. Correlação entre sensibilidade, função manual e independência em indivíduos pós-acidente vascular cerebral. **Revista Paraense de Medicina**, v. 29, n. 1, p. 23-30, jan/mar. 2015.

DAVIDSON, J. A comparison of upper limb amputees and patients with upper limb injuries using the Disability of the Arm, Shoulder and Hand (DASH). **Disability and Rehabilitation**, v. 26, n. 14/15, p. 917–923, 2004.

DANIELS, L.; WORTHINGHAM, C. **Provas de função muscular: técnicas manuais de exploração**. Rio de Janeiro: Editora Interamericana Ltda, 1975.

DELBONI, M. C. C.; MALENGO, P. C. M.; SCHMIDT, E. P. R. Relação entre os aspectos das alterações funcionais e seu impacto na qualidade de vida das pessoas com sequelas de Acidente Vascular Encefálico (AVE). **O Mundo da Saúde**, v. 34, n. 2, p. 165-175, 2010.

DE LUCA, C. J. The use surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, p. 135-163, 1997.

_____. **Surface electromyography: detection and recording**. Delsys Inc. 2002.

_____. Electromyography. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**. John Webster Ed. John Wiley Publisher; 2006. p. 98-109.

DROMERICK, A. W.; SCHABOWSKY, C. N.; HOLLEY, R. J.; MONROE, B.; MARKOTIC, A.; LUM, P.S. Effect of Training on Upper-Extremity Prosthetic Performance and Motor Learning: A Single-Case Study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, p. 1199-1204, jun. 2008.

EIJSDEN, M. D. V.; GERHARDS, S. A.; BIE, R. A.; SEVERENS, J. L. Cost-effectiveness of postural exercise therapy versus physiotherapy in computer screen-workers with early non-specific work-related upper limb disorders (WRULD); a randomized controlled trial. **Trials**, v. 10, p. 103-120, 2009.

EIJSDEN-BESSELING, M. D.; STAAL, J. B.; ATTEKUM, A.; BIE, R. A.; HEUVEL, W. J. A. No difference between postural exercises and strength and fitness exercises for early, non-specific, work-related upper limb disorders in visual display unit workers: a randomised trial. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 54, p. 95-101, 2008.

ELUI, V. M. C.; FONSECA, M. C. R. Destreza. In: Sociedade Brasileira de Terapia da Mão. **Recomendações para avaliação do membro superior**. Joinville: Sociedade Brasileira de Terapia da Mão, 2005. p. 91-99.

ENOKA, R. M. Bases **Neuromecânicas da Cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000.

FERRIGNO, I. S. V. **Terapia da Mão: fundamentos para a prática clínica**. São Paulo: Editora Santos, 2007.

FERRIGNO, I. S. V.; CLIQUET JR, A.; MAGNA L. A.; ZOPPI FILHO, A. Electromyography of the Upper Limbs During Computer Work: A Comparison of 2 Wrist Orthoses in Healthy Adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 90, n. 7, p. 1152-1158, 2009.

FONSECA, M. C. R.; MAZZER, N.; BARBIERI, C. H.; ELUI, V. M. C. Traumas da mão: estudo retrospectivo. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 41, n. 5, p. 181-186, 2006.

GAGGIOLI, A.; MENEGHINI, A.; MORGANTI, F.; ALCANIZ, M.; RIVA, G. A Strategy for Computer-Assisted Mental Practice in Stroke Rehabilitation. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 20, n. 4, p. 503-507, 2006.

GALLUS, J.; MATHIOWETZ, V. Test-retest reliability of the Purdue Pegboard for persons with multiple sclerosis. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 57, p. 108-111, 2003.

GILIN, M. Above-elbow Amputation: A Case Study in Restoring Function. **Journal of Hand Therapy**, v. 11, p. 278-283, 1998.

GOLDFARB, C. A.; RUDZKI, J. R.; CATALANO, L. W.; HUGHES, M.; BORRELLI JR, J. Fifteen-Year Outcome of Displaced Intra-Articular Fractures of the Distal Radius. **The Journal of Hand Surgery**, v. 31A, n. 4, p. 633-639, abr. 2006.

GOLLEGÃ, A. C. C.; LUZO, M. C. de M.; DE CARLO, M. M. R. P. Terapia Ocupacional – princípios, recurso e perspectivas em reabilitação física. In: DE CARLO, M. M. R. P.; BARTALOTTI, C. C. **Terapia Ocupacional no Brasil: fundamentos e perspectivas**. São Paulo: Plexus Editora, 2001. p. 137-154.

GREENHALGH, J.; LONG, A. F.; BRETTE, A. J.; GRANT, M. J. Reviewing and selecting outcome measures for use in routine practice. **Journal of Evaluation in Clinical Practice**, v. 4, p. 339-350, 1998.

GUTMAN, S. A.; MORTERA, M. H.; HINOJOSA, J.; KRAMER, P. Revision of the occupational therapy practice framework. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 61, p. 119-126, 2007.

HARDIN, M. Assessment of Hand Function and Fine Motor Coordination in the Geriatric Population. **Topics in Geriatric Rehabilitation**, v. 18, n. 2, p. 18-27, dez. 2002.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; MERLETTI, R.; STEGEMAN, D.; BLOK, J.; RAU, G. **European recommendations for surface electromyography – SENIAM 8**. Enschede: Roessing Research and Development B. V., 1999.

HIGGINS, J.; MAYO, N. E.; DESROSIERS, J.; SALBACH, N. M.; AHMED, S. Upper limb function and recovery in the acute phase poststroke. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 42, n.1, p. 65, 76, 2005.

HOUWINK, A.; ROORDA, L. D.; SMITS, W.; MOLENAAR, I. W.; GEURTS, A. C. Measuring Upper Limb Capacity in Patients After Stroke: Reliability and Validity of the Stroke Upper Limb Capacity Scale. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 92, p. 1418-1422, set. 2011.

HUTCHINSON, D.; KOZIN, S. H.; MAYER, N.; MULCAHEY, J.; DUFFY, T.; GAUGHAN, J. P. Dynamic Electromyographic Evaluation of Adolescents with Traumatic Cervical Injury After Biceps to Triceps Transfer: The Role of Phasic Contraction. **The Journal of Hand Surgery**, v. 33A, p. 1331-1336, out. 2008.

JONES, T.; KUMAR, S. Comparison of Ergonomic Risk Assessment Output in Four Sawmill Jobs. **International Journal of Occupational Safety and Ergonomics**, v. 16, n. 1, p. 105–111, 2010.

KALRON, A.; ABRAHAMI, M. G.; GELAV, S.; ACHIRON, A. Effects of a new sensory re-education training tool on hand sensibility and manual dexterity in people with multiple sclerosis. **Neuro Rehabilitation**, v. 32, p. 943–948, 2013.

KAMEN, G. Electromyography Kinesiology, In: ROBERTSON, D. G.; CALDWELL, G. E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S. N. **Research methods in biomechanics**. Illinois: Human Kinetics; 2004. p. 163-181.

KLERK, S.; BUCHANAN, H.; PRETORIUS, B. Occupational therapy hand assessment practices: Cause for concern? **South African Journal of Occupational Therapy**, v. 45, n.2, p. 43-50, 2015.

KOHN, A. F.; MEZZARANE, R. A. Métodos em eletromiografia. In: VENTURA, D. F.; SAMESHIMA, K. (Ed.). **Métodos em Neurociências e Comportamento**. São Paulo, v. 1, 2005.

KONRAD, P. **The ABC of EMG** – a practical introduction to kinesiological electromyography. Version 1.0. Nrxon Inc. USA. abril 2005.

KOSKI, L.; MERNAR, T. J.; DOBKIN, B. H. Immediate and Long-Term Changes in Corticomotor Output in Response to Rehabilitation: Correlation with Functional Improvements in Chronic Stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 18, n. 4; p. 230-249, 2004.

KUMAR, A.; PHILLIPS, M. F. Use of powered mobile arm supports by people with neuromuscular Conditions. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 50, n. 1, p. 61-70, 2013.

LAHOZ, M. A.; NYSSSEN, S. M.; CORREIA, G. N.; GARCIA, A. P. U.; DRIUSSO, P. Capacidade Funcional e Qualidade de Vida em Mulheres Pós- Mastectomizadas. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v. 56, n. 4, p. 423-430, 2010.

LAURSEN, B.; JENSEN, B. R. Shoulder muscle activity in young and older people during a computer mouse task. **Clinical Biomechanics**, v. 15, p. 30-33, 2000.

LEITE, T. A. A. F. As mãos na interação do indivíduo consigo e com o mundo: uma reflexão em prol da reabilitação “física”. **O Mundo da Saúde**, São Paulo, v. 30, n. 1, p.129-140, 2006.

LOUIS, N.; GORCE, P. Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration. **Clinical Biomechanics**, v. 25, p. 879–885, 2010.

MARCIELLO, M. A.; HERBISON, G. J.; COHEN, M. E.; SCHMIDT, R. Elbow Extension Using Anterior Deltoids and Upper Pectorals in Spinal Cord-Injured Subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 76, p. 426-432, may. 1995.

MATHIOWETS, V.; VOLLAND, G.; KASHMAND, N; WEBER, K. Adult norms for the Box and Blocks Test of Manual Dexterity. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 39, p. 386-391, 1985.

MATHIOWETS, V.; WEBER, K.; KASHMAND, N; VOLLAND, G. Adult norms for the Nine Role Peg Test of Finger Dexterity. **The Occupational Therapy Journal of Research**, v. 5, n. 1, p. 24-38, 1985.

MCDONNELL, M. N.; HILLIER, S. L.; RIDDING, M. C.; MILES, T. S. Impairments in precision grip correlate with functional measures in adult hemiplegia. **Clinical Neurophysiology**, v. 117, p. 1474–1480, 2006.

MCPHEE, S. D. Functional Hand Evaluation: a review. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 41, n. 3, p. 158-163, 1987.

MELLO, M. A. F; MANCINI, M. C. Avaliação das Atividades de Vida Diária e Controle Domiciliar. In: CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. **Terapia Ocupacional: fundamentação & prática**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. p. 49-54.

MEIER, R. H.; MELTON, D. Ideal Functional Outcomes for Amputation Levels. **Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America**, v. 25, p. 199–212, 2014.

MERLETTI, R. Standards for Reporting EMG Data. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 9, n. 1, p. III-IV, 1999.

MEYLAND, J.; HEILSKOV-HANSEN, T.; ALKJAER, T.; KOBLAUCH, H.; MIKKELSEN, S.; SVENDSEN, S. W.; THOMSEN, J. F.; HANSSON, G. A.; SIMONSEN, E. B. Sex differences in muscular load among house painters performing identical work tasks. **European Journal of Applied Physiology**, v. 114, n. 9, p. 1901-1911, set. 2014.

MONTGOMERY, K. **End your carpal tunnel pain without surgery**. Nashville: Rutledge Hill Press, 1998.

MOORE, K. L. **Anatomia Orientada para a Clínica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 5 ed, 2007.

MORAES, G. F. S.; GONÇALVES, F. M.; SILVA, J. D.; SOARES, N. S. Correlação entre posicionamento escapular, análise postural funcional e grau de incapacidade dos membros superiores (DASH Brasil) em médicos ultrassonografistas. **Radiologia Brasileira**, v. 42, n. 1, p. 31-36, jan/fev. 2009.

NAIDER-STEINHART, S.; KATZ-LEURER, M. Analysis of Proximal and Distal Muscle Activity During Handwriting Tasks. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 61, n. 4, p. 392-398, jul/aug. 2007.

NAPIER, J. R. **A mão do homem: anatomia, função, evolução.** Rio de Janeiro: Zahar Editores, 1983.

NUNES, C. M. P. Avaliação das Atividades Produtivas e de Trabalho. In: CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. **Terapia Ocupacional: fundamentação & prática.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. p. 54-69.

_____. Dor Neuromusculoesquelética. In: CAVALCANTI A.; GALVÃO, C. **Terapia Ocupacional: Fundamentação e Prática.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. p. 258-268.

OSCARINO, J. M.; SILVA, P. L. P.; VAZ, D. V.; AQUINO, C. F.; BRÍCIO, R. S. FONSECA, S. T. Eletromiografia: Interpretação e Aplicação nas Ciências da Reabilitação. **Fisioterapia Brasil**, v. 6, n. 4, p. 305-310, jul/ago. 2005.

ORTOLAN, R. L. **Estudo e Avaliação das Técnicas de Processamento do Sinal Mielétrico para o Controle do Sistema de Reabilitação.** 2000. 133f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2000.

PAGE, S.; LEVINE, P. Forced use after TBI: promoting plasticity and function through practice. **Brain Injury**, v. 17, n. 8, p. 675-684, ago. 2003.

PAGE, S. J.; SISTO, S. A.; JOHNSTON, M. V.; LEVINE, P. Modified Constraint-Induced Therapy after Subacute Stroke: A Preliminary Study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 16, n. 3; p. 290-295, 2002.

PAHYS, J. M.; MULCAHEY, M. J.; HUTCHINSON, D.; BETZ, R. R. Scapular Stabilization in Patients With Spinal Cord Injury. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, n. 32, v. 4, p. 389–397, ago. 2009.

PATON, M. E.; BROWN, J. M. M. An Electromyographic Analysis of Functional Differentiation in Human Pectoralis Major Muscle. **Journal of Electromyography & Kinesiology**, v. 4, n. 3, p. 161-169, sep. 1994.

POOLE, J. L.; CORDOVA, K. J.; BROWER, L. M. Reliability and Validity of a Self-report of Hand Function in Persons with Rheumatoid Arthritis. **Journal of Hand Therapy**, v. 19, p. 12–17, 2006.

PORTNEY, L. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 2 ed. São Paulo: Manole, 1993. p. 184-206.

_____. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O'SULLIVAN, S. B.; SCHMITZ, T. J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 4 ed. São Paulo: Manole, 2004. p. 213-256.

POVLSEN, B. Physical Rehabilitation With Ergonomic Intervention of Currently Working Keyboard Operators With Nonspecific/Type II Work-Related Upper Limb Disorder: A Prospective Study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, p. 78-81, jan. 2012.

RAH, U. W.; BAIK, J. S.; JANG, S. H.; PARK, D. S. Development of the Korean Academy of Medical Sciences Guideline for Rating the Impairment in the Brain Injured and Brain Diseased Persons with Motor Dysfunction. **Journal of Korean Medical Science**, v. 24, n. 2, p. 247-251, 2009.

RAND, D.; ENG, J. J. Disparity Between Functional Recovery and Daily Use of the Upper and Lower Extremities During Subacute Stroke Rehabilitation. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 26, n. 1, p. 76-84, 2012.

RESENDE, A. P. M.; NAKAMURA, M. U.; FERREIRA, A. G.; PETRICELLI, C. D.; ALEXANDRE, S. M.; ZANETTI, M. R. D. Eletromiografia de superfície para avaliação dos músculos do assoalho pélvico feminino: revisão de literatura. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 18, n. 3, p. 292-297, jul/set. 2011.

RESENDE, R. R. Músculos de homens e mulheres são geneticamente diferentes, determinando maior força para eles e mais rapidez para elas. **Jornal Eletrônico do Instituto Nanocell**, v. 2, n. 2, nov. 2014. Disponível em: <http://www.institutonanocell.org.br/musculos-de-homens-e-mulheres-sao-geneticamente-diferentes-determinando-maior-forca-para-eles-e-mais-rapidez-para-elas/>. Acesso em: 02 jan. 2016.

RESNIK, L.; BORGIA, M.; LATLIEF, G.; SASSON, N.; SMURR-WALTERS, L. Self-reported and performance-based outcomes using DEKA Arm. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 51, n. 3, p. 351-362, 2014.

REZENDE, M. R.; RABELO, N. T. A.; SILVEIRA JR, C. C.; PETERSEN, P. A.; DE PAULA, E. J. L.; MATTAR JR., R. Results of ulnar nerve neurotization to brachial biceps muscle in brachial plexus injury. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 20, n. 6, p. 317-23, 2012.

RIEK, S.; CARSON, R. G.; WRIGHT, A. A new technique for the selective recording of extensor carpi radialis longus and brevis EMG. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 249–253, 2000.

ROBERTS, P. S.; VEGHER, J. A.; GILEWSKI, M.; BENDER, A.; RIGGS, R. V. Client-Centered Occupational Therapy Using Constraint- Induced Therapy. **Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases**, v. 14, n. 3, p. 115-121, mai/jun. 2005.

ROGERS, J. C.; HOLM, M. B. O Processo da Terapia Ocupacional. In: CREPEAU, E. B.; COHN, E. S.; SCHELL, B. A. B. **Willard & Spackman Terapia Ocupacional**. Tradução Antonio Francisco Dieb Paulo et al. 11 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011. p. 484 – 525.

ROH, Y. H.; NOH, J. H.; KIM, W.; OH, J. H.; GONG, H. S.; BAEK, G. H. Cross-cultural adaptation and validation of the Korean version of the Oxford shoulder score. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v. 132, p. 93-99, 2012.

ROWLAND, T.; GUSTAFSSON, L.; TURPIN, M.; HENDERSON, R.; READ, S. Chedoke Arm and Hand Activity Inventory-9 (CAHAI-9): a multi-centre investigation of clinical utility. **International Journal of Therapy and Rehabilitation**, v. 18, n. 5, p. 290-298, mai. 2011.

RUDMAN, D.; HANNAH, S. An Instrument Evaluation Framework: Description and Application to Assessments of Hand Function. **Journal of Hand Therapy**, v. 11, p. 266-277, 1998.

SAKAKI, Y.; KANEKO, F.; WATANABE, K.; KOBAYASHI, T.; KATAYOSE, M.; AOKI, N.; SHIBATA, E.; YAMASHITA, T. Effects of different movement directions on electromyography recorded from the shoulder muscles while passing the target positions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, n. 23, p. 1362–1369, 2013.

SAMPIERI, R. H.; COLLADO, C. F.; LUCIO, P. B. **Metodologia da pesquisa**. 3 ed. São Paulo: McGraw Hill, 2006.

SARTORIO, F.; BRAVINI, P. T.; VERCELLI, S.; FERRIERO, G.; PLEBANI, G.; FOTI, C.; FRANCHIGNONI, F. The Functional Dexterity Test: Test-retest reliability analysis and up-to date reference norms. **Journal of Hand Therapy**, v. 26, p. 62-68, 2013.

SAURON, F. N.; OLIVEIRA, M. C. Avaliação em Terapia Ocupacional: Aspectos Práticos. In: TEIXEIRA, E.; SAURON, F. N.; SANTOS, L. S. B.; OLIVEIRA, M.C. **Terapia Ocupacional na Reabilitação Física**. São Paulo: Roca, 2003. p. 221 – 240.

SENIÓW, J.; BILIK, M.; LES NIAK, M.; WALDOWSKI, K.; IWAN´SKI, S.; CZŁONKOWSKA, A. Transcranial Magnetic Stimulation Combined With Physiotherapy in Rehabilitation of Poststroke Hemiparesis: A Randomized, Double- Blind, Placebo-Controlled Study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 26, n. 9, p. 1072–1079, 2012.

SCHIEBER, M.; SANTELLO, M. Hand function: peripheral and central constraints on performance. **Journal of Applied Phisyology**, v. 96, p. 2293-2300, mai. 2004.

SHIN, J. H.; RYU, H.; JANG, S. H. A task-specific interactive game-based virtual reality rehabilitation system for patients with stroke: a usability test and two clinical experiments. **Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation**, v. 11, p. 32, 2014.

SILVA, L. G. **Órteses em PVC para membro superior: utilização por terapeutas ocupacionais brasileiros, propriedades físico-mecânicas e de toxicidade e desempenho funcional e mioelétrico**. 2014. 164f. Dissertação (Mestrado em Terapia Ocupacional) – Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2014.

SOARES, A. V.; KERSCHER, C.; UHLIG, L.; DOMENECH, S. C.; BORGES JÚNIOR, N. G. Dinamometria de preensão manual como parâmetro de avaliação funcional do membro superior de pacientes hemiparéticos por acidente vascular cerebral. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v. 18, n. 4, p. 359-64, out/dez. 2011.

SODERBERG, G. L.; KNUSTON, L. M. A Guide for Use and Interpretation of Kinesiologic Electromyographic Data. **Physical Therapy**, v. 80, n. 5, p. 485-498, mai. 2000.

SPENCE, A. P. Sistema Muscular. In: _____. **Anatomia Humana Básica**. São Paulo: Manole, 1991. p. 187-256.

STERR, A.; FREIVOGEL, S.; VOSS, A. Exploring a repetitive training regime for upper limb hemiparesis in an in-patient setting: a report on three case studies. **Brain Injury**, v. 16, n. 12, p. 1093-1107, 2002.

STEVENS, J. A.; STOYKOV, M. E. P. Simulation of bilateral movement training through mirror reflection: a case report demonstrating an occupational therapy technique of hemiparesis. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 59-66, 2004.

STORR, L.K.; SORENSEN; P.S.; RAVNBORG, M. The efficacy of multidisciplinary rehabilitation in stable multiple sclerosis patients. **Multiple Sclerosis**, v. 12, p. 235- 242, 2006.

STRONG, P. **Biophysical measurements**. Beaverton, Oregon: Tektronix, 1973.

TERZIS, J. K.; BARMPIOTI, A. Our experience with triceps nerve reconstruction in patients with brachial plexus injury. **Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery**, v. 65, n. 5, p. 590-600, 2012.

TOWNSEND, E.; STANTON, S.; LAW, M.; POLATAJKO, H. BAPTISTE, S.; THOMPSON-FRANSON, T. **Enabling occupation: an occupational therapy perspective**. 2 ed. Ottawa, ON: CAOT Publications, 2002.

TUBIANA, R.; THOMINE, J. M.; MACKIN, E. **Diagnóstico clínico da mão e do punho**. 2 ed. Rio de Janeiro: Interlivros, 1996.

TYLDESLEY, B.; GRIEVE, J. I. **Músculos, Nervos e Movimento na Atividade Humana**. São Paulo: Livraria Santos Editora, 2006.

VEN-STEVENSON, L. A. V.; MUNNEKE, M.; TERWEE, C. B.; SPAUWEN, P. H.; LINDE, H. V. Clinimetric Properties of Instruments to Assess Activities in Patients With Hand Injury: A Systematic Review of the Literature. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 90, p. 151-169, jan. 2009.

VISSER, B.; KORTE, E.; KRAAN, I.; KUIJER, P. The effect of arm and wrist supports on the load of the upper extremity during VDU work. **Clinical Biomechanics**, v. 15, s. 1, p. 34-38, 2000.

VOLPE, B. T.; KREBS, H. I.; HOGAN, N.; EDELSTEIN, L.; DIELS, C.; AISEN, M. A novel approach to stroke rehabilitation: Robot-aided sensorimotor stimulation. **Neurology**, v. 54, n. 10, p. 1938-1944, mai. 2000.

WILTON, J.C. **Hand Splinting: principles of design and fabrication**. Londres: W. B. Saunders Company, 1997.

WFOT. WORLD FEDERATION OF OCCUPATIONAL THERAPISTS. **Definitions of Occupational Therapy from Member Organisations**. 2013. Disponível em: <<http://www.wfot.org/ResourceCentre.aspx>>. Acesso em: 28 jan. 2015.

WOOD, D. E.; BURRIDGE, J. H.; VAN WIJCK, F. M.; MCFADDEN, C.; HITCHCOCK, R. A.; PANDYAN, A. D.; HAUGH, A.; SALAZAR-TORRES, J. J.; SWAIN, I. D. Biomechanical approaches applied to the lower and upper limb for the measurement of spasticity: A systematic review of the literature. **Disability and Rehabilitation**, v. 27, n. 1/2, p. 19 – 32, 2005.

WOON, C. Y.; LEE, J. Y.; TEOH, L. Resurfacing Hemipulp Losses of the Thumb: The Cross Finger Flap Revisited. **Annals of Plastic Surgery**, v. 61, n. 4, p. 385-391, out. 2008.

WORLEY, J. W. Relationships among three clinical measures of muscle tone at the elbows of individuals after a stroke. **Canadian Journal of Occupational Therapy**, v. 68, n. 1, fev. 2001.

WU, C.; CHEN, C.; TANG, S. F.; LIN, K.; HUANG, Y. Kinematic and Clinical Analyses of Upper-Extremity Movements After Constraint-Induced Movement Therapy in Patients With Stroke: A Randomized Controlled Trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, p. 964-970, ago. 2007.

YANCOSEK, K. E.; HOWELL, D. A Narrative Review of Dexterity Assessments. **Journal of Hand Ther**, v. 22, p. 258-70, 2009.

YOO, D. H.; CHA, Y. J.; KIM, S. K.; LEE, J. S. Effect of Three-Dimensional Robot-Assisted Therapy on Upper Limb Function of Patients with Stroke. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 25, n. 4, 2013.

ZENNARO, D.; LÄUBLI, T.; KREBS, D.; KRUEGER, H.; KLIPSTEIN, A. Trapezius muscle motor unit activity in participants during finger tapping using properly and improperly adjusted desks. **Human Factors**, v. 46, p. 252-266, 2004.

APÊNDICE A

FICHA DO VOLUNTÁRIO

1. Nome: _____
2. Data de nascimento: ____/____/____ Idade: _____ anos e _____ meses
3. Endereço: _____
Bairro: _____ Cidade: _____
Estado: _____ CEP: _____
4. Telefone: (____) _____ Celular: (____) _____
5. E-mail: _____
6. Curso (graduação/pós-graduação): _____
_____ Ano de ingresso: _____
7. Uso atual de medicação (relaxante muscular/72 h):
Sim Não
8. Você apresentou desconforto, alguma patologia ou sofreu algum trauma (dor, tendinite, acidente, etc) nos membros superiores?
Sim Não
9. Há quantos dias você **NÃO** está fazendo exercícios de resistência ou força, musculação ou academia? Circule a resposta:
Fiz hoje – 1 dia – 2 dias - 3 dias - 4 dias - 5 dias- 6 dias- 7 dias- mais de uma sem.
10. Dados antropométricos:
Altura: _____ Peso: _____ IMC: _____

APÊNDICE B



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE TERMO DE CONSENTIMENTO

Eu, _____, portador do R.G _____ declaro estar ciente dos objetivos da pesquisa: “Caracterização de três testes funcionais do membro superior: contribuições da eletromiografia para a Terapia Ocupacional”, que tem o objetivo descrever o comportamento dos músculos trapézio (fibras superiores e inferiores), deltóide (fibras anteriores e posteriores), peitoral maior, bíceps braquial, tríceps braquial, extensor radial curto do carpo e flexor superficial dos dedos durante a realização de três testes funcionais.

Fui informado que primeiramente responderei a um questionário e passarei por uma avaliação na qual o meu Índice de Massa Corporal será verificado, sendo que o resultado poderá culminar na minha participação ou não na pesquisa. **Estou ciente de que as informações obtidas, bem como o anonimato dos meus dados, serão mantidos em sigilo, sendo utilizados somente para o desenvolvimento desta pesquisa.**

A seguir serei convidado a realizar a coleta dos dados com a colocação de eletrodos de superfície que captarão a atividade muscular de alguns dos meus músculos durante a realização de alguns testes funcionais. **Estou ciente que não há procedimento invasivo nessa etapa da pesquisa.**

Ao participar da pesquisa poderei ter riscos quanto à irritação de minha pele nos locais onde são colocados os eletrodos devido ao procedimento de abrasão e limpeza da mesma. Porém, assegura-se que haverá um cuidado com este procedimento com o uso de materiais descartáveis e aplicação de antissépticos. Como benefício de minha participação, serei orientado a procurar tratamento especializado caso forem detectados déficits funcionais nos meus membros superiores.

Estou ciente que os procedimentos serão realizados no Laboratório de Análise Funcional e Ajudas Técnicas (LAFATec), localizado no departamento de Terapia Ocupacional da Universidade Federal de São Carlos e que todas as despesas relativas a meu deslocamento até o referido laboratório e o meu retorno à residência de origem serão cobertas pelo pesquisador responsável.

Fui informado que o estudo será desenvolvido por pesquisadores da **Universidade Federal de São Carlos**, sob orientação do **Prof. Dr. Daniel Marinho Cezar da Cruz** e concordo em participar desta pesquisa.

Estou ciente também que tenho total liberdade para recusar participar da pesquisa, retirando meu consentimento a qualquer momento, se assim eu desejar, sem que me ocorram quaisquer prejuízos.

Concordo também com a divulgação dos resultados provenientes da pesquisa, sendo resguardado o direito de sigilo à identidade institucional e pessoal dos envolvidos. O pesquisador responsável garantiu-me que será mantido o anonimato quanto às informações pessoais, e que se houver alguma dúvida poderei pedir esclarecimentos a qualquer momento.

Quanto à divulgação dos resultados provenientes da pesquisa, e sendo resguardado o direito de sigilo à identidade pessoal, dou o seguinte manifesto em relação à veiculação de fotos e filmagens contendo situações envolvendo minha pessoa.

Receberei uma cópia deste termo onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal, podendo tirar minhas dúvidas sobre o projeto e minha participação agora ou a qualquer momento.

Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar. O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luiz, Km. 235 - Caixa Postal 676 - CEP 13.565-905 - São Carlos - SP - Brasil. Fone (16) 3351-8110. Endereço eletrônico: cephumanos@power.ufscar.br

() Concordo () Discordo
São Carlos – SP, ____/____/ ____.

Assinatura do participante

Informações para contato:

Natália Sanches Silva
Aluna responsável – bolsista CAPES
Email: natss.to@hotmail.com
[Telefone para contato: \(16\)9 9187.1437](tel:(16)991871437)

Orientador: Prof. Dr. Daniel Marinho Cezar da Cruz
Email: cruzdmc@gmail.com

APÊNDICE C**Dados descritivos dos participantes**

PARTICIPANTES	GÊNERO	IDADE	ALTURA	PESO
N1	F	29,7	1,58	61
N2	F	23,7	1,60	69
N3	F	25,6	1,58	61
N4	F	19,6	1,61	67,5
N5	F	23,7	1,64	58
N6	F	26,7	1,49	49
N7	F	22,8	1,60	48
N8	F	26,4	1,56	67,5
N9	F	24,6	1,63	56
N10	F	20,1	1,71	66
N11	M	18,7	1,74	73
N12	M	23,7	1,79	81
N13	M	24,8	1,76	73
N14	M	24,4	1,79	82
N15	M	21,9	1,80	76
N16	M	28,3	1,73	65
N17	M	28,3	1,71	84
N18	M	29,9	1,62	58
N19	M	21,5	1,75	77
N20	M	19,9	1,78	57

APÊNDICE D

Dados eletromiográficos da contração voluntária máxima

N – Sujeitos

TENT – Tentativas

CVM1 – CVM do músculo trapézio fibras superiores

CVM2 – CVM do músculo deltóide fibras anteriores

CVM3 – CVM do músculo deltóide fibras posteriores

CVM4 – CVM do músculo peitoral maior

CVM5 - CVM do músculo bíceps braquial

CVM6 - CVM do músculo tríceps braquial

CVM7 - CVM do músculo flexor superficial dos dedos

CVM8 - CVM do músculo extensor radial curto do carpo

N1	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	184,07	197,29	218,82	89,94	114,08	69,5	72	72,51
TENT 2	247,14	163,74	194,6	90,62	102,19	85,61	69,47	91,39
TENT 3	254,82	136,78	192,66	88,77	106,68	62,95	65,14	89,07
MÉDIA	228,6767	165,9367	202,0267	89,77667	107,65	72,68667	68,87	84,32333

N2	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	343,23	74,62	195,73	310,44	286,21	392,33	145,04	307,77
TENT 2	304,42	66,26	247,14	243,77	293,04	335,86	162,9	317,7
TENT 3	351,2	55,75	208,86	263,95	382,24	297,44	129,55	291,13
MÉDIA	332,95	65,54333	217,2433	272,72	320,4967	341,8767	145,83	305,5333

N3	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	158,36	442,77	309,9	270,25	437,85	266,02	227,84	183,48
TENT 2	170,81	405,74	338,39	310,99	430,68	318,69	249,78	152,11
TENT 3	187,94	365,1	291,03	279,91	495,02	322,92	282,75	165,05
MÉDIA	172,37	404,5367	313,1067	287,05	454,5167	302,5433	253,4567	166,88

N4	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	503,38	225,61	292,03	260,76	860,99	178,82	229,14	353,25
TENT 2	524,13	203,36	401,6	228,76	944,19	148,75	232,48	394,94
TENT 3	553,67	173,39	343,06	256,98	758,08	134,48	271,37	342,67
MÉDIA	527,06	200,7867	345,5633	248,8333	854,42	154,0167	244,33	363,62

N5	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	666,67	191,65	842,99	92,32	707,78	169,83	263	171,71
TENT 2	719,41	212,06	595,74	104,61	659,23	166,67	198,1	147,81
TENT 3	740,23	274,11	615,55	92,52	625,54	194,27	221,1	135,68
MÉDIA	708,77	225,94	684,76	96,48333	664,1833	176,9233	227,4	151,7333

N6	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	110,71	205,12	600,44	84,64	517,6	131,11	124,56	251,05
TENT 2	147,52	185,49	568,32	87,01	537,26	157,59	167,58	204,75
TENT 3	127,88	172,95	591,31	79,68	499,45	134,9	195,81	184,03
MÉDIA	128,7033	187,8533	586,69	83,77667	518,1033	141,2	162,65	213,2767

N7	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	669,41	297,77	581,34	254,43	513,22	275,62	170,21	227,08
TENT 2	796,18	263,36	432,74	257,18	516,56	248,46	162,61	304,36
TENT 3	690,43	268,09	528,44	246,19	539,79	237,67	154,94	227,07
MÉDIA	718,6733	276,4067	514,1733	252,6	523,19	253,9167	162,5867	252,8367

N8	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	349,47	169,03	282,29	186,22	617,35	341,66	109,54	141,45
TENT 2	304,13	233	308,55	156,89	600,47	231,17	125,9	165,27
TENT 3	382,76	211,41	304,03	182,34	651,52	282,92	119,38	142,74
MÉDIA	345,4533	204,48	298,29	175,15	623,1133	285,25	118,2733	149,82

N9	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	819,24	376,42	484,35	216,63	771,98	553,31	197,05	253,99
TENT 2	790,06	295,73	487,13	199,96	636,52	622,25	204,26	408,29
TENT 3	800,3	292,75	403,17	274,36	709,4	503,65	254,93	400,3
MÉDIA	803,2	321,6333	458,2167	230,3167	705,9667	559,7367	218,7467	354,1933

N10	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	660,16	386,02	620,62	295,77	284,88	243,39	258,27	457,75
TENT 2	742	261,25	708,61	259,66	305,03	249,46	244,42	468,21
TENT 3	732,29	428,62	611,38	251,54	313,62	166,58	253,86	458,15
MÉDIA	711,4833	358,63	646,87	268,99	301,1767	219,81	252,1833	461,37

N11	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	979,54	520,04	1029,14	332,64	2164,81	387,78	253,19	897,71
TENT 2	1045,01	493,51	944,09	300,48	2109,71	466,44	255,82	677,67
TENT 3	779,4	538,36	1018,39	285,73	1808,84	444,9	222,62	782,93
MÉDIA	934,65	517,3033	997,2067	306,2833	2027,787	433,04	243,8767	786,1033

N12	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	712,85	556,39	512,35	264,6	1088,41	352,84	140,33	435,42
TENT 2	685,15	544,48	442,18	306,31	1280,53	325,82	126,81	425,09
TENT 3	701,69	628,22	440,91	303,36	1379,88	335,63	159,84	428,71
MÉDIA	699,8967	576,3633	465,1467	291,4233	1249,607	338,0967	142,3267	429,74

N13	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	477,56	423,03	525,97	473,41	767,78	312,48	112,69	270,63
TENT 2	375,99	506,66	415,97	363,56	657,22	352,73	116,59	297,01
TENT 3	376,32	512,08	410,7	502,8	480,95	270,32	115,48	242,64
MÉDIA	409,9567	480,59	450,88	446,59	635,3167	311,8433	114,92	270,0933

N14	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	336,17	197,09	1183,28	231,36	885,91	231,87	219,48	168,51
TENT 2	434,58	172,8	1028,09	187,44	772,48	195,01	169,54	203,97
TENT 3	287,18	213,87	1051,67	211,47	722,28	238,27	227,91	225,36
MÉDIA	352,6433	194,5867	1087,68	210,09	793,5567	221,7167	205,6433	199,28

N15	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	1347,87	398,91	574,51	485,74	1087,05	696,3	98,99	649,6
TENT 2	1143,07	302,11	565,4	493,16	944,72	554,37	126,54	682,1
TENT 3	1134,2	369,51	465,77	518,6	932,67	458,34	148,51	567,95
MÉDIA	1208,38	356,8433	535,2267	499,1667	988,1467	569,67	124,68	633,2167

N16	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	374,96	454,81	684,39	214,3	819,24	263,92	246,18	378,8
TENT 2	308,58	401,1	663,26	209,23	706,12	192,9	311,61	551,89
TENT 3	297,66	434,68	685,11	219,02	658,19	223,82	330,29	391,08
MÉDIA	327,0667	430,1967	677,5867	214,1833	727,85	226,88	296,0267	440,59

N17	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	190,64	604,11	551,66	280,77	1103,93	727,1	207,46	451,43
TENT 2	239,06	720,77	576,98	215,77	779,84	723,89	211,22	433,3
TENT 3	242,02	767,83	576,45	260,59	716,47	775,43	177,1	419,69
MÉDIA	223,9067	697,57	568,3633	252,3767	866,7467	742,14	198,5933	434,8067

N18	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	1027,83	528,06	1459,1	467,17	904,71	715,02	714,08	690,43
TENT 2	1159,56	397,76	1246,11	485,73	751,02	540,41	562,71	725,2
TENT 3	997,04	415,97	1258,06	478,09	704,75	673,73	456,01	764,13
MÉDIA	1061,477	447,2633	1321,09	476,9967	786,8267	643,0533	577,6	726,5867

N19	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	766,66	506,09	551,71	205,42	1752,59	445,35	286,83	617,31
TENT 2	756,65	455,39	475,92	163,97	1478,5	296,96	255,65	516,44
TENT 3	690,02	490,69	503,99	188,33	1446,25	325,72	268,49	533,63
MÉDIA	737,7767	484,0567	510,54	185,9067	1559,113	356,01	270,3233	555,7933

N20	CVM1	CVM2	CVM3	CVM4	CVM5	CVM6	CVM7	CVM8
TENT 1	957,21	552,97	448,17	305,9	1018,97	512,98	164,92	365,51
TENT 2	913,19	365,58	315,04	403,44	1121,94	445,84	270,09	254,76
TENT 3	837,02	519,01	318,93	348,79	1084,98	478,42	222,63	294,75
MÉDIA	902,4733	479,1867	360,7133	352,71	1075,297	479,08	219,2133	305,0067

APÊNDICE E

Dados eletromiográficos dos músculos pesquisados durante o teste BBT

N – Sujeitos

REPET – Repetições da tarefa

N1	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	158,03	71,95	36,56	28,93	46,73	14,63	15,68	31,29
REPET 2	148,98	74,63	35,15	33,36	53,04	15,47	18,15	43,84
REPET 3	130,7	71,01	33,86	32,3	54,47	14,23	17,44	45,86
REPET 4	127,16	62,91	34,15	30,35	47,92	13,55	17,56	44,05
REPET 5	120,72	61,64	36,9	31,06	50,11	14,28	18,49	50,12
MÉDIA	137,118	68,428	35,324	31,2	50,454	14,432	17,464	43,032

N2	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	204,78	32,04	70,43	49,14	52,02	24,46	62,13	45,37
REPET 2	209,12	25,91	73,44	36,3	48,68	25,16	69,72	42,19
REPET 3	204,35	24,13	73,35	29,7	47,87	27	60,73	39,82
REPET 4	204,07	23,58	68,38	31,96	45,49	24,49	58,5	38,75
REPET 5	202,95	22,63	69,92	28,76	44,22	26,13	56,12	36,4
MÉDIA	205,054	25,658	71,104	35,172	47,656	25,448	61,44	40,506

N3	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	119,85	66,7	76,42	54,9	71,95	28,56	23,68	33,19
REPET 2	121,45	60,4	71,48	50,87	66,82	28,58	25,25	34,59
REPET 3	115,62	73,46	74,18	42,11	70,57	28,97	24,17	29,04
REPET 4	118,11	59,82	67,17	44,58	65,75	25,33	23,91	31,95
REPET 5	113,76	66,37	70,56	41,73	67,32	26,79	21,57	27,51
MÉDIA	117,758	65,35	71,962	46,838	68,482	27,646	23,716	31,256

N4	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	256,73	49,96	71,51	130,44	90,48	20,86	72,63	88,66
REPET 2	212,22	53,78	75,05	125,68	83,83	20,91	67,02	73,17
REPET 3	232,53	51,04	74,68	135,62	80,4	21,31	74,73	97
REPET 4	250,05	48,76	75,09	129,67	71,32	20,61	68,7	106,65
REPET 5	234,23	48,19	69,44	129,11	82	21,49	79,82	127,92
MÉDIA	237,152	50,346	73,154	130,104	81,606	21,036	72,58	98,68

N5	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	221,84	65,6	111,64	22,56	31,54	24,11	78,11	41,74
REPET 2	216,02	62,02	115,16	18,35	27,67	24,48	72,12	42,89
REPET 3	184,5	57,9	102,87	17,42	26,55	22,21	66,11	40,54
REPET 4	188,48	57,64	105,89	17,2	26,96	23,14	74,48	44,39
REPET 5	204,27	63,66	98,11	18,28	30,81	21,69	62,35	41,93
MÉDIA	203,022	61,364	106,734	18,762	28,706	23,126	70,634	42,298

N6	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	64,04	60,2	166,79	18,09	100,84	16,4	22,21	34,2
REPET 2	73,04	56,17	173,91	17,27	99,78	16,83	22,33	35,1
REPET 3	66,31	53,64	149,34	15,68	101,26	14,73	19,39	31,79
REPET 4	56,45	52,9	140,32	13,25	87,18	15,01	18,49	30,77
REPET 5	64,71	54,14	143,87	15,16	86,25	14,27	20,69	31,66
MÉDIA	64,91	55,41	154,846	15,89	95,062	15,448	20,622	32,704

N7	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	532,33	49,02	147,1	42,05	81,66	31,5	35,1	51,42
REPET 2	491,75	39,54	135,92	36,17	70,08	28,38	31,42	43,37
REPET 3	516,27	38,36	136,05	33,65	68,45	29,74	31,76	46,42
REPET 4	515,52	34,94	136,91	33,35	67,95	29,18	32,7	44,47
REPET 5	501,87	30,88	152,04	27,92	64,86	32,86	32,61	46,52
MÉDIA	511,548	38,548	141,604	34,628	70,6	30,332	32,718	46,44

N8	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	222,27	38,56	75,31	37,53	42,76	26,97	22,15	73,63
REPET 2	208,46	36,74	85,2	34,19	44,73	29,08	24,97	74,59
REPET 3	209,99	37,32	81,94	28,2	42,6	29,03	25,91	69,72
REPET 4	221,66	36,75	81,48	27,21	41,65	28,21	21,29	67,46
REPET 5	225,52	37,98	89,17	28,77	42,42	29,49	24,64	74,52
MÉDIA	217,58	37,47	82,62	31,18	42,832	28,556	23,792	71,984

N9	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	321,98	52,09	99,59	23,94	58,9	22,93	29,99	50,16
REPET 2	316,09	49,58	106,85	23,55	56,07	22,75	33,79	50,76
REPET 3	308,97	50,8	94,9	23,58	51,13	20,55	27,92	44,92
REPET 4	302,26	49,93	95,24	22,36	51,57	20,47	30,42	50,49
REPET 5	321,55	55,75	92,88	24,92	52,73	19,22	29,65	48,32
MÉDIA	314,17	51,63	97,892	23,67	54,08	21,184	30,354	48,93

N10	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	113,16	68,33	153,41	57,63	61,38	24,8	43,16	74,24
REPET 2	119,08	66,59	168,41	58,52	62,26	27,49	50,41	84,07
REPET 3	163,46	61,42	186,58	55,48	64,65	29,16	46,58	84,25
REPET 4	162,71	60,44	171,57	48,58	63,59	28,01	40,1	77,21
REPET 5	160,94	57,85	175,7	45,51	62,21	28,52	41,98	78,16
MÉDIA	143,87	62,926	171,134	53,144	62,818	27,596	44,446	79,586

N11	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	657,3	62,74	145,3	25,85	71,58	20,31	50,41	77,69
REPET 2	652,46	69,26	171,41	27,1	67,19	21,92	53,39	74,84
REPET 3	683,74	69,59	166,77	28,88	70,33	23,54	58,47	82,98
REPET 4	691,59	72,84	209,39	35,59	102,3	35,88	83,16	113,97
REPET 5	686,42	71,17	201,14	35,63	95,15	35,17	80,83	112,03
MÉDIA	674,302	69,12	178,802	30,61	81,31	27,364	65,252	92,302

N12	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	283,13	92,28	75,37	35,98	63,21	15,98	30,97	36,54
REPET 2	282,83	77,56	90,38	37,28	65,58	18,98	31,54	44,42
REPET 3	304,42	79,98	94,89	32,4	66,66	20,85	29,52	44,41
REPET 4	322,42	93,08	96,91	34,3	66,77	21,27	27,49	45,48
REPET 5	322,17	94,65	82,76	30,97	71,81	18,66	26,78	40,85
MÉDIA	302,994	87,51	88,062	34,186	66,806	19,148	29,26	42,34

N13	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	389	60,49	87,18	55,49	73,44	24,94	33,98	29,01
REPET 2	337,15	48,94	81,59	44,3	73,4	24,07	35,42	27,94
REPET 3	361,73	46,74	78,64	40,28	71,31	22,56	31,17	26,09
REPET 4	330,59	49,48	69,9	38,3	70,08	20,04	31,09	26,31
REPET 5	364,22	46,4	80,07	44,69	69,39	23,32	35,9	30,13
MÉDIA	356,538	50,41	79,476	44,612	71,524	22,986	33,512	27,896

N14	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	115,08	30,68	61,68	40,06	93,15	20,08	104,98	60,05
REPET 2	89,24	23,67	39,31	36,21	72,15	20,08	100,66	59,78
REPET 3	57,99	22,55	42,02	37,03	73,69	19,25	113,44	60,79
REPET 4	72,45	22,21	38,11	35,73	66,37	19,83	104,9	59,09
REPET 5	55,67	22,93	39,13	34,5	70,03	19,97	104,68	63,86
MÉDIA	78,086	24,408	44,05	36,706	75,078	19,842	105,732	60,714

N15	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	569,47	95,47	95,33	57,81	44,33	17,54	52,86	65,74
REPET 2	565,98	83,77	101,8	58,93	51,67	18,06	58,52	69,52
REPET 3	589,58	95,67	116,1	68,05	51,3	21,36	65,07	76,57
REPET 4	598,52	100,47	113,84	64,93	52,37	20,99	65,56	78,92
REPET 5	563,31	102,04	108,09	57,19	50,32	20,16	56,14	73,42
MÉDIA	577,372	95,484	107,032	61,382	49,998	19,622	59,63	72,834

N16	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	135,78	97,65	145,25	27,22	63,18	34,72	89,27	37,49
REPET 2	137,54	88,78	115,98	22,55	69,25	26,53	79,91	35,13
REPET 3	147,44	82,43	138,85	24,89	83,64	31,19	94,19	41,36
REPET 4	154,08	84,93	126,51	22,05	85,09	29,2	90,5	42,59
REPET 5	161,23	95,48	134,12	24,28	91,75	29,8	95,44	44,12
MÉDIA	147,214	89,854	132,142	24,198	78,582	30,288	89,862	40,138

N17	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	89,2	51,09	92,56	31,94	134,78	23,24	45,14	32,29
REPET 2	95,41	50,08	115,98	32,93	147,3	29,42	44,31	37,37
REPET 3	89,42	51,88	114,07	33,09	154,06	29,87	45,65	34,13
REPET 4	75,59	52,14	124,96	29,98	150,68	33,26	47,6	35,34
REPET 5	84,83	60,39	147,3	32,71	179,16	41,68	58,2	39,18
MÉDIA	86,89	53,116	118,974	32,13	153,196	31,494	48,18	35,662

N18	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	473,18	139,64	200,01	109,53	60,3	48,65	224,3	70,4
REPET 2	488,65	105,63	290,52	89,66	56,46	60,07	197,39	79,36
REPET 3	494,54	92,75	369,55	89,55	59,23	71,08	204,49	109,51
REPET 4	460,28	84,25	384,04	79,02	51,3	62,42	183,2	103,48
REPET 5	467,8	93,87	401,72	93,49	52,64	70	238,29	126,64
MÉDIA	476,89	103,228	329,168	92,25	55,986	62,444	209,534	97,878

N19	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	194,09	67,55	61,77	21,62	61,81	17,63	99,3	69,31
REPET 2	173,49	68,64	62,8	22,87	59,52	17,67	102,31	71,19
REPET 3	170,98	67,57	61	21,34	54,97	16,69	97,85	68
REPET 4	148,86	57,38	54,95	17,44	48,94	15,16	94,73	63,85
REPET 5	153,01	63,5	64,67	19,17	55,47	16,27	99,32	76,2
MÉDIA	168,086	64,928	61,038	20,488	56,142	16,684	98,702	69,71

N20	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	408,77	63,77	107,07	22,12	58,4	25,02	33,95	30,64
REPET 2	418,39	67,26	111,4	20,61	49,27	25,15	28,64	27,56
REPET 3	431,76	67,66	160,15	19,14	51,94	24,47	33,06	29,24
REPET 4	426,33	66,89	133,5	17,68	49,18	20,86	26,29	26,58
REPET 5	457,42	74,1	138,93	20,99	45,22	21,27	24,74	24,36
MÉDIA	428,534	67,936	130,21	20,108	50,802	23,354	29,336	27,676

Porcentagem de ativação muscular no teste BBT (Normalização pela CVM)

	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
N1	59,96152	41,23742	17,48482	34,75291	46,86856	19,85509	25,35792	51,03214
N2	61,58703	39,14662	32,73012	12,89674	14,86942	7,44362	42,13125	13,25747
N3	68,31699	16,15428	22,98322	16,31702	15,06699	9,137865	9,357024	18,72963
N4	44,99526	25,07437	21,16949	52,2856	9,55104	13,65826	29,70573	27,13822
N5	28,64427	27,15942	15,58707	19,44585	4,321999	13,0712	31,06157	27,87654
N6	50,43381	29,49642	26,39315	18,9671	18,34808	10,94051	12,67876	15,33407
N7	71,17949	13,94612	27,54013	13,70863	13,49414	11,94565	20,12342	18,36759
N8	62,98391	18,32453	27,69788	17,80188	6,87387	10,01087	20,11612	48,04699
N9	39,11479	16,05244	21,36369	10,27715	7,660418	3,784637	13,87633	13,81449
N10	20,22113	17,54622	26,4557	19,75687	20,85753	12,55448	17,62448	17,24993
N11	72,14487	13,3616	17,93029	9,994014	4,009791	6,319047	26,75615	11,74171
N12	43,29125	15,18313	18,93209	11,7307	5,346162	5,663469	20,55834	9,852469
N13	86,96968	10,48919	17,62686	9,989476	11,25801	7,371009	29,16116	10,32828
N14	22,14305	12,54351	4,049904	17,47156	9,46095	8,94926	51,41523	30,46668
N15	47,78067	26,75796	19,99751	12,29689	5,059775	3,44445	47,82644	11,50222
N16	45,0104	20,88673	19,50186	11,2978	10,79646	13,34979	30,35605	9,110057
N17	38,80635	7,614433	20,93274	12,73097	17,67483	4,243674	24,26063	8,201806
N18	44,92704	23,07992	24,91639	19,33976	7,115417	9,710548	36,27666	13,47093
N19	22,78278	13,41331	11,95558	11,02058	3,600893	4,686385	36,51257	12,54243
N20	47,48439	14,17736	36,09792	5,701001	4,724464	4,87476	13,3824	9,0739

APÊNDICE F

Dados eletromiográficos dos músculos pesquisados durante o teste FDT

N – Sujeitos

REPET – Repetições da tarefa

N1	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	68,77	26,53	31,98	16,05	19,57	7,86	19,2	22,66
REPET 2	53,6	24,12	28,24	13,22	18,63	6,95	17,34	20,89
REPET 3	55,66	20,74	24,82	10,59	16,02	6,28	14,59	20,92
REPET 4	60,02	23,67	29,67	12,37	18,18	7	16,84	21,62
REPET 5	58,29	22,83	29,96	12,78	19,31	7,34	17,19	21,88
MÉDIA	59,268	23,578	28,934	13,002	18,342	7,086	17,032	21,594
N2	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	94,4	17,04	31,95	24,44	31,95	10,43	60,88	31,45
REPET 2	77,37	18,04	28,53	25,36	34,59	9,4	46,44	30,6
REPET 3	84,16	16,25	30,97	21,51	32,98	10,02	47,71	30,04
REPET 4	84,18	18,06	29,79	24,19	34,77	9,76	44,29	27,5
REPET 5	77,21	18,63	27,42	25,32	34,36	9,1	47,25	26,54
MÉDIA	83,464	17,604	29,732	24,164	33,73	9,742	49,314	29,226
N3	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	43,59	41,73	36,3	47,22	49,57	12,26	41,96	40,44
REPET 2	41,81	39,37	38,13	41,45	52,16	13,4	40,2	42,98
REPET 3	46,5	35,22	36,05	39,19	47,38	12,18	38,5	44,96
REPET 4	44,46	37,58	37,44	36,7	50,77	13,31	35,05	39,23
REPET 5	45,87	36,46	38,77	40,17	51,89	13,44	33,6	42,35
MÉDIA	44,446	38,072	37,338	40,946	50,354	12,918	37,862	41,992
N4	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	58,53	20,21	73,51	43,09	32,3	10,05	20,94	21,78
REPET 2	82,56	25,25	97,31	68,19	43,19	12,45	34,14	32
REPET 3	81,47	22,59	103,86	61,89	42,36	12,81	30,88	31,52
REPET 4	92,46	22,65	110,49	59,61	44,23	13,33	30,08	31,78
REPET 5	77,09	22,15	106,54	34,79	39,36	13,91	27,17	28
MÉDIA	78,422	22,57	98,342	53,514	40,288	12,51	28,642	29,016

N5	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	84,48	37,87	29,2	15,61	23,15	6,99	48,08	35,85
REPET 2	90,51	32,73	31,23	15,81	21,89	7,27	49,37	32,14
REPET 3	93,07	39,47	32,83	18,29	20,95	7,89	55,03	33,52
REPET 4	95,99	29,55	32,23	14,06	20,17	7,32	58,39	33,73
REPET 5	95,34	27,5	28,31	14,2	18,49	6,58	51,16	27,75
MÉDIA	91,878	33,424	30,76	15,594	20,93	7,21	52,406	32,598

N6	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	10,46	48,39	66,92	21,33	56,88	8,2	32,6	47,34
REPET 2	13,49	56,78	61,91	26,45	46,84	9,01	30,97	44,66
REPET 3	11,54	49,67	61,81	21,88	50,45	8,78	30,83	42,36
REPET 4	12,42	53,84	69,16	22,26	54,18	9,03	29,71	41,2
REPET 5	11,98	54,07	62,26	24,1	53,63	8,83	30,52	42,69
MÉDIA	11,978	52,55	64,412	23,204	52,396	8,77	30,926	43,65

N7	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	283,2	21,34	52,21	17,18	58,29	13,65	39,4	40,88
REPET 2	266,04	19,29	59,72	23,81	56,96	14,59	44,5	48,58
REPET 3	264,46	23,71	48,97	22,79	56,48	12,86	43,83	44,13
REPET 4	271,31	23	39,09	20,24	47,85	10,87	34,07	39,34
REPET 5	258,27	19,83	39,3	19,44	50,11	11,14	33,77	41,88
MÉDIA	268,656	21,434	47,858	20,692	53,938	12,622	39,114	42,962

N8	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	111,21	27,1	34,98	25,95	29,52	11,65	40,82	68,49
REPET 2	119,11	24,98	39,89	20,29	31,76	13,02	35,92	77,36
REPET 3	130,26	24,72	39,75	18,65	27,38	12,92	35,43	79,1
REPET 4	128,46	26,29	38,1	23,13	28,94	11,64	34,29	75,55
REPET 5	135,44	22,78	46,03	22,53	24,86	13,08	39,4	84,17
MÉDIA	124,896	25,174	39,75	22,11	28,492	12,462	37,172	76,934

N9	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	180,31	29,87	40,14	11,48	34,5	8,2	32,55	45,38
REPET 2	169,27	30,14	43,31	11,83	34,64	8,85	36,97	44,93
REPET 3	183,68	30,99	46,76	11,92	36,88	8,76	33,9	45,89
REPET 4	181,03	29,85	44,52	13,01	36,18	9,07	32,78	46,33
REPET 5	202,57	31,16	48,88	13,87	33,69	9,2	38,35	50,88
MÉDIA	183,372	30,402	44,722	12,422	35,178	8,816	34,91	46,682

N10	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	42,97	30,48	75,35	31,54	61,42	12,9	45,6	75,3
REPET 2	44,13	24,65	78,97	23,41	59,25	13,51	40,7	75,91
REPET 3	44,65	27,12	82,94	29,6	60,98	12,7	39,06	74,42
REPET 4	45,71	34,19	84,63	36,9	59,63	13,9	37,57	70,94
REPET 5	41,7	19,07	85,77	24,77	50,09	12,69	36,16	69,43
MÉDIA	43,832	27,102	81,532	29,244	58,274	13,14	39,818	73,2

N11	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	162,92	49,09	27,42	13,78	28,2	6,18	27,52	67,98
REPET 2	168,99	41,81	29,74	12,78	32,96	6,12	40,43	73,72
REPET 3	148,9	39,73	31,41	12,62	33,75	6,43	43,77	79,04
REPET 4	162,1	47,46	29,06	13,8	27,32	6,17	37,41	67,93
REPET 5	161,71	39,25	34,04	11,18	37,13	7,26	50,01	71,99
MÉDIA	160,924	43,468	30,334	12,832	31,872	6,432	39,828	72,132

N12	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	90,35	47,92	22,88	29,22	25,48	5,95	30	33,51
REPET 2	102,24	50,26	25,84	28,13	32,64	6,56	45,33	37,93
REPET 3	99,04	46,98	24,71	24,85	32,95	6,25	36,57	38,12
REPET 4	91,46	44,81	24,94	29,61	37,33	6,49	30,82	33,27
REPET 5	83,27	39,64	20,95	26,13	31,35	5,55	26,69	30,38
MÉDIA	93,272	45,922	23,864	27,588	31,95	6,16	33,882	34,642

N13	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	186,96	29,84	31,54	35,37	59,42	10,35	36,49	36,03
REPET 2	170,77	30,34	27,48	34,42	53,85	8,12	36,05	42,35
REPET 3	139,55	21,83	30,32	30,76	51,69	8,93	35,86	37,1
REPET 4	129,81	13,58	27,8	25,56	49,91	7,62	34,05	32,26
REPET 5	171,69	23,9	27,84	28,37	55,52	7,93	32,89	32,83
MÉDIA	159,756	23,898	28,996	30,896	54,078	8,59	35,068	36,114

N15	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	222,55	55,28	38,84	33,51	33,33	7,28	63,55	64,48
REPET 2	203,56	47,01	32,68	29,88	33,48	6,69	46,48	53,88
REPET 3	172,64	45,45	29,25	28,56	33,08	5,91	48,42	52,48
REPET 4	188,82	40,56	36,06	24,51	30,52	7,12	49,85	55,69
REPET 5	186,19	38,43	33,26	23,64	31,81	6,52	47,79	54,84
MÉDIA	194,752	45,346	34,018	28,02	32,444	6,704	51,218	56,274

N16	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	67,57	56,52	53,13	20,08	32,78	12,36	94,9	36,03
REPET 2	65,74	37,98	58,5	19,46	40,76	13,79	68,6	39,09
REPET 3	61,18	41,13	48,11	17,96	40,84	11,87	74,84	40,33
REPET 4	52,02	32,95	50,17	16,79	39,31	12,07	73,58	38,7
REPET 5	49,18	40,5	62,23	21,84	44,87	14,34	67,03	44,38
MÉDIA	59,138	41,816	54,428	19,226	39,712	12,886	75,79	39,706

N17	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	21,96	27,06	26,13	33,87	67,91	6,23	69,04	28,66
REPET 2	25,33	26,58	36,42	32,97	77,61	7,81	58,85	33,07
REPET 3	23,18	23,3	31,49	33,52	66,16	7,04	55,15	28,89
REPET 4	22,92	26,12	31,11	37,16	65,33	6,86	57,81	26,03
REPET 5	22,52	22,3	30,44	32,94	62,27	6,57	56,97	27,25
MÉDIA	23,182	25,072	31,118	34,092	67,856	6,902	59,564	28,78

N18	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	97,07	58,88	80,92	33,9	25,03	10,54	163,6	68,83
REPET 2	109,55	57,14	70,89	33,16	23,93	10,37	145,43	75,72
REPET 3	103,91	46,57	81,27	32,32	21,56	11,06	112,3	72,77
REPET 4	156,7	57,8	129,58	41,49	27,72	17,8	149,1	92,57
REPET 5	113,25	58,62	113,88	37,38	27,13	16,46	128,22	82,83
MÉDIA	116,096	55,802	95,308	35,65	25,074	13,246	139,73	78,544

N19	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	57,11	35,11	25,43	11,71	34,13	6,56	72,98	43,29
REPET 2	52,61	38,56	31,28	12,53	39,07	7,9	70,1	45,19
REPET 3	57,82	35,39	33,11	14,86	35,81	7,77	63,13	47,38
REPET 4	52,85	31,71	32,5	11,93	35,79	8,33	69,12	50,03
REPET 5	47,49	31,71	37,05	13,13	35,14	8,46	72,15	51,9
MÉDIA	53,576	34,496	31,874	12,832	35,988	7,804	69,496	47,558

N20	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	202,52	35,94	50,17	18,08	35,92	7,21	41,6	22,87
REPET 2	198,75	34,22	42,75	13,68	38,13	6,93	42,04	23
REPET 3	195,33	30,19	41,44	15,18	36,83	6	35,95	21,37
REPET 4	167,81	24,63	42,73	13,86	38,05	7,31	34,93	23,19
REPET 5	166,73	29,79	45,25	15,24	37,98	7,25	31,84	23,19
MÉDIA	186,228	30,954	44,468	15,208	37,382	6,94	37,272	22,724

Porcentagem de ativação muscular no teste FDT (Normalização pela CVM)

	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
N1	25,91782	14,20904	14,32187	14,4826	17,03855	9,748693	24,73065	25,60857
N2	25,06803	26,85857	13,68604	8,86037	10,52429	2,849566	33,81609	9,565568
N3	25,78523	9,411261	11,92501	14,26441	11,07858	4,269802	14,93825	25,16299
N4	14,87914	11,24079	28,45846	21,50596	4,715245	8,122498	11,72267	7,979759
N5	12,96302	14,79331	4,492085	16,16238	3,151238	4,075211	23,04573	21,48374
N6	9,306674	27,97395	10,97888	27,69745	10,11304	6,211048	19,01383	20,46637
N7	37,38221	7,754516	9,307756	8,191607	10,30945	4,970922	24,05732	16,992
N8	36,15423	12,31123	13,32596	12,62347	4,572523	4,368799	31,42889	51,35095
N9	22,83018	9,452378	9,760012	5,393444	4,982955	1,575026	15,9591	13,17981
N10	6,16065	7,557092	12,60408	10,87178	19,34878	5,97789	15,78931	15,86579
N11	17,21757	8,402807	3,041897	4,189585	1,571763	1,485313	16,33121	9,175893
N12	13,32654	7,967544	5,130425	9,466641	2,556805	1,821964	23,8058	8,061153
N13	38,969	4,972638	6,430979	6,918202	8,511976	2,754588	30,51514	13,37093
N14	20,17901	90,31861	17,75258	104,2537	45,28645	50,54612	351,6726	158,231
N15	16,11678	12,70754	6,355812	5,613356	3,283318	1,176822	41,07956	8,887006
N16	18,08133	9,720205	8,032626	8,976422	5,456069	5,679654	25,60242	9,012007
N17	10,35342	3,594191	5,475019	13,50838	7,828816	0,930013	29,99295	6,619034
N18	10,93722	12,47632	7,214346	7,473847	3,186725	2,05986	24,19148	10,81
N19	7,261818	7,126438	6,243193	6,902388	2,308235	2,192073	25,70847	8,556778
N20	20,63529	6,459696	12,32779	4,311758	3,476436	1,44861	17,00262	7,450329

APÊNDICE G

Dados eletromiográficos dos músculos pesquisados durante o teste NHPT

N – Sujeitos

REPET – Repetições da tarefa

N1	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	59,32	20,69	30,21	19,64	16,69	7,92	21,84	28,96
REPET 2	69,72	18,6	33,16	18,17	16,59	8,81	22,78	25,55
REPET 3	58,06	17,4	28,54	17,12	14,52	7,45	20,24	25,13
REPET 4	59,73	14,87	30,23	16,54	14,78	7,66	18,8	24,86
REPET 5	62,66	16,23	32,05	16,64	16,22	8,51	20,2	24,41
MÉDIA	61,898	17,558	30,838	17,622	15,76	8,07	20,772	25,782

N2	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	84,4	22,87	29,15	38,18	35,33	7,93	62,2	35,48
REPET 2	93,94	15,31	37,29	33,48	33,59	10,13	63,97	33,82
REPET 3	91,87	15,98	36,88	28,63	35,37	10,34	68,38	36,51
REPET 4	91,1	16,89	31,34	30,83	34,2	8,48	60,35	35,69
REPET 5	102,67	14,99	38,8	30,15	32,57	12,07	61,75	37,18
MÉDIA	92,796	17,208	34,692	32,254	34,212	9,79	63,33	35,736

N3	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	58,22	19,08	44,33	49,62	56,71	16,03	41,57	44,18
REPET 2	60,55	27,94	46,73	43,06	53,95	16,59	42,81	37,02
REPET 3	52,94	21,22	43,54	48,64	53,81	15,88	41,37	38,83
REPET 4	51,21	25,04	46,05	43,43	53,24	17,39	41,5	34,93
REPET 5	52,09	23,37	44,94	40,33	53,51	16,3	42,83	37,24
MÉDIA	55,002	23,33	45,118	45,016	54,244	16,438	42,016	38,44

N4	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	50,4	8,79	42,4	43,59	26,55	7,35	33,28	41,73
REPET 2	69,45	12,75	79,92	59,12	39,13	11,74	44,67	57,08
REPET 3	81,02	14,21	78,61	58,61	36,52	10,95	40,27	55,62
REPET 4	66,29	13,5	80,69	50,63	38,73	11,07	37,72	60,07
REPET 5	71	15,32	92,34	57,03	42,98	11,89	38,68	60,62
MÉDIA	67,632	12,914	74,792	53,796	36,782	10,6	38,924	55,024

N5	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	83,03	19,46	47,03	14,32	15,7	10,09	52,89	30,82
REPET 2	73,79	20,68	62,11	15,89	16,34	13,28	65,45	36,9
REPET 3	72,52	19,42	62,98	14,97	17,2	13,6	73,87	41,91
REPET 4	78,89	20,38	64,84	16,74	15,85	13,3	62,62	36,89
REPET 5	71,63	18,53	66,99	14,39	18,65	14,33	62,06	38,09
MÉDIA	75,972	19,694	60,79	15,262	16,748	12,92	63,378	36,922

N6	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	12,36	51,89	80,97	25,96	66,23	10,04	25,33	42,75
REPET 2	14,42	49,78	91,78	22,44	64,07	10,11	25,66	38,35
REPET 3	14,99	50,35	70,82	22,73	65,33	8,66	22,83	37,08
REPET 4	17,42	50,55	81,15	25,01	64,46	9,49	25,41	38,82
REPET 5	16,4	47,4	74,82	22,91	70,72	8,54	23,25	38,82
MÉDIA	15,118	49,994	79,908	23,81	66,162	9,368	24,496	39,164

N7	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	232,82	22,51	76,15	31,01	51,36	17,04	46,61	46,83
REPET 2	230,24	18,95	98,1	34,27	45,8	19,55	45,48	43,84
REPET 3	231,31	19,46	89,93	31,68	46,79	18,93	46,04	50,74
REPET 4	246,55	19,13	99,92	32,01	39,88	19,29	42,64	45,1
REPET 5	281,12	23,12	110,04	38,83	52,91	23,66	47,66	52,69
MÉDIA	244,408	20,634	94,828	33,56	47,348	19,694	45,686	47,84

N8	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	142,49	21,03	29,41	33,12	22,5	9,62	16,36	60,65
REPET 2	145,07	22,77	29,38	32,23	20,61	10,23	20,32	63,8
REPET 3	155,85	20,35	34,73	29,44	19,24	9,9	24,58	65,73
REPET 4	151,2	21,15	36,56	31,72	21,37	11,19	24,24	69,12
REPET 5	165,8	19,1	41,54	31,51	22,32	12,11	24,69	66,72
MÉDIA	152,082	20,88	34,324	31,604	21,208	10,61	22,038	65,204

N9	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	184,97	29,29	61,23	15,5	35,85	11,44	26,95	54,34
REPET 2	193,28	33	52,66	19,34	36,17	10,44	26,49	47,31
REPET 3	193,2	35,36	58,81	18,93	34,11	11,54	25,97	49,63
REPET 4	182,99	40,34	52,84	21,97	35,23	11,55	28,43	51,47
REPET 5	195,85	35,74	55,89	18,99	33,97	11,02	27,46	54,91
MÉDIA	190,058	34,746	56,286	18,946	35,066	11,198	27,06	51,532

N10	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	58,43	17,03	85	25,59	39,14	10,75	47,9	66,95
REPET 2	57,66	16,7	79,07	24,44	37,58	11,28	50,2	63,98
REPET 3	63,29	19,31	94,61	27,07	40,59	12,65	41,83	58,61
REPET 4	51,24	16,65	72,82	24,17	35,39	10,61	48,18	64,9
REPET 5	70,25	22,22	82,8	32,82	39,28	10,97	38,06	68,08
MÉDIA	60,174	18,382	82,86	26,818	38,396	11,252	45,234	64,504

N11	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	174,02	45,55	31,6	14,8	25,27	6,94	30,93	58,16
REPET 2	206,36	41,12	36,58	13,85	24,44	8,03	28,54	59,03
REPET 3	195,67	44,01	38,19	13,26	24,66	7,89	35,25	59,58
REPET 4	197,22	40,32	39,05	11,13	30,46	7,99	27,52	54,46
REPET 5	229,33	43,11	47,55	13,09	29,26	9,25	26,4	58,4
MÉDIA	200,52	42,822	38,594	13,226	26,818	8,02	29,728	57,926

N12	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	125,56	49,39	32,12	31,51	27,19	7,36	29,13	40,77
REPET 2	135,55	48,02	33,53	30,92	23,11	7,64	27,37	40,2
REPET 3	139,06	52,41	37,81	32,77	25,55	8,2	31,09	36,8
REPET 4	136,82	43,69	34,25	26,01	21,03	7,59	28,07	37,38
REPET 5	131,09	43,25	30,2	27,86	22,56	6,84	24,8	37,34
MÉDIA	133,616	47,352	33,582	29,814	23,888	7,526	28,092	38,498

N13	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	101,42	15,77	43,03	32,53	30,55	11,03	26,6	25,79
REPET 2	100,8	16,5	39,14	29,12	29,79	10,27	27,48	27,37
REPET 3	87,73	14,51	41,72	25,57	31,93	11,35	29,94	26,42
REPET 4	87,98	16,47	36,81	26,45	30,33	9,68	23,46	24,11
REPET 5	96,99	18,46	36,25	23,98	34,19	9,68	25,45	24,89
MÉDIA	94,984	16,342	39,39	27,53	31,358	10,402	26,586	25,716

N14	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	23,55	14,75	21,04	25,53	28,85	9,99	110,12	48,44
REPET 2	24,39	14,65	25,4	29,67	30,29	12,88	115,61	49,3
REPET 3	31,18	15,87	22,15	28,52	32,25	11,48	114,96	46,85
REPET 4	33,06	15,63	26,53	30,73	36,41	11,58	116,15	49,21
REPET 5	29,59	15,44	25,12	27,88	30,58	11,11	109,31	44,88
MÉDIA	28,354	15,268	24,048	28,466	31,676	11,408	113,23	47,736

N15	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	228,63	23,14	51	25,9	27,55	10,14	54,91	54,42
REPET 2	210,84	26,94	45,49	30,53	29,19	9,03	44,32	45,71
REPET 3	227,15	16,08	46,53	25,43	34,06	9,14	46,13	50,11
REPET 4	191,01	15,23	43,02	23,74	38,38	8,74	49,62	47,04
REPET 5	203,15	20,39	42,47	26,84	33,19	8,51	53,65	53,38
MÉDIA	212,156	20,356	45,702	26,488	32,474	9,112	49,726	50,132

N16	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	46,95	18,69	63,95	18,39	32,88	14,93	57,58	39,77
REPET 2	52,56	19,02	66,27	16,71	30,62	14,93	60,37	35,94
REPET 3	46,27	9,64	68,14	19,17	29	14,82	56,01	33,96
REPET 4	55,46	12,91	63,22	20,12	30,15	14,36	56,28	32,28
REPET 5	51,76	17,98	60,54	22,56	37	14,18	76,19	36,77
MÉDIA	50,6	15,648	64,424	19,39	31,93	14,644	61,286	35,744

N17	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	23,91	22,05	36,39	32,59	61,7	7,71	52,37	29,62
REPET 2	24,75	21,11	41,6	31,45	63,54	9,5	52,91	36,06
REPET 3	24,39	23,42	44,47	31,68	69,13	10,24	55,93	37,09
REPET 4	22,19	20,07	36,13	33,28	62,28	8,69	49,36	33,21
REPET 5	25,41	22,64	40,48	34,26	58,65	8,81	54,4	33,05
MÉDIA	24,13	21,858	39,814	32,652	63,06	8,99	52,994	33,806

N18	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	115,03	42,07	109,25	40,08	21,89	15,2	136,48	72,64
REPET 2	128,69	51,18	126,82	47,65	29,35	20,67	138,56	77,27
REPET 3	150,64	57,49	142,53	54,02	31,17	24,82	156,72	78,71
REPET 4	85,42	45,2	109,07	45,15	24,95	17,77	148,28	73,08
REPET 5	136,99	54,29	104,12	55,22	31,6	21,59	151,26	79,93
MÉDIA	123,354	50,046	118,358	48,424	27,792	20,01	146,26	76,326

N19	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	79,16	30,57	32,63	13,36	28,19	7,65	82,1	46,58
REPET 2	74,02	31,6	33,89	13,7	30,07	7,67	70,61	43,35
REPET 3	77,01	33,11	45,21	16,65	38	9,77	77,42	58,61
REPET 4	78,7	26,09	41,42	15,56	31,24	9,67	71,09	47,76
REPET 5	66,77	26,93	35,13	15,39	28,29	8,12	80,43	45,82
MÉDIA	75,132	29,66	37,656	14,932	31,158	8,576	76,33	48,424

N20	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
REPET 1	229,19	25,72	32,56	20,6	29,76	6,17	20,5	21,62
REPET 2	169,75	24,66	36,4	19,32	30,73	8,31	28,41	26,19
REPET 3	174,25	28,76	41,3	19,75	29,76	9,52	34,41	23,63
REPET 4	162,63	22,59	32,67	18,83	31,3	8,57	32,19	25,12
REPET 5	166,7	26,19	32,37	21,6	30,78	9,49	35,22	24,51
MÉDIA	180,504	25,584	35,06	20,02	30,466	8,412	30,146	24,214

Porcentagem de ativação muscular no teste NHPT (Normalização pela CVM)

	TFS	DFA	DFP	PM	BB	TB	FSD	ERC
N1	27,06791	10,58115	15,26432	19,62871	14,64004	11,10245	30,16117	30,57517
N2	27,87085	26,25439	15,96919	11,82678	10,67468	2,863606	43,42728	11,69627
N3	31,90926	5,767092	14,40979	15,68229	11,93444	5,433271	16,57719	23,03452
N4	12,83194	6,431702	21,6435	21,61929	4,304909	6,882372	15,93091	15,13228
N5	10,71885	8,716473	8,877563	15,81828	2,521593	7,302598	27,87071	24,33348
N6	11,74639	26,61332	13,62014	28,4208	12,77004	6,634561	15,06056	18,363
N7	34,00822	7,465088	18,44281	13,28583	9,049867	7,756088	28,09948	18,92131
N8	44,02389	10,21127	11,50692	18,04396	3,403554	3,719544	18,63311	43,52156
N9	23,6626	10,80298	12,28371	8,226066	4,96709	2,000584	12,37047	14,54912
N10	8,457542	5,125617	12,80937	9,969887	12,74866	5,118966	17,93695	13,98097
N11	21,45402	8,277928	3,870211	4,318224	1,322526	1,852023	12,18977	7,368751
N12	19,09082	8,215651	7,219658	10,23048	1,911642	2,225991	19,73769	8,95844
N13	23,16928	3,400404	8,736249	6,164491	4,935806	3,335649	23,13435	9,521153
N14	8,040419	7,846375	2,210944	13,54943	3,991649	5,145306	55,06135	23,95424
N15	17,55706	5,704464	8,538812	5,306444	3,286354	1,599523	39,8829	7,917037
N16	15,47085	3,637406	9,507861	9,052992	4,386893	6,454513	20,70286	8,112758
N17	10,77681	3,133449	7,005026	12,9378	7,275482	1,211362	26,68468	7,77495
N18	11,62098	11,18938	8,959117	10,15185	3,532163	3,111717	25,32202	10,50473
N19	10,18357	6,127382	7,37572	8,031987	1,998444	2,408921	28,23656	8,712591
N20	20,00103	5,339047	9,71963	5,676051	2,833265	1,755865	13,7519	7,938843

ANEXO

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SÃO CARLOS/UFSCAR

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DO MEMBRO SUPERIOR EM TESTES PADRONIZADOS DE FUNÇÃO MANUAL

Pesquisador: DANIEL MARINHO CEZAR DA CRUZ

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 35831014.9.0000.5504

Instituição Proponente: Departamento de Terapia Ocupacional

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer:
861.515

Data da Relatoria:
27/10/2014

Apresentação do Projeto:

Estudo transversal, tipo intervenção, com 20 estudantes de cursos de graduação e pós-graduação da Universidade Federal de São Carlos maiores de 18 anos, buscando investigar por meio da eletromiografia (EMG), qual musculatura é mais recrutada ao se realizar cada teste de avaliação funcional de membros superiores.

Objetivo da Pesquisa:

O pesquisador aponta que objetivo primário consiste em "descrever o comportamento dos músculos trapézio (fibras superiores), bíceps braquial, extensor radial curto do carpo e flexor superficial dos dedos durante a realização de três testes funcionais".

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O pesquisador aponta como riscos "possível irritação da pele devido ao procedimento de abrasão para colocação dos eletrodos". Como benefícios diretos, detectar déficits funcionais nos membros superiores e orientações aos sujeitos da pesquisa para tratamento especializado

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SÃO CARLOS/UFSCAR



Continuação do Parecer: 861.515

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa: O projeto de pesquisa é pertinente e tem caráter científico.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

- Folha de rosto preenchida e assinada corretamente;
- TCLE: foi revisto e encontra-se adequado;
- Termo de Autorização Prévia da Instituição enviado;
- Documentos de informações básicas sobre o projeto na PLATAFORMA BRASIL.

Recomendações:

Recomenda-se inserir no cronograma de execução, a etapa de envio do projeto e aprovação do CEP antes da coleta de dados e atualizar as datas.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações: Projeto aprovado.

Situação do Parecer: Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP: Não

SÃO CARLOS, 06 de Novembro de 2014

(Coordenador)Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

Município: SAO CARLOS

Telefone: (16)3351-9683

E-mail: cephumanos@ufscar.br