UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
INSTITUTO DE QUÍMICA DE SÃO CARLOS

JÚLIA ANDREZA GORLA

Estudo da musculatura flexora de dedos a partir da análise das curvas força-
tempo

São Carlos
2018

JÚLIA ANDREZA GORLA

Estudo da musculatura flexora de dedos a partir da análise das curvas força-
tempo

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, como requisito para a obtenção do Título de Mestre em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. José Marques Novo Júnior.

Área de concentração: Bioengenharia

Versão corrigida

São Carlos

2018

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

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da
EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

G661e   Gorla, Julia Andreza
             Estudo da musculatura flexora de dedos a partir da
             análise das curvas força-tempo / Julia Andreza Gorla;
             orientador José Marques Novo Júnior. São Carlos, 2018.

             Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação
             Interunidades em Bioengenharia e Área de Concentração
             em Bioengenharia -- Escola de Engenharia de São Carlos;
             Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto; Instituto de
             Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo,
             2018.

             1. força muscular manual. 2. curva força-tempo. 3.
             esforço isométrico máximo. 4. dinamômetro. I. Título.

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato(a): Julia Andreza Gorla

Título: "Estudo da musculatura flexora de dedos a partir da análise das curvas força-tempo"

Data da defesa: 04/11/2018

Comissão Julgadora	Assinatura	Resultado
Prof(a). Dr(a). José Marques Novo Junior Universidade Federal do São Carlos		<u>aprovada</u>
Prof(a). Dr(a). Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes Universidade Federal do Triângulo Mineiro		<u>Aprovada</u>
Prof(a). Dr(a). Marisa de Cássia Registro Fonseca FMRP/USP		<u>aprovada</u>
Prof(a). Dr(a). Arlindo Neto Montagnoli Universidade Federal do São Carlos		<u>Aprovada</u>

À minha mãe, por sempre acreditar!

AGRADECIMENTOS

À minha família, em especial à minha mãe, por todo o apoio, por acreditar e por sempre ter os olhos a brilhar a cada conquista alcançada, gratidão. Aos meus irmãos, por proporcionarem momentos leves em um árduo período. Ao meu marido, Márcio e à minha filha Marcela, pelos momentos de compreensão, pela parceria e pelo caminhar, o qual foi sempre com as mãos dadas.

Ao Prof. Dr. José Marques Novo Júnior, pela oportunidade dada, pelas orientações, por mostrar o caminho e confiar no meu potencial.

Aos membros da Banca Examinadora do Exame de Qualificação, Profs. Drs. Arlindo Neto Montagnoli e Valeria Meirelles Carril Elui pelas valiosas sugestões dadas para a melhoria deste trabalho, bem como aos membros da Banca Examinadora da Defesa da Dissertação Profs. Drs. Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes, Arlindo Neto Montagnoli e Marisa de Cássia Registro Fonseca, pela disponibilidade em dividir esse momento tão importante ao meu crescimento profissional.

Ao Prof. Dr. Romeu Magnani, responsável pela análise estatística, pela paciência dispensada e por todas as explicações e reflexões tão pertinentes ao trabalho.

Ao meu irmão, Diego André Gorla, por todos os abraços apertados, bem como pela rápida ajuda com o abstract.

À equipe LIETEC, Fernando Bernardo de Souza, Fernando José Loureiro Monteiro, Jorgeane da Mota Trindade de Oliveira, Natália Sanches Silva, Renato de Souza Lima e Jacqueline Denubila, pela ajuda sem a qual esse projeto não seria possível, e por todos os cafés compartilhados.

Aos Sujeitos da Pesquisa que participaram voluntariamente deste trabalho e sem os quais a pesquisa não poderia acontecer.

A todos que estiveram ao meu lado durante esse processo de amadurecimento e aprendizagem, pois as conquistas, bem como a felicidade, têm mais sabor se forem compartilhadas!

Meu muito obrigado.

*“Por vezes sentimos que aquilo que
fazemos não é senão uma gota de
água no mar. Mas o mar seria
menor se lhe faltasse uma gota.”*

Madre Tereza de Calcutá (2002)

RESUMO

GORLA, J.A. **Estudo da musculatura flexora de dedos a partir da análise das curvas força-tempo**. 2018. 74 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2018.

Introdução – A análise da força de preensão manual durante a força realizada ao longo do tempo fornece dados referentes ao funcionamento biomecânico dos grupos musculares, com destaque à influência da musculatura flexora profunda e superficial dos dedos, bem como traz informações pertinentes ao desempenho funcional para atividades cotidianas. **Objetivos** - Analisar as curvas força-tempo da preensão palmar sob os aspectos de seus parâmetros discretos e de sua característica temporal. Identificar a influência da musculatura flexora profunda de dedos na preensão palmar. **Método** – Os voluntários realizaram o teste de esforço isométrico máximo utilizando o dinamômetro Jamar® e o transdutor de força computadorizado com duas empunhaduras, uma que permitia a ação do músculo flexor superficial de dedos e outra que a bloqueava. Foram analisadas as curvas força-tempo geradas de 9 indivíduos tanto em seus parâmetros discretos como em suas características temporais. **Resultados** – A força máxima média obtida com o Jamar® na Posição 1, sem distinção entre os sexos, (30,76 Kgf) aproximou-se dos valores da média nacional para mulheres (30,4 Kgf). Tanto no teste com o Jamar® como com o transdutor de força, os valores discretos foram maiores na Posição 1 ($F_{\text{máx}}$ Jamar®: 30,76/25,14 kgf; $F_{\text{máx}}$ transdutor: 22,16/17,37 kgf; $T_{\text{máx}}$: 1,41/1,54 seg; F_{inf} : 7,06/5,80 kgf). A fase de manutenção da força, equivalente a força de resistência, teve menor decréscimo nos testes realizados na Posição 2 (-1,02/-0,61). Além disso, os valores obtidos entre os dinamômetros mostram que o Jamar® superestima os valores de força máxima. **Conclusões** – Os dados apontam que há diferença na capacidade de manutenção da força, para a qual a ação do músculo flexor profundo dos dedos mostrou-se mais eficaz do que quando em conjunto com o flexor superficial dos dedos, tendo assim, grande importância funcional para a execução das atividades de vida diária. Evidencia-se que a análise da força por meio de suas características temporais fornece maior elucidação do desempenho muscular durante a força de preensão do que testes dinamométricos pontuais.

Palavras-chave: Força muscular manual. Curva força-tempo. Esforço isométrico máximo. Dinamômetro.

ABSTRACT

GORLA, J. A. **Study of the flexor muscles of fingers from the analysis of the force-time curves** 2018. 74 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2018.

Introduction – The analysis of the manual grip force along time presents the biomechanical movement of muscle groups data, with emphasis on the deep and superficial flexor musculature of the fingers, as well as provides relevant information for the functional performance of daily activities. **Objectives** - To analyze the force-time curves of the palmar grip under the aspects of its discrete parameters and its temporal characteristic. Either, to identify the influence of the flexor muscles of fingers in the palmar grip. **Method** – The volunteers performed the maximum isometric effort test using the Jamar® dynamometer and the computerized force transducer with two grips, one that allowed the action of the flexor superficial finger muscle, and another that blocks it. The force-time curves generated from 9 individuals were analyzed in both their discrete parameters and their temporal characteristics. **Results** - The medium of maximum strength obtained with Jamar® at Position 1, without distinction between gender, (30.76 Kgf) approached the national average for women (30.4 Kgf). In both the Jamar® and the force transducer tests, the discrete values were higher in Position 1 (Fmax Jamar®: 30.76 / 25.14 kgf; Fmax transducer: 22.16 / 17.37 kgf; Tmax: 1.41 / 1.54 sec; Finf: 7.06 / 5.80 kgf). The strength maintenance phase, equivalent to the resistive force, had a smaller decrease in the tests performed in Position 2 (-1.02 / -0.61). In addition, the values obtained between the dynamometers show that the Jamar® overestimates the maximum force values. **Conclusions** - The data points that there is a difference between the action of the flexor profound muscle group of the fingers and the flexor superficial one in the capacity of maintaining the force, showing that the profound group is more effective than combined with the superficial flexor, thus, the first one has great functional importance for performing activities of daily life. It evidences that the analysis of force on its temporary characteristics is more elucidative of the muscular performance during the grip force than the punctual dynamometric tests.

Keywords: Handgrip test. Force-time curve. Maximum isometric effort. Dynamometer.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Anatomia dos músculos flexores dos dedos	31
Figura 2 – Polias anulares cruciformes	32
Figura 3 – Formação do Quiasma de Camper	32
Figura 4 – Zonas flexoras	33
Figura 5 – Fases da curva força-tempo	36
Figura 6 – Dinamômetros	39
Figura 7 – Posição do voluntário durante o teste.....	39
Figura 8 – Diagrama de dispersão da força máxima ($F_{\text{máx}}$) de preensão palmar da musculatura flexora superficial e da profunda de dedos obtidas pelo dinamômetro Jamar e com o transdutor	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Média (desvio padrão) de variáveis contínuas e frequência (%) de variáveis categóricas representativas de características dos participantes	46
Tabela 2 – Média (desvio padrão) referente aos parâmetros dos modelos empregados: pontual, linear e não linear, de acordo com a musculatura flexora	47

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

F_{inf} – Força no ponto de inflexão da fase de geração de força

F_{jamar} – Força máxima medida pelo dinamômetro Jamar®

$F_{máx}$ – Força máxima medida pelo transdutor de força

IFD – Articulação interfalangeana distal

IFP – Articulação interfalangeana proximal

LIETEC – Laboratório de Inovação e Empreendedorismo em Tecnologia Assistiva, Esporte e Saúde

SATM – Sociedade Americana de Terapeutas de Mão

T_{inf} – Tempo em que ocorre o ponto de inflexão da fase de geração de força

$T_{máx}$ – Tempo em que ocorre a força máxima no teste.

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Curva média	41
Gráfico 2 – Curvas de aquisição de força	42
Gráfico 3 – Curva média e desvios padrão	43
Gráfico 4 – Fase de geração de força e seu ajuste pelo modelo matemático não linear	45

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	27
1.1 A mão: estruturas e funções	28
1.2 Anatomia funcional da mão	29
1.3 Biomecânica da preensão palmar	33
1.4 O uso das séries temporais na avaliação da força manual	35
1.5 Objetivos	37
1.5.1 <i>Objetivo geral</i>	37
1.5.2 <i>Objetivos específicos</i>	37
2 MATERIAL E MÉTODO	37
2.1 Metodologia de análise de dados	40
2.2 Metodologia estatística	46
3 RESULTADOS	46
4 DISCUSSÃO	48
5 CONCLUSÕES	53
6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	54
REFERÊNCIAS	55
APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	61
APÊNDICE B – Ficha de Identificação dos Voluntários da Pesquisa	63
APÊNDICE C – Caracterização dos voluntários e dados da aquisição da força	65
ANEXO 1 – Rotina em MatLab utilizada para tratamento e análise das curvas de força-tempo	70
ANEXO 2 – Termo Consubstanciado do CEP	72

1 INTRODUÇÃO

A capacidade funcional do homem está intimamente relacionada com as funções da mão. Ainda que esta represente apenas 6% da superfície corporal total, mais da metade (57%) da eficácia funcional está sob sua responsabilidade (NARIKAWA et al., 2011), o que a torna elemento de fundamental importância tanto social, quanto econômica e emocional (CHE DAUD et al., 2016; MOURA; MOREIRA; CAIXETA, 2008). Com a finalidade de realizar tarefas manipulativas, das mais simples às mais complexas, e até mesmo para se comunicar, os membros superiores atuam em função das mãos, as quais possuem mecanismos especializados para ação sensitiva e motora, proporcionando assim uma destreza refinada capaz de unir força, delicadeza e dinamismo (KURAKIN, ZHANG e LIU, 2012; MOURA; MOREIRA; CAIXETA, 2008). Tais qualidades e importância fazem da mão objeto frequente de pesquisas, bem como de tratamentos em reabilitação.

Na prática clínica de Terapia Ocupacional, mais especificamente na área de reabilitação da mão, é frequente o aparecimento de indivíduos que necessitem de tratamento para retorno da funcionalidade manual (FONSECA et al., 2006; SMITH, 2003). A força de preensão é uma das formas de avaliação de tal funcionalidade, e tem por objetivo o estabelecimento de índices que mensurem a capacidade do sujeito em voltar às suas atividades diárias, sendo assim utilizada para o planejamento das intervenções, avaliação do sucesso do tratamento e como parâmetro para alta terapêutica (LAWRENCE et al., 2015; AMARAL et al., 2012; MOURA; MOREIRA; CAIXETA, 2008).

Segundo a literatura o instrumento mais utilizado na clínica para a mensuração da força de preensão é o dinamômetro Jamar® (FERRIGNO, 2008; FERREIRA et al., 2011). Seu desenvolvimento é datado de 1954, sendo formado por duas barras de aço capazes de realizar a aferição da tensão recebida de modo rápido, simples e relativamente barato (MOREIRA et al., 2003). No entanto, o mesmo não é capaz de medir a força gerada no decorrer do tempo, fornecendo apenas a força máxima exercida durante o teste. Sabe-se, porém, que para a execução das atividades de vida diária, a mão deve adotar a mesma posição por períodos de tempo prolongados (FERREIRA et al., 2011), sem utilizar para tanto a força máxima de preensão manual.

A preensão manual, por sua vez, é exercida através da atuação dos tendões flexores, que formam o conjunto anátomo-fisiológico complexo da mão. Os principais elementos atuantes nos movimentos de preensão são os músculos: flexor superficial dos dedos e o flexor

profundo dos dedos. Sendo a mão a parte mais ativa do membro superior, a possibilidade de lesões nessa região é alta (RIBACK, et al., 2002), de forma que são frequentes lesões tendinosas associadas a traumatismos da mão, como em acidentes envolvendo vidro ou arma branca (SILVA et.al., 2011). A depender da região da lesão, pode haver acometimento dos dois tendões musculares flexores (profundo e superficial), sem que haja possibilidade de reparo de ambos. Nesse caso, a preferência cirúrgica de reparo é pelo tendão do flexor profundo dos dedos, já que o mesmo tem a possibilidade de fletir a articulação mais distal do dedo (SILVA et.al., 2011). No entanto, tal escolha não se baseia na manutenção da força de resistência muscular manual, já que não há estudos que abordem a diferença da mesma entre os diferentes grupos musculares. É nessa lacuna que se encontra a justificativa para o presente estudo, uma vez que o mesmo propõe-se a avaliar a força de resistência muscular manual em suas características para além da força máxima pontual alcançada.

Assim a análise das forças de preensão com a utilização de transdutor de força capaz de mensurar os dados ao longo do tempo (através da curva força-tempo) pode trazer informações pertinentes relacionadas às características da geração e manutenção da força, de acordo com as variáveis populacionais e com os grupos musculares envolvidos na preensão manual, elucidando, no caso da preensão manual mantida, a contribuição dos músculos flexores profundos e superficiais dos dedos.

1.1 A mão: estruturas e funções

Segundo Azze (1997) a mão pode ser considerada como uma prolongação do cérebro, capaz de movimentar-se livremente. Essa afirmação baseia-se na gama de funções que a mão exerce, bem como em sua capacidade sensorial apurada.

É ela o mais importante órgão do sistema musculoesquelético, uma vez que pode ser protagonista da ação que requeira uma forte preensão, ao mesmo tempo em que necessita realizar movimentos finos com alta precisão, possuindo também importante papel de discriminação sensorial (SCHIEBER; SANTELLO, 2004).

As funções que requerem a ação direta das mãos preenchem nosso cotidiano. É necessário que ela seja capaz de adotar diferentes posturas, o que só é possível a partir do funcionamento harmônico e equilibrado de suas complexas estruturas e do membro superior como um todo, pois é ele quem posicionará a mão no espaço a fim de atingir o alcance dos objetos e a realização da tarefa (FREITAS, 2006; PARDINI Jr., 2006).

Para conseguir realizar as múltiplas funções possíveis, a mão precisa ter versatilidade, tornando possível a aplicação de grandes forças junto a movimentos finos, em que os dedos se movimentam de modo independente uns dos outros (SCHIEBER; SANTELO, 2004).

Devido a toda essa complexidade funcional, ainda hoje não se tem o número exato de todas as posições que a mão pode adquirir, tampouco de todas as possibilidades de adaptação funcional (PARDINI Jr., 2006). No entanto, podemos nos pautar nos movimentos de preensão da mão para conseguirmos melhor analisá-la. Todas as possíveis posturas de preensão que a mão pode adotar derivam basicamente de duas formas, quais sejam a preensão de força e a preensão de precisão (LECH, 1997; MOREIRA et.al., 2003).

Esta última é a mais especializada, sendo realizada, tipicamente pelos 3 primeiros dedos em ação coordenada com as demais estruturas da mão. São três tipos básicos de preensão de precisão: pinça de ponta, utilizada em atividades minuciosas, como passar a linha na agulha; pinça lateral, utilizada em raras atividades diárias, como na manipulação de chaves; e por fim a pinça palmar, com atuação preponderante nas atividades de vida diária, utilizando a face volar dos dedos longos em conjunto com o polegar, é a preensão de precisão que imprime a maior força, sendo mais requisitado o lado radial da mão (PARDINI JUNIOR., 2006).

Já a preensão de força é realizada com maior recrutamento do lado ulnar da mão, principalmente em atividades que necessitem da aplicação de maior quantidade de força, como na manipulação de martelo, enxada, secador de cabelo, vassoura, entre outras (PARDINI JUNIOR, 2006).

1.2 Anatomia funcional da mão

Para que a mão desempenhe seu amplo papel funcional de modo adequado, é necessário que todos os seus elementos constituintes estejam íntegros e em funcionamento coordenado. Sendo a preensão manual a função fundamental da mão, cabe ao seu estudioso entender a anatomia responsável por proporcionar tal movimento (PARDINI JUNIOR, 2006; FREITAS, 2006).

Toda a mobilidade e estabilidade da mão é proporcionada pelo punho, sendo por isso o movimento resultante do complexo punho-mão. Nele há 23 ossos, dispostos em 26 articulações e unidos por uma rede de ligamentos e músculos que conferem a habilidade preensora da mão (MOURA, 2008).

Segundo Duerksen e Virmond (1997 apud MOREIRA et al., 2003), há três fases de movimentos para a efetiva preensão palmar, sendo a primeira constituída pelo momento de abertura dos dedos, com ação direta da musculatura extensora localizada na face dorsal do antebraço e mão, a segunda fase associada ao momento de flexão das articulações metacarpofalangeanas com extensão das falanges distais e a última fase composta pelo movimento de flexão das articulações interfalangeana distais (MOREIRA et al., 2003).

Assim, são vários os músculos envolvidos na arte manipulativa do punho, mão e dedos. Grosso modo são denominados como extrínsecos aqueles que têm sua inserção proximal na região do antebraço e de intrínsecos os que se localizam inteiramente na região da mão. Os primeiros são fundamentais para a geração de força durante o movimento de preensão grossa, enquanto os segundos tem ação fundamental na destreza e capacidade manipulativa fina dos dedos, sendo por tanto mais fracos, porém mais precisos (TORTORA; GRABOWSKI, 2003).

Na região posterior, ou dorsal do antebraço encontram-se os músculos extrínsecos responsáveis pela extensão do complexo punho-mão, enquanto na região anterior, ou ventral, permanece a musculatura extrínseca flexora (MOREIRA et al., 2003).

Para o movimento de preensão palmar os dedos devem manter-se aduzidos e em flexão, com leve rotação lateral e convergentes para a face ulnar. Para atingir tal postura, toda a musculatura flexora, tanto intrínseca como extrínseca age, porém a ação dos músculos flexores dos dedos, profundo e superficial é mais intensa (MOURA, 2008). Ambos são extrínsecos, localizados na face anterior do antebraço. O músculo flexor profundo dos dedos (FPD) tem sua inserção proximal nos 2/3 proximais da ulna, enquanto que o músculo flexor superficial dos dedos (FSD) se insere na região proximal do antebraço, ao nível do cotovelo (PARDINI JUNIOR, 2006; AZZE, 1997).

O (FSD) se divide em quatro tendões no terço distal do antebraço e, após passarem pelo túnel do carpo se direcionam aos dedos, permanecendo em posição anterior aos tendões do flexor profundo dos dedos (PARDINI JUNIOR, 2006).

O músculo FPD recebe tal nome pelo fato do seu ventre estar posicionado abaixo de outros músculos responsáveis pela flexão do complexo punho-mão, como o pronador redondo, flexor radial do carpo, flexor ulnar do carpo, palmar longo e o flexor superficial dos dedos. Ele se dirige à mão, dividindo-se em 4 tendões, um para cada dedo, sendo o tendão mais radial direcionado ao 2º dedo e o mais individualizado. Após a passagem pelo túnel do carpo, seus tendões se direcionam aos dedos, posicionados posteriormente aos tendões do flexor superficial dos dedos (PARDINI JUNIOR., 2006). Quando os tendões flexores chegam ao nível das articulações metacarpofalangeanas, ocorre a formação de uma rede integrada,

complexa e coordenada, para a movimentação precisa dos dedos (AZZE, 1997). Na Figura 1 é possível identificar tanto o FPD como o FSD, em todo o trajeto, desde a inserção proximal, extrínseca à região da mão, até sua inserção distal, na região ventral dos dedos.

Figura 1 – Anatomia dos músculos flexores dos dedos. Em destaque o músculo flexor superficial dos dedos (A) e o músculo flexor profundo dos dedos (B)

Fonte: Adaptado de Netter (2003).

Ao nível da prega palmar distal, os tendões tanto superficiais, como profundos, passam pelo túnel osteofibroso digital, o qual permite a manutenção do posicionamento dos tendões sobre as falanges. Essa formação osteofibrosa, em algumas regiões, se espessa, formando as polias anulares, e em outras regiões se cruzam, formando as polias cruciformes (Figura 2). As primeiras permitem a estabilização dos tendões durante o movimento de flexão, já as segundas, por serem finas e flexíveis, auxiliam tal movimento (PARDINI JUNIOR, 2006).

Figura 2 – Polias anulares e cruciformes. Polias anulares (A1 a A5) e polias cruciformes (C1 a C5)

Fonte: Adaptado de Netter (2003)

Para finalizar o complexo flexor dos dedos, ocorre, na altura das falanges proximais, a formação do quiasma de Camper (Figura 3), em que o tendão do flexor superficial se achata e se abre, permitindo a passagem do tendão do flexor profundo dos dedos, que então se posiciona anteriormente ao superficial. Este irá se inserir na falange média, proporcionando a flexão da articulação interfalangeana proximal (IFP), enquanto o flexor profundo terá a inserção na base da falange distal, auxiliando a flexão da IFP, porém agindo principalmente na flexão da articulação interfalangeana distal (IFD) (PARDINI JUNIOR, 2006).

Figura 3 – Formação do quiasma de Camper (em destaque). Podem ser observados os tendões do músculo flexor superficial dos dedos, os quais foram seccionados, e os tendões do músculo flexor profundo dos dedos que, após passarem pelo quiasma se anteriorizam aos superficiais.

Fonte: Adaptado de Netter (2003)

Devido a diferença entre as estruturas encontradas ao longo da mão, em 1980 a Federação Internacional das Sociedades de Cirurgia da Mão dividiu a face palmar em zonas, chamadas de zonas dos tendões flexores da mão, as quais podem ser visualizadas na figura 4 (SILVA et al., 2011).

Figura 4 – Zonas flexoras. Zona I: distal á inserção do flexor superficial; Zona II: entre a polia A1 e a inserção do flexor superficial; Zona III: entre a polia A1 e o túnel do carpo; Zona IV: região do túnel do carpo; Zona V: acima do túnel do carpo.

Fonte: Adaptado de Caetano; Caetano (2005).

É na zona flexora II que se encontram todas as estruturas do complexo anatômico da mão, além de rede vascular e nervosa, sendo, por tanto, a região mais crítica para a reabilitação funcional manual (SAVIOLI, 1997; FREITAS, 2006).

1.3 Biomecânica da preensão palmar

As estruturas musculares atuantes no movimento de preensão palmar funcionam fisiologicamente por meio da ativação de suas fibras contráteis. Assim, atuam para a fisiologia da contração de tal musculatura esquelética fibras de contração rápida, responsáveis pelas ações explosivas, com rápida resposta muscular e breve momento de fadiga, e fibras de contração lenta, que atuam principalmente na sustentação da força, com menor fadiga. (HALL, 2011).

Os movimentos de preensão, quando executados junto à aplicação de força muscular, culminam em uma ação mecânica responsável pela execução das atividades cotidianas. A força muscular é tradicionalmente dividida em força muscular máxima, definida como o valor mais elevado de força que o sistema neuromuscular é capaz de produzir, independentemente do tempo, potência muscular, definida como o produto da força pela velocidade em cada instante do movimento e resistência muscular, capacidade de executar uma quantidade numerosa de contrações sem que haja diminuição na amplitude do movimento, na frequência, na velocidade e na força de execução (ARAGÃO; DANTAS; DANTAS, 2002; CARVALHO; CARVALHO, 2006). Para as atividades diárias, é necessário que a mão permaneça na mesma postura por todo o período de duração da tarefa, recrutando de forma mais intensa a força de resistência (nível de força moderado mantido por intervalos de tempo determinados) (FERNANDES; MARINS, 2011; RAZZA; PASCHOARELLI; LUCIO, 2009; WEINECK, 1999).

Para a mensuração da força na clínica de Terapia Ocupacional, usa-se o dinamômetro Jamar®, sendo este o equipamento indicado pela Sociedade Americana de Terapeutas de Mão (SATM) e considerado padrão ouro para tal medição. Porém, o Jamar® só é capaz de medir a força máxima exercida durante a preensão palmar, não sendo, por tanto, indicado para a mensuração da força mantida ao longo do tempo, ou força de resistência, que, como já visto, é a força mais utilizada durante as atividades diárias funcionais (WINETT; CARPINELLI, 2001; ARAGÃO; DANTAS; DANTAS, 2002; FERRIGNO, 2008).

A capacidade que o flexor profundo dos dedos tem de auxiliar na flexão das IFP é devida, primeiramente ao grande tamanho do braço de momento de seus tendões, além do fato da existência do ligamento retinacular oblíquo, que torna o movimento de flexão ativa das IFD e IFP simultâneo e coordenado, impedindo a flexão isolada da IFD (FREITAS, 2006).

Quando há lesão ao nível da zona II dos flexores (Figura 4), com comprometimento de ambos os tendões, tanto superficiais como profundos, sem que haja possibilidade de salvar os dois, sempre irá optar-se pela reparação do flexor profundo em detrimento do superficial (SAVIOLI, 1997; FREITAS, 2006). No entanto, não há estudos que mostrem que a ação da musculatura flexora profunda dos dedos é mais eficaz para as atividades cotidianas do que a superficial, o que justifica o estudo comparativo entre as forças de resistência do flexor superficial e do profundo dos dedos, utilizando a aquisição da força no decorrer do tempo.

Uma maneira de mensurar a força de resistência muscular é a partir da análise das curvas força-tempo, que também podem fornecer dados acerca da participação dos diferentes

músculos envolvidos na ação mecânica da flexão palmar (AMARAL; MANCINI; NOVO JÚNIOR, 2012).

1.4 O uso das séries temporais na avaliação da força manual

Pode-se definir série temporal como qualquer observação que seja ordenada pelo tempo sobre um determinado acontecimento. Sendo assim as observações subsequentes tornam-se, em sua maioria, dependentes de suas antecessoras (MORETTIN; TOLOI, 2008; PEREIRA; PAIS; SALES, 1986).

Ainda segundo Morettin e Toloi (2008) e Pereira, Pais e Sales (1986), tal dependência faz com que a análise de um fenômeno através do uso de séries temporais tenha como um dos principais objetivos entender a maneira que os dados observados foram gerados, bem como prever possíveis comportamentos. Para tanto, a descrição do comportamento das séries observadas, seja com gráficos ou outras formas de representações, torna-se um bom caminho. No caso da força de preensão manual gerada ao longo de um tempo determinado, a descrição e representação do fenômeno observado pode ser feita a partir das chamadas curvas força-tempo (FONSECA, 2010).

Para obtenção das curvas força-tempo é utilizado um dinamômetro computadorizado, capaz de traduzir a força muscular de resistência em representação gráfica em que o eixo Y do gráfico é constituído pelos valores de força atingidos e o eixo X pelo período de tempo. Tais curvas são constituídas por três fases distintas: fase de pré-carga, fase de geração de força e fase de platô, ou manutenção da força (Figura 5). A fase de pré-carga refere-se ao momento em que, embora já tenha começado a gravação dos dados, o teste de força ainda não iniciou, compreendendo o momento em que a pessoa está com o equipamento posicionado na mão, mas ainda não realiza o esforço de contração. A fase de geração de força se inicia com o esforço de contração isométrica e se estende até que a força máxima seja atingida. Por fim, a fase de platô diz respeito ao momento de manutenção do esforço máximo, formado pelos valores de sustentação da força máxima, até o fim da coleta dos dados, no tempo determinado (FONSECA, 2010; NAKADA; DEMURA; YAMAJI, 2007).

Figura 5 – Fases da curva força-tempo. 1-momento de pré-carga 2-início da fase de geração de força 3-início da fase de platô

Fonte: Amaral et al. (2015)

A fim de analisar e prever comportamentos, é realizada a modelagem da série temporal (neste estudo, representada pelas curvas força-tempo dos testes de esforço isométrico máximo), a partir de um modelo matemático que possa descrever o fenômeno observado (MORETTIN; TOLOI, 2008; PEREIRA; PAIS; SALES, 1986).

A análise das curvas força-tempo obtidas pelo teste de esforço isométrico máximo é um meio de observação e de estudo da força de resistência muscular, que também pode fornecer dados acerca da participação dos diferentes músculos envolvidos na ação mecânica da preensão palmar (AMARAL; MANCINI; NOVO JÚNIOR, 2012).

Embora este método de mensuração e análise da força de resistência seja o mais indicado para fornecer informações acerca da capacidade funcional do sujeito (ARAGÃO; DANTAS; DANTAS, 2002), poucos estudos abordam tal metodologia de análise, evidenciando uma lacuna de conhecimento na área de reabilitação da mão. Além disso, nota-se que a análise dos dados pontuais das curvas força-tempo, como tem sido observada na literatura, é focada nos parâmetros discretos da fase de geração de força da curva, excluindo, em sua maioria, os parâmetros do período de platô e a análise de dados contínuos através de modelos matemáticos, que poderiam fornecer dados sobre as características da força gerada pelos diferentes grupos musculares envolvidos na capacidade funcional dos sujeitos (DAVIS et al., 2010; DEMURA et al., 2000; DEMURA et al., 2001; DEMURA; MIYAGUSHI; AOKI, 2008; DIAS et al. 2012a; DIAS et al., 2012b; IKEMOTO; DEMURA; YAMAJI, 2004; IKEMOTO et al., 2007; SCHETTINO et al., 2014; SINGH et al., 2014; WATANABE et al., 2011).

Assim, o estudo da força de resistência a partir da análise das curvas força-tempo por meio de ferramentas estatísticas que abordem as séries temporais em seu modo estocástico pode fomentar o conhecimento sobre os instrumentos úteis à avaliação clínica em reabilitação da mão, melhorando assim a acurácia do processo de semiologia, bem como de todo o planejamento de intervenção terapêutica ocupacional.

Foram elaboradas hipóteses acerca do desempenho biomecânico da preensão palmar na força mantida ao longo do tempo, em que os dois principais músculos da flexão de dedos teriam funções diferentes, bem como que a capacidade de manutenção da força também poderia divergir entre tais músculos

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo geral

Analisar as curvas força-tempo da preensão palmar sob os aspectos de seus parâmetros discretos e de sua característica temporal.

1.5.2 Objetivo específico

Identificar a influência da musculatura flexora profunda de dedos na preensão palmar.

2 MATERIAL E MÉTODO

Após submissão e aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), sob o parecer de nº 1.860.937, os participantes da pesquisa assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A) antes de sua efetiva participação nos testes de esforço manual.

Cada participante preencheu uma ficha de caracterização (APÊNDICE B) contendo dados pessoais, dominância, características ocupacionais e questões acerca dos critérios de inclusão e exclusão, bem como foi informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e os objetivos do estudo. A interrupção de sua colaboração no estudo poderia ocorrer a qualquer momento, se assim o fosse desejado, recusando-se a realizar/concluir os procedimentos durante sua participação nas coletas.

Foram coletados dados de 17 voluntários, de ambos os gêneros. Como critérios de inclusão foram considerados: pessoas com idade maior de 18 e menor de 60 anos; ausência de lesão prévia em mãos e membros superiores, de déficit cognitivo, de deficiência física e de disfunções ortopédicas e/ou neuromusculares (REIS; ARANTES, 2011). Os participantes foram recrutados por meio de redes sociais e contatos pessoais.

Foram excluídos dos testes aqueles que fizeram uso de medicamentos que interfiram no desempenho muscular por até 72 horas antes da coleta de dados, bem como que tiveram realizado exercícios de alta intensidade por até 48 horas antes da coleta de dados. Também não puderam participar da pesquisa pessoas que utilizem de recursos de tecnologia assistiva para locomoção, tais como muletas ou cadeira de rodas, pois o uso de tais equipamentos pode levar a traumas e lesões de membros superiores, e aqueles que tenham sentido qualquer tipo de dor ou desconforto em membro superior durante o teste. Além disso, também houve a exclusão dos dados obtidos de curvas que não condizem com o esperado para o protocolo, havendo, conseqüentemente, a exclusão da participação dos respectivos voluntários.

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Inovação e Empreendedorismo em Tecnologia Assistiva, Esporte e Saúde – LIETEC – do Departamento de Educação Física da UFSCar, pois o mesmo possui um ambiente propício e adequado para coletas de dados, com materiais próprios e pertinentes aos estudos. A utilização do laboratório foi autorizada pelos professores responsáveis. A temperatura do ambiente foi ajustada em 23°C através de um ar-condicionado com controle digital, a fim de se manter uma condição térmica confortável e evitar interferências no desempenho muscular devido ao sistema termorregulador de cada indivíduo (CAMARGO; FURLAN, 2011).

Como instrumento foi utilizado o dinamômetro Jamar®, o qual possui manopla rígida que pode ser colocada em diferentes posições (sendo posicionada para o teste de acordo com o tamanho da mão do usuário), com sistema hidráulico e visor analógico. Também se utilizou um transdutor de força manual com empunhadura modificada da EMG System do Brasil, computadorizado, com interface gráfica, cuja empunhadura foi modificada anatomicamente para acomodar as articulações dos dedos, conforme a mão do usuário (Figura 6) (NOVO JÚNIOR, 2003; NOVO JÚNIOR, 2009, AMARAL et al., 2012).

Figura 6 – Dinamômetros utilizados neste estudo: [1] dinamômetro Jamar® onde se observam as 5 posições de empunhadura (tamanhos de empunhadura); [2] transdutor de força da EMG System, com empunhadura modificada, onde se observam as possibilidades de posições da empunhadura, com o aspecto anterior (1) fixo e os suportes posteriores (2) com duas posições possíveis (A e B), possibilitando 6 tamanhos de empunhadura

Fonte: Elaborado pela autora

Para o posicionamento do voluntário durante os testes, tanto com o Jamar® quanto com o transdutor de força, foi utilizado um Goniômetro (Trident®) para certificação do cumprimento das recomendações da SATM. Os participantes foram posicionados em uma cadeira com regulagem de altura e sem apoio de braços e seus membros superiores ficaram em 90° de flexão de cotovelo (ABDALLA; BRANDÃO, 2003; REIS; ARANTES, 2011).

Para a avaliação diferencial entre a musculatura flexora (flexor superficial dos dedos e flexor profundo dos dedos) foi utilizada uma das três manoplas anatomicamente modificadas, proporcionando duas empunhaduras de diferentes tamanhos. A primeira empunhadura foi escolhida a partir do tamanho do 5º dedo da mão dominante do participante, permitindo apenas a flexão das IFD. Com a mesma manopla utilizada para a primeira empunhadura, mudando apenas seu local de encaixe, foi realizado novamente o teste de força com a flexão das IFP (Figura 7). As informações foram registradas e armazenadas em computador.

Figura 7 – Posição do voluntário durante o teste (A) Posição 1 do teste (B)

B

Fonte: Elaborado pela autora

Os dados foram coletados em uma sessão. Primeiramente, os testes foram demonstrados pelo avaliador que passou instruções verbais aos participantes. Estes fizeram uma prática a fim de se familiarizarem com os equipamentos e com as condições do teste, após a qual se realizou a coleta efetivamente.

Esta foi constituída por testes de esforço isométrico máximo de preensão manual, e se iniciou pela dinamometria com o Jamar®, composta por 3 tentativas em cada empunhadura com o membro superior dominante, considerando-se a força máxima como a média aritmética entre as tentativas. Tal teste foi escolhido por ser considerado padrão ouro pela SATM, com a finalidade de futura comparação com a força alcançada pelo transdutor de força.

O segundo teste, também de esforço isométrico máximo de preensão manual, foi realizado com o transdutor de força, contendo 6 tentativas em cada empunhadura com o membro superior dominante. Cada tentativa durou 7 segundos, com intervalo de 30 segundos entre elas e 1,5 minutos entre as duas preensões (REIS; ARANTES, 2011). A coleta de dados desse teste foi realizada pelo programa WINDAQ^{®1}.

2.1 Metodologia de análise dos dados

Os dados coletados pelo WINDAQ® foram tratados por meio de suas curvas força-tempo e analisados por meio de softwares interativos voltados para cálculos matemáticos e construção de gráfico, sendo escolhidos o MATLAB^{®2} e o ORIGIN PRO^{®3}.

¹DATAQ INSTRUMENTS INC. 2018. Disponível em: <<https://www.dataq.com/products/windaq/>>. Acesso em: 15 set. 2018.

² Mathworks - licença adquirida através de apoio da FAPEMIG/MG/Brasil, projeto APQ 01284/09

³ OriginLab – versão 8.1 Student.

As curvas médias (GRÁFICO 1) foram calculadas a partir das 3 curvas em maior conformidade com o teste. obtidas nas tentativas de esforço, e em seguida foram divididas em duas fases para análise: fase de geração de força, que compreende o momento do início da curva até ser atingida a força máxima, e a fase de platô, representando a manutenção da força máxima alcançada até o final da curva.

Gráfico 1 – Curva média. Em vermelho a indicação do ponto de força máxima, o qual divide as fases de geração de força e de platô

Fonte: Elaborado pela autora

Alguns passos para conformação dos gráficos de curvas foram realizados:

1. Identificação das melhores tentativas de teste:

Cada voluntário realizou o teste de esforço isométrico máximo 6 vezes para cada empunhadura, gerando nesse primeiro momento, 12 gráficos de curva força-tempo, pelo software WINDAQ®. Sabendo-se do formato esperado para as curvas força-tempo desse protocolo de teste, foram escolhidas, para cada empunhadura, as 3 curvas que visualmente mais se assemelhavam a um bom desenvolvimento do protocolo (GRÁFICO 2), ficando assim, 6 curvas para cada participante.

Gráfico 2 – Curvas de aquisição de força (interface do WINDAQ). A: formato esperado para o protocolo de teste de esforço isométrico máximo. B: formato descartado para conformação da curva média: percebe-se que não há uma fase de manutenção da força, sendo atingida a força máxima ao final da tentativa.

A

Fonte: Elaborado pela autora

B

Fonte: Elaborado pela autora

2. Identificação do início da contração e conformação de curva média das tentativas:

Em cada curva escolhida, foi realizada a normalização dos dados, encontrando-se o momento exato do início do esforço, descartando assim o período de pré-carga da curva. Para a normalização das curvas força-tempo coletadas, o critério usado para selecionar o início dos dados a serem analisados foi: o primeiro momento em que três valores consecutivos da força aplicada durante o teste fossem maior que três vezes o desvio padrão do valor médio de pré-carga, que corresponde a 99,73% dos valores dentro dos limites entre a média e mais ou menos três desvios padrão (CORREA, 2003). Como final de seleção da curva, foi utilizado o critério de tempo de coleta necessário para análise.

Esse processo de normalização da curva foi realizado por meio de rotina MATLAB® (ANEXO 1), que, além de fornecer as novas curvas normalizadas, também nos dá uma curva média de todo o grupo e seu desvio padrão (Gráfico 3) (MONTEIRO, 2017).

Fonte: Elaborado pela autora

A partir disso, para cada participante foram realizadas duas curvas médias, uma para a empunhadura na posição 1 e uma para a posição 2.

Assim, em um primeiro momento, encontrou-se a curva média da força realizada nos testes, totalizando 34 curvas médias para análise, sendo 17 curvas relativas à empunhadura com ação da musculatura flexora profunda de dedos (Posição 2), e 17 relativas à

empunhadura com ação dos dois grupos musculares, flexores superficiais de dedos e flexores profundos de dedos (Posição 1).

Por não corresponderem à execução adequada do teste de manutenção de esforço isométrico máximo, foram excluídas da análise 5 curvas relativas ao teste na posição 1, e 4 curvas relativas ao teste na posição 2. Dessas curvas, duas eram de um mesmo voluntário, o que pode significar que o mesmo não conseguiu entender a contento as instruções passadas para a execução dos testes, mesmo que estas tenham sido dadas sempre pelo mesmo pesquisador, o qual instruía o voluntário a realizar o máximo de força que pudesse o mais rápido que conseguisse e que, então, mantivesse tal força até que lhe fosse falado que poderia parar. Para iniciar os testes e manter a força, o pesquisador dava o comando verbal de modo contínuo: “Prepara, 1, 2, 3 e já! Força, força, força...”.

Como o objetivo do trabalho pautou-se em comparar a ação dos dois músculos flexores de dedos com o mesmo indivíduo, também foram descartadas as curvas equivalentes àquelas que estavam inconsistentes com o teste, ficando 9 pares de curvas a serem analisadas estatisticamente.

3. Reconhecimento da fase de geração de força e da fase de platô da curva:

Cada curva média teve seu ponto de força máximo encontrado, o qual determinou a diferenciação entre as fases de geração de força e as de platô (Gráfico 1).

4. Análise da fase de platô por meio de modelagem matemática:

Às fases de platô foi ajustado um modelo linear pelo método dos quadrados mínimos (Equação 1), garantindo um ajuste mais preciso e minimizando os resíduos. A partir desse ajuste foram encontrados os parâmetros das curvas na fase de platô: tanto o parâmetro de coeficiente angular, relacionado ao decréscimo da força no período, quanto o de coeficiente linear.

Equação 1 – modelo matemático linear aplicado à fase de platô da curva

$$F(t) = mt + k$$

5. Análise da fase de geração de força por meio de modelagem matemática:

Para a fase de geração de força, onde a taxa de variação da força é alta, foi ajustado um modelo matemático não linear em seus parâmetros (NOVO JÚNIOR, 2001), em que a fase rápida é modelada por uma composição de um termo quadrático, que descreve a fase abrupta

inicial, e de um termo exponencial, que expressa o bloqueio da variação intensa da derivada da força aplicada, no tempo (Equação 2).

Equação 2 – modelo matemático não linear aplicado à fase de geração de força

$$F(t,p) = \left[\frac{at^2}{b + \exp(t^2)} + ct^d \right]$$

Em que o parâmetro a se relaciona com o início da geração da força, tendo uma velocidade de crescimento da força alta; o parâmetro b está relacionado à diminuição da velocidade de crescimento da força, fato esse atribuído à fisiologia da contração muscular; já os parâmetros c/d estão associados à manutenção da força, que também ocorre na fase de geração até que a força máxima seja alcançada (Gráfico 4).

Gráfico 4 – Fase de geração de força (preto) e seu ajuste pelo modelo matemático não linear (vermelho)

Fonte: Elaborado pela autora

Após a aplicação de todos os ajustes mencionados pelos 5 passos anteriores, pôde-se identificar, além dos valores discretos da força, como a força máxima ($F_{\text{máx}}$), a força no ponto de inflexão (F_{inf}) e os tempos necessários para atingi-las ($t_{\text{máx}}$, t_{inf}), os parâmetros relacionados aos modelos matemáticos (dados cinéticos).

2.2 Metodologia estatística

A comparação entre a musculatura flexora superficial e a profunda de dedos na força de preensão palmar foi efetuada pelo teste t de Student para dados pareados, já que as duas medições foram executadas sobre o mesmo indivíduo, sendo, portanto, dependentes. Assim, foram colocados em confronto pelo teste t a força máxima determinada pelo dinamômetro Jamar® (F_{jamar}) e os diversos parâmetros determinados com o transdutor: força máxima ($F_{\text{máx}}$), força no ponto de inflexão (F_{inf}), tempos para atingir essas forças ($t_{\text{máx}}$; t_{inf}), coeficientes angular (m) e linear (k) da reta que define o platô e coeficientes do modelo não linear (a , b , c , d) que descreve a fase de geração de força. O modelo linear também foi utilizado na comparação entre os dois dispositivos: Jamar® e transdutor, na medição de força máxima. Destaca-se que, em todos os casos, a condição de normalidade ficou comprovada pelo teste de Shapiro-Wilk. Adotou-se o nível de significância de 5% na tomada de decisão.

3 RESULTADOS

Na Tabela 1 são mostrados as médias e desvios padrão ou números e porcentagens de características dos participantes do estudo, conforme a variável seja, respectivamente, contínua ou categórica.

Tabela 1 – Média (desvio padrão) de variáveis contínuas e frequência (%) de variáveis categóricas representativas de características dos participantes

Característica		Estatística
Idade ^(a)		30,6 anos 8,4)
IMC ^(a)		26,1 kg/m ² (2,5)
Sexo ^(b)	Feminino	7,0 (77,8)
	Masculino	2,0 (22,2)
Dominância ^(b)	Direita	8,0 (88,9)
	Esquerda	1,0 (11,1)

^(a) variável contínua ^(b) variável categórica

Fonte: Elaborado pela autora

Na Tabela 2 são dadas as médias e desvios padrão tanto da força máxima calculada pelo dinamômetro Jamar® (F_{jamar}) como das determinações pelo transdutor, a saber: parâmetros pontuais (força máxima ($F_{\text{máx}}$), força no ponto de inflexão (F_{inf}), tempos para atingir essas forças ($t_{\text{máx}}$; t_{inf})), coeficiente angular (m) e linear (k) da reta que estabelece o platô (equação 1) e coeficientes (a , b , c , d) do modelo não linear que descreve a fase de geração de força, segundo a equação 2.

Pelos resultados da aplicação do teste t, apresentados na Tabela 2, observa-se que a média de força de preensão foi maior com a musculatura superficial quanto aos parâmetros pontuais de força, sem depender do tempo para atingir o ponto de inflexão ou a força máxima. A força máxima maior com a musculatura superficial foi confirmada pelo coeficiente linear da reta (k), também significativamente maior do que o correspondente da musculatura profunda. Além disso, a força decai mais rapidamente com a musculatura superficial. Quanto à fase rápida, descrita pelo modelo não linear, não houve evidências de diferença entre os parâmetros das curvas representativas das duas musculaturas.

Tabela 2 – Média (desvio padrão) referentes aos parâmetros dos modelos matemáticos empregados: pontual, linear e não linear, de acordo com a musculatura flexora

Modelo Matemático	Parâmetro	Musculatura		P	
		Superficial	Profunda		
Pontual (Jamar ®)	F_{jamar} (kgf)	30,76(8,93)	25,14(9,75)	<0,001	*
	$F_{\text{máx}}$ (kgf)	22,16(6,43)	17,37(5,87)	<0,001	*
	$T_{\text{máx}}$ (s)	1,41 (1,10)	1,54 (0,88)	0,450	
	T_{inf} (s)	0,10 (0,04)	0,10 (0,02)	0,949	
	F_{inf} (kgf)	7,06 (1,51)	5,80 (1,78)	0,049	*
Linear (Transdutor)	m	-1,02 (0,43)	-0,61(0,32)	0,021	*
	k	23,36(8,12)	18,05(6,34)	<0,001	*
Não linear (Transdutor)	a	17,66(10,65)	12,15(3,51)	0,155	
	b	-0,96 (0,03)	-0,97(0,02)	0,061	
	c	9,87 (9,55)	9,34 (6,47)	0,836	
	d	0,94 (0,79)	1,03 (0,78)	0,819	

* significativo pelo teste t de Student pareado ($p < 0,05$)

Fonte: Elaborado pela autora

A seguir, realizou-se uma avaliação entre os dois dispositivos, dinamômetro Jamar® e transdutor, na medição de força máxima. Neste caso, os procedimentos de regressão linear se mostraram elucidativos, conforme mostrado na Figura 8. Os valores de força máxima estão todos abaixo da linha diagonal indicando que as determinações pelo Jamar® são

significativamente maiores do que aquelas obtidas com o transdutor. As duas retas de regressão, acompanhadas de coeficientes de correlação altos, mostram que o relacionamento entre os dois dispositivos na medição de força máxima da musculatura superficial ou profunda são razoavelmente equivalentes. Observa-se que o conjunto de pontos relativos à musculatura superficial se encontra posicionado mais à direita e mais acima do que o conjunto de pontos da musculatura profunda. Conforme mostrado na Tabela 1, as médias de forças máximas da musculatura superficial foram significativamente maiores do que os da musculatura profunda sejam pelo Jamar® como com o transdutor.

Figura 8 - Diagrama de dispersão da força máxima ($F_{\text{máx}}$) de preensão palmar da musculatura flexora superficial e da profunda de dedos obtidas pelo dinamômetro Jamar® e com o transdutor. Retas de regressão e coeficientes de correlação

Fonte: Elaborado pela autora

4 DISCUSSÃO

A Terapia Ocupacional conta com uma gama de avaliações para uso na prática clínica, empregadas tanto para auxiliar o raciocínio clínico, subsidiando decisões de intervenções adequadas, como para evidenciar o resultado do tratamento realizado (CAVALCANTI; DUTRA; ELUI, 2015).

A utilização de instrumentos padronizados para avaliação em Terapia Ocupacional é histórica. Sua escolha pelo terapeuta ocupacional deve considerar as queixas trazidas pelo paciente e sua condição clínica, sem deixar de relacionar com o desempenho ocupacional do sujeito (ALMEIDA et al., 2015).

Não são raros os estudos sobre reabilitação da mão que abordam a aplicação da avaliação da força de preensão manual. Seja como indicadora de incapacidade, de meta de tratamento, ou mesmo como parâmetro para alta terapêutica, a força de preensão manual é constantemente abordada, fornecendo ao pesquisador, ou ao terapeuta clínico, meios para verificar a eficácia das abordagens adotadas e previsões assertivas quanto ao prognóstico funcional do indivíduo (FERREIRA et al., 2011; RODINI et al., 2010; BARBIERI et al., 2002).

Além disso, os testes de esforço muscular isométrico de preensão manual também podem ser utilizados como indicadores da capacidade de retorno ao trabalho, para avaliar possibilidade de desempenho em modalidades esportivas, bem como para admissão em algumas profissões (AMARAL; MANCINI; NOVO JÚNIOR, 2012).

Essa irrefutável importância da força muscular manual para a reabilitação da mão é ainda ratificada pela sua necessidade durante a execução das atividades de vida diária, sendo por tanto, também imprescindível à vida cotidiana, mostrando-se essencial não só às atividades de trabalho, mas também àquelas relacionadas ao lazer, ao autocuidado, à administração doméstica, entre outras (AMARAL; MANCINI; NOVO JÚNIOR, 2012).

Os dinamômetros hidráulicos, amplamente utilizados na clínica de Terapia Ocupacional, fornecem ao seu usuário unicamente a informação sobre a força máxima alcançada durante o teste de esforço isométrico máximo, não se mostram, por tanto, capazes de registrar outros parâmetros associados à expressão de força, tais como a manutenção da força e seu tempo de sustentação. O uso de força máxima de preensão prediz apenas 37% do desempenho das atividades cotidianas (VEN-STEVENSON et al., 2015), sendo fundamental para tais as sustentações de posições ao longo de todo o período das tarefas, utilizando para tanto (em detrimento da força máxima), a força de resistência, que por sua vez não pode ser mensurada pelos dinamômetros hidráulicos.

Soma-se a isso o fato de que, frequentemente os tendões flexores de dedos (tanto superficiais como profundos) são lesados, e por vezes a possibilidade de reconstrução de ambos é inviável, prezando-se pela reconstrução do tendão do músculo flexor profundo dos

dedos, já que o mesmo passa tanto pela articulação interfalangeana proximal, quanto pela distal. No entanto, não há estudos que se preocupem em analisar a força de resistência manual da preensão comparando a ação dos principais músculos responsáveis por esse movimento e considerando a execução da força ao longo de períodos de tempos pré-determinados.

Sendo assim, a presente pesquisa teve por objetivo analisar o comportamento da força de preensão manual ao longo do tempo, comparando o desempenho entre a musculatura flexora profunda isolada e em conjunto com o flexor superficial dos dedos com o propósito de evidenciar a contribuição de cada grupo muscular durante a sustentação da força manual, ampliando as possibilidades de melhoria da avaliação da preensão manual.

Considerando o modo de funcionamento do transdutor de força muscular manual, em que ocorre a calibração a partir de pesos conhecidos, junto ao uso de manoplas anatomicamente modificadas, que permitem melhor ajuste dos dedos durante o teste de esforço isométrico (NOVO JR, 2001), percebe-se que o dinamômetro Jamar® superestima os valores de força máxima no teste de esforço isométrico, tanto para a posição 1 quanto para a posição 2. Tal achado já foi relatado por estudos prévios, mostrando que os valores pontuados pelo teste com o uso do Jamar® são maiores em comparação com transdutores de força computadorizados e até mesmo com outros dinamômetros hidráulicos, para ambos os membros dominantes e ambos os sexos (AMARAL; MANCINI; NOVO JÚNIOR, 2012; MASSY-WESTROPP et al., 2004).

Mesmo com os resultados significativamente diferentes entre os dois equipamentos de medição de força, a média de força e a força máxima alcançada permaneceu significativamente maior na posição 1 tanto com o Jamar®, quanto com o transdutor de força computadorizado, indicando que, mesmo com a supervalorização dos valores pontuais, os resultados obtidos ainda obedecem o esperado para as posições de testes, haja vista que o músculo flexor profundo dos dedos, ao trabalhar sozinho, executa menor quantidade de força em comparação à sua ação conjunta com o flexor superficial dos dedos devido à soma das forças de contrações musculares diferentes (HALL, 2011).

A força média medida pelo Jamar® se mostra maior para os homens em qualquer faixa etária e, para a população brasileira com a mesma média de idade do presente estudo, é 45,4 Kgf para homens e 30,4 Kgf para mulheres (CAPORRINO, 1997; ESTEVES et al., 2005; FREDERIKSEN et al., 2006; FIGUEIREDO et al., 2007; NASCIMENTO et al., 2010). Na amostra estudada a média (30,76 kgf) aproximou-se dos valores nacionais para mulheres, fato

esse que pode ser explicado pela quantidade de mulheres ser maior do que a de homens, mostrando-se, então compatível com os estudos prévios.

Estudos apontam que os instrumentos de avaliação clínica para medidas de força muscular manual, como os dinamômetros hidráulicos, mostram baixa correlação com as avaliações de limitações no desempenho de atividades diárias, como a *Canadian Occupational Performance Measure* (COPM) (VEN-STEVENSON et al., 2015), o que pode estar associado ao fato de que os dinamômetros forneçam apenas valores máximos de força no teste, deixando de considerar que o desempenho nas atividades diárias é mais dependente da capacidade de manutenção da força de preensão (FERNANDES; MARINS, 2011; RAZZA; PASCHOARELLI; LUCIO, 2009; WEINECK, 1999). Isso corrobora com a importância do uso clínico da análise da força de resistência por meio da aquisição dos valores de força ao longo do tempo, uma vez que as curvas força-tempo podem fornecer informações relevantes sobre a capacidade de sustentação da força e, por consequência, a capacidade de desempenho nas atividades corriqueiras.

Tendo em vista que a fase de manutenção da força teve menor decréscimo nos testes realizados na posição 2, o músculo flexor profundo dos dedos mostrou-se importante na força de resistência, o que nos leva a crer que sua reparação em detrimento do flexor superficial dos dedos, como preconizado pela cirurgia da mão (SAVIOLI, 1997; FREITAS, 2006), resulta em melhores resultados funcionais para o indivíduo. No entanto, não foram encontrados estudos que relacionem a força de resistência muscular manual do músculo flexor profundo dos dedos com avaliações funcionais, mostrando que o uso das curvas força-tempo para análise de força muscular manual pode ser de grande valia para a clínica de reabilitação funcional da Terapia Ocupacional.

Pela análise das curvas força-tempo geradas nos testes de esforço isométrico máximo, percebe-se que não há diferença significativa entre as duas posições com relação aos tempos para atingir tanto a força máxima como o ponto de inflexão.

A força máxima gerada rapidamente é principalmente útil nas ações protetivas, que exigem grandes respostas musculares em um curto intervalo de tempo, como nos casos de adequação postural na iminência de quedas (AMARAL et al., 2015; SCHETTINO et al., 2014; WATANABE et al., 2011). A ausência de diferenças significativas no tempo para alcance da força máxima de preensão indica que indivíduos que tenham ausência do tendão do flexor superficial dos dedos podem ter desempenho funcional satisfatório em atividades que requeiram o rápido ajuste postural em situações de preensão da mão.

A fisiologia da contração da musculatura esquelética envolve fibras de contração rápida e fibras de contração lenta. As primeiras respondem às ações explosivas, as quais requerem rápida resposta muscular, porém facilmente entram em fadiga. Já as segundas são responsáveis pela geração de força de modo mais lento, bem como pela sustentação da força (HALL, 2011). Assim, o ponto de inflexão da curva força-tempo, associa-se ao momento em que as fibras lentas entram em ação, mostrando que, embora a força muscular continue aumentando em seus valores numéricos, a velocidade em que esse fenômeno ocorre passa a ser menor após tal ponto. O fato dos resultados não terem mostrado diferenças entre as duas posições de preensão para o tempo do ponto de inflexão sugere que, mesmo com a ausência da ação do músculo flexor superficial dos dedos, tanto a resposta rápida, explosiva, como a dinâmica de ativação muscular para diminuição de fadiga continua em bom funcionamento.

Baptista et al. (2013) estudaram a fadiga mioelétrica do flexor superficial de dedos durante a contração isométrica máxima e por protocolo de esforço submáximo de preensão manual, sem constatarem a presença de fadiga na referida musculatura. Contudo, através da presente análise da curva força-tempo, foram encontrados resultados significativamente diferentes para os coeficientes angulares das fases de platô geradas pelas diferentes posições de teste, o que nos mostra que a sustentação da força é mais eficaz com o bloqueio da ação do flexor superficial de dedos. Tal achado sugere que a análise da força de resistência pelas suas características temporais pode fomentar os estudos sobre a fadiga muscular durante a preensão palmar. Embora os achados eletromiográficos dos períodos de platô não tenham sofrido alterações durante o protocolo de esforço submáximo por degraus de implemento de 20% da força máxima (BAPTISTA et al., 2013), seu coeficiente angular não foi identificado e assim não realizou a análise da taxa de decréscimo de força nesse período, o que poderia retratar de modo mais fidedigno o funcionamento da fadiga em tal musculatura.

O coeficiente angular do período de platô das curvas de força geradas ao longo do tempo indica o quanto a força decai a cada ponto de aquisição, mostrando a real capacidade de sustentação do valor de força no decorrer do teste. O estudo desse coeficiente pode trazer informações assertivas sobre a competência em realizar as atividades cotidianas, podendo ser um meio mais eficaz de avaliar o desempenho funcional dos pacientes da área de reabilitação física.

Em relação à análise da fase de geração de força das curvas força-tempo, não houve diferenças significativas entre os parâmetros não lineares comparados nas duas posições de preensão. Tal fato pode estar relacionado com o baixo número amostral do estudo, bem como

com a consideração feita sobre a força máxima para a divisão da curva em duas fases. Foi tomado como conceito de força máxima o maior valor numérico da força obtido no teste, o que nem sempre coincidiu com o primeiro ponto de pico do teste. Assim, em algumas amostras, a fase de geração de força se mostrou mais demorada e com menor inclinação em comparação com outras, o que pode ter influenciado os valores dos parâmetros cinéticos não lineares.

5 CONCLUSÕES

Foram elaboradas hipóteses acerca do desempenho biomecânico da preensão palmar na força mantida ao longo do tempo, em que os dois principais músculos da flexão de dedos teriam funções diferentes, bem como que a capacidade de manutenção da força também poderia divergir entre tais músculos. Junto a essas hipóteses foi levantado o questionamento sobre a efetividade da mensuração de força manual por meio de dinamômetros hidráulicos como forma de avaliação da capacidade funcional. Tais hipóteses puderam ser confirmadas, uma vez que os testes mostraram que, em sua ação isolada, o músculo flexor profundo dos dedos é capaz de manter a força de resistência por com menor declínio do valor de força, do que quando comparado à sua ação em conjunto com o flexor superficial dos dedos. Pode-se afirmar, então, que a análise da força por meio de suas características temporais fornece maior elucidação do desempenho e da função muscular durante a força de preensão do que os testes dinamométricos que identificam apenas a força máxima.

Vale assinalar que a presente pesquisa apresenta limitações. O número amostral utilizado para análise estatística dos dados foi pequeno devido às perdas ocorridas, que podem ser explicadas tanto pela dificuldade em compreender as instruções dos testes, como pelo funcionamento biomecânico de preensão que pode mostrar particularidades a cada indivíduo testado. Também não foi contemplada pela amostra do estudo uma quantidade equilibrada entre os sexos e dominância, o que poderia fornecer novos dados a serem discutidos.

A despeito de tais limitações, o presente estudo contribui com os conhecimentos acerca da força muscular manual, trazendo achados que tanto divergem da prática usual de avaliação preconizada pela SATM, com a utilização de dinamômetro que superestima a força máxima de preensão, sem relacioná-la com o desempenho funcional do indivíduo pelo tempo, como também corroboram com outras práticas exercidas, como a manutenção do flexor profundo dos dedos para melhor resultado após reabilitação cirúrgica da mão.

Ademais, a presente pesquisa fomenta o estudo dos mecanismos da mão quando traz à luz a importância de se repensar a avaliação da força muscular manual por meio de escolhas metodológicas capazes de analisá-la em sua manutenção não só no âmbito da pesquisa, mas também na clínica, junto aos pacientes em reabilitação, uma vez que a aquisição da força gerada ao longo do tempo fornece dados mais robustos e fiéis à real capacidade funcional do indivíduo com lesão em membro superior.

6 SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS

Com a finalidade de fomentar o conhecimento acerca da força muscular manual e sua relação com as habilidades funcionais de desempenho em atividades cotidianas é necessário que novos estudos sejam realizados focando, principalmente, a força de resistência realizada pelos músculos responsáveis pela preensão manual.

Sabe-se que o movimento de preensão realizado pela mão é resultado da ação conjunta entre vários músculos, tanto extrínsecos como intrínsecos à mão, envolvendo não só os músculos flexores dos dedos, superficial e profundo. Assim, pesquisas que se voltem à contribuição dos demais músculos na manutenção da força, como os músculos estabilizadores de punho, por exemplo, podem trazer subsídios importantes sobre a força necessária às ações manipulativas.

Além disso, a análise da fase de geração da força, observando os parâmetros cinéticos envolvidos, pode ser melhor realizada se o primeiro pico de força realizado for utilizado, reduzindo assim o tempo da fase e ilustrando o acontecimento com maior acurácia. O aumento do número amostral da pesquisa também pode contribuir sobremaneira para melhorar a análise desse momento da curva.

Por fim, sugere-se fortemente que novos estudos sejam feitos voltando seus esforços para a força de resistência por meio da aquisição da força ao longo do tempo, realizando a sua análise de modo comparativo entre indivíduos de diferentes faixas etárias e relacionando os achados aos resultados de testes funcionais padronizados e validados para a cultura brasileira.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDALLA, L. M; BRANDÃO, M. C. F. Forças de preensão palmar e da pinça digital. In: SOCIEDADE BRASILEIRA DE TERAPEUTAS DA MÃO. **Recomendações para a avaliação do membro superior**. São Paulo: SBTM, 2003. cap.13, p. 38-41

ALMEIDA, PEDRO HENRIQUE TAVARES QUEIROZ et al. Terapia ocupacional na artrite reumatoide: o que o reumatologista precisa saber? **Revista Brasileira de Reumatologia**, São Paulo, v. 55, n. 3, p. 272-80, 2015.

AMARAL, J. F. et al. Taxa de desenvolvimento da força muscular de membros superiores e inferiores em mulheres idosas. **Motricidade**, Vila RealPortugal, v. 8, n. S2, p. 454-61, 2012.

AMARAL, J. F.; MANCINI, M.; NOVO JÚNIOR, J.M. Comparison of three hand dynamometers in relation to the accuracy and precision of the measurements. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v.16, n. 3, p. 216-24, maio-jun. 2012.

AMARAL, J. F. et al. Mudanças no desenvolvimento temporal da força em mulheres de diferentes faixas etárias. **Revista Brasileira de Medicina do Exercício e do Esporte**, São Paulo, v. 21, n. 1, p. 70-74, jan.-fev. 2015.

ARAGÃO, J. C. B.; DANTAS, E. H. M.; DANTAS, B. H. A. Efeitos da resistência muscular localizada visando a autonomia funcional e a qualidade de vida do idoso. **Fitness & Performance Journal**, Rio de Janeiro, v.1, n.3, p.29-37, maio-jun. 2002.

AZZE, RONALDO Anatomia funcional de la mano. In: Castañeda, L.D.R et. al. **Las Manos**. Chile: Santos, 1997.

BAPTISTA, M. T. et al. Teste de força de preensão manual: estudo da fadiga mioelétrica do flexor radial do carpo e flexor superficial dos dedos. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v. 27, n. 3, p. 345-53, jul.-set. 2013.

BARBIERI, C. H. et al. Resultados funcionais da artrodese do punho. **Acta Ortopedica Brasileira**, São Paulo, v.10, n.1, p. 17-24, jan.-mar. 2002.

CAETANO, E.B.; CAETANO, M.F. Diagnóstico e Tratamento das Lesões dos Tendões Flexores. **Revista da Faculdade de Ciências Médicas de Sorocaba**, Sorocaba, v. 7, n.3, p. 25-27, 2005.

JOLY, EDUARD LE; CHALIHA, JAYA (Orgs.). **Mother Teresa's reaching out in love: stories told by Mother Teresa**. New York: Barnes & Noble, 2002.

CAMARGO, M. G.; FURLAN, M. M. D. P. Resposta fisiológica do corpo às temperaturas elevadas: exercício, extremos de temperatura e doenças térmicas. **Revista Saúde e Pesquisa**, Maringá, v. 4, n. 2, p. 278-88, maio-ago. 2011.

CAPORRINO, FABIO AUGUSTO **Estudo populacional da força de preensão palmar com dinamômetro JAMAR®**. 96 f. 1997. Dissertação (Mestrado em Ortopedia e Traumatologia) - Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 1997.

CARVALHO, C.; CARVALHO, A. Não se deve identificar força explosiva com potência muscular, ainda que existam algumas relações entre ambas. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 6, n. 2. Porto, maio. 2006.

CAVALVANTI, A.; DUTRA, F. C. M. S.; ELUI, V. M. C. Estrutura da prática da Terapia Ocupacional: domínio e processo. **Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo**, São Paulo, v. 26 (ed. espec.), p. 1-49, jan-abr. 2015.

CHE DAUD, AHMAD ZAMIR; et al. Integration of occupation based intervention in hand injury rehabilitation: A Randomized Controlled Trial. **Journal of Hand Therapy**. Philadelphia, v. 29, p.30-40, 2016.

CORREA, S. M. B. B. **Probabilidade e estatística** – 2ª edição. Belo Horizonte: PUC Minas Virtual, 2003.

DAVIS, J. J.; et al. Using Grip Strength Force Curves to Detect Simulation: A Preliminary Investigation. **Archives of Clinical Neuropsychology**, Nova York, v. 25, n.3, p. 204–11, maio. 2010.

DEMURA, S.; et al. Examination of force-production properties during static explosive grip based on force-time curve parameters. **Perceptual and Motor Skills**, Estados Unidos, v. 91, n.3 (Pt2), p. 1209-1220, dez. 2000.

DEMURA, S.; et al. Force developmental phase and reliability in explosive and voluntary grip exertions. **Perceptual and Motor Skills**, Missoula, Estados Unidos, v. 92, n.3 (Pt2), p. 1009-1021, jun. 2001.

DEMURA, S.; MIYAGUSHI, K.; AOKI, H. Influence of instruction on evaluation of repeated muscular endurance. **Perceptual and Motor Skills**, Missoula, Estados Unidos, v. 107, n.1, p. 129-140. 2008.

DIAS, J. A. et al. Is the handgrip strength performance better in judokas than in non-judokas? **Science & Sports**, França, v. 27, n.3, p. e9-e14, jun. 2012.

DIAS, J. J.; TAUB, N.; THOMPSON, J. Grip strength characteristics using force–time curves in rheumatoid hands. **The Journal of Hand Surgery (European volume)**, v.38, n.2, p. 170-77, 2012.

ESTEVES, A. C. et al. Força de preensão, lateralidade, sexo e características antropométricas da mão de crianças em idade escolar. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, Florianópolis, v. 7, n.2, p. 69-75, out. 2005.

FERNANDES, A. A.; MARINS, J. C. B. Teste de força de preensão manual: análise metodológica e dados normativos em atletas. **Fisioterapia e Movimento**, Curitiba, v. 24, n. 3, p. 567-578, jul-set. 2011.

FERREIRA, A. C. C. et al. Força de preensão palmar e pinças em indivíduos saudáveis entre 6 e 19 anos. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo v.19, n.2, p.92-97, mar-abr. 2011.

FERRIGNO, I. S. V. **Terapia da mão fundamentos para a prática clínica**. São Paulo: Santos, 2008.

FIGUEIREDO, I. M. et al. Teste de força de preensão utilizando o dinamômetro Jamar. **Acta Fisiátrica**, São Paulo, v. 14, n. 2, p. 104-110, jun. 2007.

FONSECA, M. C. R. et al. Traumas da mão: estudo retrospectivo. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v. 41, n. 5, p. 181-186, mai. 2006.

FONSECA, G.C. **Proposta metodológica para avaliação quantitativa da fase rápida da curva força-tempo na preensão manual de pacientes com doença renal crônica**. 61 f. 2010. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade de Juiz de Fora, Juiz de Fora, 2010.

FREDERIKSEN, H. et al. Age trajectories of grip strength: cross-sectional and longitudinal data among 8,342 danes aged 46 to 102. **Annals Of Epidemiology**, AmsterdamEstados Unidos, v. 16, n. 7, p. 554–62, jul, 2006.

FREITAS, A. D. Semiologia. In: Freitas, P.P. **Reabilitação da Mão**. São Paulo: Ed. Atheneu, 2006.

HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 12 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

IKEMOTO, Y.; DEMURA, S.; YAMAJI, S. Relations between the inflection point on the force-time curve and force-time parameters during static explosive grip. **Perceptual and Motor Skills**, Missoula Estados Unidos, v. 98, n. 2, p. 507-18, abr. 2004.

IKEMOTO, Y. et al. Force-time parameters during explosive isometric grip correlate with muscle power. **Sport Sciences for Health**, Milão, v. 2, p.64–70, dez. 2007.

KURAKIN, A.; ZHANG, Z.; LIU, Z. A real time system for dynamic hand gesture recognition with a depth sensor. In: EUROPEAN SIGNAL PROCESSING CONFERENCE, 20, 2012, Bucharest. **Proceedings of the 20th European Signal Processing Conference (EUSIPCO)**. Palace of the Parliament: Piscataway, 2012. p.1975-1979.

LAWRENCE, E. L. et al. Outcome measures for hand function naturally reveal three latent domains in older adults: strength, coordinated upper extremity function, and sensorimotor processing. **Frontiers in Aging Neuroscience**. v. 7, p. 1-8, jun. 2015.

LECH, O. Bases biológicas de las estructuras de movimiento, sensibilidad y motricidad. In: Castañeda, L.D.R et. al. **Las Manos**. Chile: Santos, 1997.

MASSY-WESTROPP, N. et al. Measuring grip strength in normal adults: reference ranges and a comparison of electronic and hydraulic instruments. **The Journal of Hand Surgery**, Secaucus, Estados Unidos, v. 29, n.3, p. 514-19, mai. 2004.

MONTEIRO, F. J. L. **Aplicação dos conceitos de séries temporais na avaliação quantitativa da força de preensão manual de pessoas com disfunções ortopédicas de membro superior**. 15 f. Trabalho de Iniciação Científica. Universidade Federal de São Carlos – UFSCar, São Carlos, 2017.

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

MORETTIN, P. A.; TOLOI, C. M. C. **Análise de séries temporais**. São Paulo: Ed. Blucher, 2008.

MOURA, P. M. L. S. **Estudo da força de preensão palmar em diferentes faixas etárias do desenvolvimento humano**. 93 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde) - Universidade de Brasília, 2008.

MOURA, P. M. L. S., MOREIRA, D., CAIXETA, A. P. L. Força de preensão palmar em crianças e adolescentes saudáveis. **Revista Paulista de Pediatria**, São Paulo, v.26, n.3, p.290-94, 2008.

NAKADA, M.; DEMURA, S.; YAMAJI, S. The Properties and Interrelationships of Various Force-time Parameters during Maximal Repeated Rhythmic Grip. **Journal of Physiological Anthropology**, Japão, v. 26, n. 1, p. 15–21, jan. 2007.

NARIKAWA, R. et al. Análise epidemiológica da mão queimada no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. **Revista Brasileira de Queimaduras**, Goiânia, v. 10, n.3, p.89-92, 2011.

NASCIMENTO, M. F. et al. Valores de referência de força de preensão manual em ambos os gêneros e diferentes grupos etários: um estudo de revisão. **EFDeportes.com, Revista Digital**, Buenos Aires, v. 15, n. 151, dez. 2010.

NOVO, Jr. J.M. The muscle response to the strength test: time series data analysis. **A multidisciplinary approach to human movement**. Coord. Ana Faro FCDEF-Universidade de Coimbra – 2001.

_____. Preliminary study of design and sizing of ergonomic handle for hand dynamometers. In: 1ª Jornada de Ergonomia. 2003, Juiz de Fora. **Anais 1ª Jornada de Ergonomia, Núcleo de Ergonomia e Segurança do Trabalho**. Universidade Federal de Juiz de Fora, 2003.

_____. inventor. Universidade Federal de Juiz de Fora, cessionário. **Configuração aplicada em empunhadura**. Brasil Patente DI 6901797-2, INPI. 18/5/2009.

PARDINI Jr., ARLINDO Anatomia Funcional. In: Freitas, P. P. **Reabilitação da Mão**. São Paulo: Editora Ateneu, 2006.

PEREIRA, B. B.; PAIS, M. B. Z.; SALES, P. R. H. **Análise Espectral de Séries Temporais: uma introdução para engenharia, economia e estatística**. Rio de Janeiro: Arte Final Leasing Editorial; Eletrobrás S. A., 1986.

RAZZA, B. M.; PASCHOARELLI, L. C.; LUCIO, C. C. Forças manuais e o design de produtos: uma revisão. **Revista Tecnológica**, Maringá, v.18, n.1, p. 37-52, 2009.

REIS, M. M.; ARANTES, P. M. M. Medida da força de preensão manual – validade e confiabilidade do dinamômetro Saehan. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v.18, n.2, p. 176-81, abr-jun. 2011.

RIBACK, S. et al. Lesões crônicas de tendões flexores na mão – reconstrução em dois estágios. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 10, n. 2p. 5-14, abr/jun. 2002.

RODINI, F. C. B. et al. Prevenção de incapacidade na hanseníase com apoio em um manual de autocuidado para pacientes. **Fisioterapia e Pesquisa**. São Paulo, v.17, n. 2, p.157-66, abr-jun. 2010.

SAVIOLI, JOSÉ RICARDO Tenosinovitis Agudas y Crónicas – conducta y tratamiento. In: Castañeda, L.D.R et. al. **Las Manos**. Chile: Santos, 1997.

SCHETTINO, L. et al. Comparison of explosive force between young and elderly women: evidence of an earlier decline from explosive force. **AGE**, Holanda, v. 36, n. 2, p. 893–98, abr. 2014.

SILVA, J. B. et. al. Lesões tendinosas da mão. **Revista da AMRIGS**, Porto Alegre, v.55, n. 2, p. 197-201, abr.-jun. 2011

SINGH, H. P. et al. Dynamic assessment of wrist after proximal row carpectomy and 4-corner fusion. **Journal of Hand Surgery America**, Secaucus, Estados Unidos, v. 39, n. 12, p. 2424-2433, dec. 2014.

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

SMITH, J. C. Outcomes in hand rehabilitation using occupational therapy services. **The American Journal of Occupational Therapy** v.57, n.5, p.499-506, set.-out. 2003.

TORTORA, GERARD; GRABOWSKI, S.R. Princípios de anatomia e fisiologia. 9 edição. Guanabara Koogan, 2003.

VEN-STEVENSON, L.A.W; et al. Construct validity of the canadian occupational performance measure in participants with tendon injury and dupuytren disease. **Physical Therapy**, Oxford, v.95, n.5, p. 750-57, mai. 2015.

WATANABE, K. et al. Differences in parameters of the explosive grip force test between young and older women. **Journal of Gerontology: Series A, Biological Sciences and Medical Sciences**, Oxford, v. 66, n. 5, p. 554–558, maio. 2011.

WEINECK, JURGEN **Treinamento ideal**. 9ª edição. São Paulo: Manole, 1999.

WINETT, R. A.; CARPINELLI, R. N. Potential health-related benefits of resistance training. **Preventive Medicine**, v. 33, n.5, p. 503-513, nov. 2001.

APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

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: “Aplicação dos conceitos de séries temporais para a avaliação quantitativa da força da musculatura flexora de dedos durante a preensão palmar”, que tem o objetivo verificar a relação entre as curvas força-tempo, observando a influência dos flexores de dedos na preensão palmar; elaborar hipóteses acerca da importância funcional dos grupos musculares flexores; fomentar o estudo dos mecanismos da mão, auxiliando na escolha metodológica para os processos de reabilitação da mão.

Fui informado que primeiramente preencheréi uma ficha de caracterização contendo dados pessoais, dominância e questionário quanto aos critérios de inclusão e exclusão, 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 utilização de dois instrumentos que medem a minha força de preensão. **Estou ciente que não há procedimento invasivo nessa pesquisa.**

Ao participar da pesquisa poderei ter riscos relacionados com quedas de minha própria altura ou de degraus existentes no laboratório, no entanto os pesquisadores me acompanharão constantemente durante minha colaboração, minimizando esses riscos.

Caso sejam observadas alterações que estejam descritas nos critérios de exclusão, os indivíduos não participarão do estudo. Mesmo não fazendo parte desta pesquisa, receberão uma cartilha de orientações para proteção articular e preservação de energia, elaborada por Terapeutas Ocupacionais como cuidado preventivo.

Estou ciente que os procedimentos serão realizados no Laboratório de Inovação e Empreendedorismo em Tecnologia Assistiva, Esporte e Saúde - LIETEC, localizado no departamento de Educação Física da Universidade Federal de São Carlos.

Fui informado que o estudo será desenvolvido por pesquisadores da **Universidade de São Paulo**, vinculados ao laboratório já referido, sob orientação do **Prof. Dr. José Marques Novo Junior** 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:

Júlia Andreza Gorla
Aluna responsável
Email: gorla.ju@gmail.com
Telefone para contato: (16)9 9183.4042

Orientador: Prof. Dr. José Marques Novo Junior
Email: marques.novojr@gmail.com

APÊNDICE B - Ficha de identificação dos voluntários da pesquisa

Programa de Pós-graduação
Interunidades em Bioengenharia
Universidade de São Paulo - USP

Ficha de anamnese – Projeto de pesquisa

Nome: _____

Identificação: _____ Data da coleta: __/__/__

Pesquisador: _____

DN: __/__/__ Idade: _____ Sexo: F ( ) M ( ) Profissão: _____

Telefone(s) para contato: _____

e-mail: _____

Mão dominante: D ( ) E ( )

Peso: _____ Altura: _____ IMC: _____

Tem histórico de lesão em alguma parte do corpo? S ( ) N ( )

Se sim, descreva: _____

Sente alguma dor ou incômodo em alguma parte do corpo? S ( ) N ( )

Se sim, descreva: _____

Tem algum problema de saúde? S ( ) N ( ) Qual? _____

Faz uso de algum dispositivo de auxílio à marcha? S ( ) N ( ) Qual? _____

Faz uso de órteses, próteses ou adaptações? S ( ) N ( ) Qual? _____

_____

Faz uso de medicamentos diários? _____

_____

_____

Fez uso de algum medicamento nas últimas 48 horas (além daqueles de uso diário)?

S ( ) N ( ) Quais? _____

Nas últimas 48 horas fez algum esforço fora de seus esforços habituais? S ( ) N ( )

Pratica atividade física? S ( ) N ( ) Qual? _____

_____

Quais atividades realiza em seu cotidiano? _____

_____

_____

Descreva os movimentos que realiza em seu trabalho: _____

_____

_____

_____

_____

_____

Obs.:

APÊNDICE C - ficha de caracterização dos voluntários

Sujeito	Idade	Sexo	Dominância	IMC	Jamar 1 (kgf)	Jamar 2 (kgf)
1	37	F	Direita	30	26,7	22
2	32	F	Direita	27,1	25,7	18,7
3	27	F	Direita	23,3	34	25,7
4	18	M	Direita	19,9	39,7	36
5	41	F	Direita	26,3	28	19
6	34	F	Direita	29,4	30	26
7	21	F	Direita	26,4	22,6	15,3
8	53	F	Esquerda	21,8	28	19,3
9	21	F	Direita	28,9	28,7	26,6
10	36	F	Direita	27,5	27,4	21,6
11	43	M	Direita	26,2	52,4	46
12	44	M	Direita	24,6	49	42,3
13	36	M	Direita	28,2	42,4	39,7
14	25	F	Direita	25	24,3	20,7
15	26	M	Direita	31,2	43,3	29,7
16	24	F	Esquerda	21,6	30,7	28,7
17	20	F	Direita	24,1	28	17,3

Sujeito	F_{máx} (kgf)	T_{máx} (seg)	T_{inf} (seg)	F_{inf} (kgf)	T_{inf} - Ajus	F_{inf} Ajus
1	22.97	1.55	0,1666	8	0,131	7
2	13.12	0.6667	0,078	5	0,056	4
3	X	X	X	X	X	X
4	X	X	X	X	X	X
5	25.01	1.483	0,04	2	0,17	7
6	X	X	X	X	X	X
7	19.99	0.6667	0,071	7	0,03	4
8	X	X	X	X	X	X
9	19.3	0.925	0,098	3	0,027	1
10	24.91	0.5833	0,144	8	0,152	8
11	36.13	0.6167	0,094	17	0,46	36
12	31.49	3.067	0,038	7	0,52	24
13	31.69	3.442	0,066	10	0,8	28
14	21.63	0.7833	0,131	7	0,022	1
15	X	X	X	X	X	X
16	17.23	1.208	0,112	5	0,089	4
17	16.37	0.6833	0,091	7	0,025	3

Sujeito	Dados discretos – Posição 2					
	$F_{\text{máx}}$ (kgf)	$T_{\text{máx}}$ (seg)	T_{inf} (seg)	F_{inf} (kgf)	T_{inf} - Ajus	F_{inf} - Ajus
1	18.1	2.375	0,079	5	0,074	8
2	13.83	0.6833	0,08	5	0,059	4
3	X	X	X	X	X	X
4	21.53	2.592	0,087	8	0,03	5
5	X	X	X	X	X	X
6	23.78	0.6583	0,08	6	0,05	5
7	12.45	0.4333	0,1	4	0,09	4
8	11.55	0.8917	0,03	2	0,05	2
9	X	X	X	X	X	X
10	16.54	0.9917	0,099	6	0,08	4
11	X	X	X	X	X	X
12	25.08	2.783	0,12	9	1,102	25
13	28.68	2.683	0,084	9	0,765	26
14	16.34	0.9	0,117	7	0,078	5
15	24.14	0.6833	0,111	7	0,133	8
16	14.31	1.533	0,134	4	0,116	4
17	11.04	1.517	0,075	4	0,048	2

Sujeito	Dados Cinéticos – Posição 1					
	A(platô1)	B(platô1)	A	B	C	D
1	-0,7101	24,2191	26,72113	-0,94849	7,26331	1,99352
2	-0,6102	12,7776	1,33E+01	-9,91E-01	7,35868	2,28469
3	X	X	X	X	X	X
4	X	X	X	X	X	X
5	-0,7791	24,9363	26,70368	-0,91053	10,05091	1,45794
6	X	X	X	X	X	X
7	-1,2838	19,3612	1,42E+01	-9,72E-01	10	0,29952
8	X	X	X	X	X	X
9	-1,2581	20,6243	18,4897	-0,84932	8,97732	0,67188
10	-0,8063	24,968	41,91622	-0,92771	-8,49892	0,86793
11	-1,8243	36,0323	-3,46E+02	-9,72E-02	212,99652	9,74E-01
12	-1,298	35,287	9,07E+00	-9,00E-01	22,78507	0,35342
13	-1,5596	36,6568	7,92E+00	-9,76E-01	24,10396	2,61E-01
14	-1,6249	22,3249	1,85E+01	-9,38E-01	10,22052	0,57137
15	X	X	X	X	X	X
16	-0,7929	18,3751	15,30848	-0,97655	8,04636	1,51083
17	-0,4849	16,2382	1,20E+01	-9,79E-01	7,52838	0,27656

Sujeito	Dados cinéticos - Posição 2					
	A(platô2)	B(platô2)	A	B	C	D
1	-0,9118	20,2693	5,44E+00	-9,72E-01	14,19151	0,27341
2	-0,6501	13,9678	1,23E+01	-9,87E-01	4,9857	0,55018
3	X	X	X	X	X	X
4	-0,7429	23,0758	1,01E+01	-9,87E-01	15,03234	0,40615
5	X	X	X	X	X	X
6	-0,5475	23,9034	24,49361	-0,9	9,1752	0,22188
7	-0,897	12,388	15,3083	-0,97416	0,25568	2,17222
8	-0,8145	12,2939	9,41597	-0,92097	5,62317	0,33573
9	X	X	X	X	X	X
10	-0,4569	16,398	1,71E+01	-9,81E-01	6,81745	2,27
11	X	X	X	X	X	X
12	-0,7176	27,2221	1,38E+01	-9,19E-01	17,1456	0,40362
13	-0,2373	28,9972	1,08E+01	-9,85E-01	20,0558	0,41606
14	-1,0643	17,3729	1,13E+01	-9,77E-01	9,31643	0,57887
15	-0,8575	23,0922	25,47417	-0,93481	6,73692	0,44178
16	-0,4295	14,8635	14,16899	-0,96023	5,90431	1,48116
17	-0,1274	10,9417	9,02E+00	-9,93E-01	5,38593	1,14752

ANEXO 1 - Rotina em MatLab utilizada para tratamento e análise das curvas de força-tempo

```
%      FUNÇÃO ASSOCIADA A UM PROTOCOLO DE COLETA

% O DADO DE ENTRADA DEVE SER UMA MATRIZ NO FORMATO:

%  LINHAS: PONTOS DE CADA CURVA

%  COLUNAS: CURVAS A SEREM TRABALHADAS

% TRATA-SE DE UMA ROTINA QUE RECEBE UM CONJUNTO DE CURVAS E AS
% NORMATIZA,

% CALCULA MÉDIA E DESVIO PADRÃO, RETORNANDO UMA MATRIZ COM AS
% CURVAS

% NORMATIZADAS, A CURVA MÉDIA E AS CURVAS DESVIO PADRÃO ACIMA E
% DESVIO PADRÃO ABAIXO DA CURVA MÉDIA

function [ media, stdup, stddown ] = rotinaic( data )

f = data;

f = f'; % transformar uma matriz coluna em matriz linha

[lin, col] = size (f); % obter os valores de quantas curvas temos

tempo = 5; % tamanho em segundos que se deseja a curva

tamcur = 240 * tempo; % tamanho da curva em pontos (eixo x)

curvas = zeros(lin, tamcur); % matriz que receberah as curvas cortadas

for j=1: lin

    ref = f(j,1:240); % 240 equivale aos pontos de 1 segundo de preh-carga

    stdref = std(ref); % desvio padrão da preh-carga

    for i=1: col

        if f(j,i+1) > (f(j,i) + (3*stdref)) && f(j,i+2) > (f(j,i) + (3*stdref)) && f(j,i+3) > (f(j,i) +
(3*stdref))

            curvas(j) = f(j,i-3:tamcur); % j-3 = ponto de inicio,  tamcur = ultimo ponto (tamanho da
curva)

        break
    end
end
```

```
        end

    end

end

media = mean(curvas); % curva media
stdmedia = std(media); % desvio padrao
stdup = media + stdmedia; % curva desvio padrao acima da curva media
stddown = media - stdmedia; % curva desvio padrao abaixo da curva media

    % salvar as curvas obtidas

save curvas curvas
save media media
save stdmedia stdmedia
save stdup stdup
save stddown stddown

end
```

ANEXO 2 - Termo consubstanciado do CEP

UFSCAR - UNIVERSIDADE
FEDERAL DE SÃO CARLOS

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

Título da Pesquisa: Aplicação dos conceitos de séries temporais para a avaliação quantitativa da força da musculatura flexora de dedos durante a preensão palmar.

Pesquisador: José Marques Novo Júnior

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 58406216.2.0000.5504

Instituição Proponente: Universidade Federal de São Carlos/UFSCar

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.860.937

Apresentação do Projeto:

Trata-se de estudo transversal, com análise quantiquantitativa. Serão convidadas 20 pessoas de ambos os gêneros, 18 e 30 anos, ausência de lesão prévia em mãos e membros superiores, de déficit cognitivo, de deficiência física e de disfunções ortopédicas e/ou neuromusculares, recrutados por meio de anúncios eletrônicos através do site da Universidade, redes sociais e contatos pessoais. Cada participante preencherá uma ficha de caracterização contendo dados pessoais, dominância e questionário quanto aos critérios de inclusão e exclusão. Em seguida, será submetido a dois testes que avaliam a força de preensão, utilizando-se o Dinamômetro JAMAR® e o transdutor de força manual com empunhadura modificada.

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo deste estudo é analisar as curvas força-tempo da flexão de dedos e da preensão palmar. Também pretende: verificar a relação entre as curvas força-tempo, observando a influência dos flexores de dedos na preensão palmar, elaborar hipóteses acerca da importância funcional dos grupos musculares flexores e fomentar o estudo dos mecanismos da mão, auxiliando na escolha metodológica para os processos de reabilitação da mão.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O pesquisador aponta que os riscos são aqueles equivalentes aos riscos oferecidos pelas

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

UF: SP

Município: SÃO CARLOS

Telefone: (16)3351-9683

CEP: 13.565-905

E-mail: cephumanos@ufscar.br

UFSCAR - UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Continuação do Parecer: 1.860.937

atividades rotineiras, sendo considerados mínimos, como quedas de própria altura ou de degraus existentes no laboratório, além da irritação da pele pelo contato com a cola do esparadrapo. Aponta como benefício direto para o paciente a oferta de uma cartilha contendo informações sobre proteção articular e conservação de energia; ainda, informa que caso sejam observados riscos para lesões, os voluntários não participarão da pesquisa.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Projeto de pesquisa tem relevância para a área em questão. O novo cronograma informado mostra que a seleção iniciará em dezembro.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

A Folha de Rosto foi adequadamente preenchida e está assinada. Foi reapresentado o TCLE, contendo as informações necessárias, conforme determina a Resolução CNS 466/12.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

Projeto Aprovado.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_761205.pdf	27/11/2016 18:11:22		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto_handgrip_atualizado.docx	27/11/2016 18:10:24	José Marques Novo Júnior	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_atualizado_handgrip.docx	27/11/2016 18:06:34	José Marques Novo Júnior	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_Rosto_handgrip.pdf	19/07/2016 20:34:20	José Marques Novo Júnior	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

UF: SP

Município: SÃO CARLOS

CEP: 13.565-905

Telefone: (16)3351-9683

E-mail: cephumanos@ufscar.br

UFSCAR - UNIVERSIDADE
FEDERAL DE SÃO CARLOS

Continuação do Parecer: 1.860.937

SAO CARLOS, 08 de Dezembro de 2016

Assinado por:
Priscilla Hortense
(Coordenador)

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235
Bairro: JARDIM GUANABARA
UF: SP Município: SAO CARLOS
Telefone: (16)3351-9683

CEP: 13.565-905

E-mail: cephumanos@ufscar.br