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

NATÁLIA SANCHES SILVA

CARACTERIZAÇÃO DA CURVA FORÇA-TEMPO NA PREENSÃO MANUAL DE PESSOAS COM E SEM DISFUNÇÕES EM MEMBROS SUPERIORES

São Carlos
2021

NATÁLIA SANCHES SILVA

CARACTERIZAÇÃO DA CURVA FORÇA-TEMPO NA PREENSÃO MANUAL DE PESSOAS COM E SEM DISFUNÇÕES EM MEMBROS SUPERIORES

Tese 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 Doutor em Ciências. “Versão Corrigida”.

Orientador: Prof. Dr. José Marques Novo Jr.

São Carlos
2021

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

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

Silva, Natália Sanches
S586c Caracterização da curva força-tempo na preensão manual de pessoas saudáveis e com disfunções e membros superiores / Natália Sanches Silva; orientador José Marques Novo Júnior. São Carlos, 2021.

Tese (Doutorado) - 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, 2021.

1. Terapia Ocupacional. 2. Preensão manual . 3. Dinamometria. 4. Curva força-tempo. I. Título.

Eduardo Graziosi Silva - CRB - 8/8907

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato(a): Natália Sanches Silva

TÍTULO: "Caracterização da curva força tempo na preensão manual de pessoas com e sem disfunções em membros superiores"

Data da defesa: 18/11/2021

Comissão Julgadora	Resultado
Prof(a). Dr(a). José Marques Novo Junior UFSCar -- Orientador	Não votante
Prof(a). Dr(a). Danielle dos Santos Cutrim Garros UNESP/ Marília	APROVADA
Prof(a). Dr(a). Luciane Fernanda R. Martinho Fernandes UFTM	APROVADA
Prof(a). Dr(a). Mariana Midori Sime UFES	APROVADA
Prof(a). Dr(a). Josária Ferraz Amaral UFJF	APROVADA
Prof(a). Dr(a). Percy Nohama Universidade Católica do Paraná	APROVADA

Presidente da Comissão de Pós-Graduação
Prof. Assoc. Adair Roberto Aguiar

DEDICATÓRIA

À ***Deus***,

Obrigada, meu Senhor, por me dar força e saúde para finalizar mais uma etapa da minha vida com tanta dedicação e afinco e por iluminar meus passos e escolhas em me tornar uma profissional mais preparada e uma pessoa mais humana.

Todas as dificuldades colocadas em meu caminho no decorrer desta longa trajetória, serviram para me aproximar ainda mais de ti.

Obrigada por me ensinar a valorizar e agarrar as oportunidades que me foram dadas e pelos amigos-anjos que cruzaram minha jornada.

Gratidão por me atender em todas as minhas necessidades.

AGRADECIMENTOS

Ao ***Leonardo***,

Filho amado, razão dos meus dias, motivo pelo qual eu levanto todos os dias com alegria e plenitude. Agradeço a ti por me fazer uma pessoa melhor, mais forte, paciente, compreensiva e despojada de preconceitos. É por ti que existo. Obrigada por me escolher.

À ***minha família***,

Obrigada por me acompanharem com tanto carinho e cumplicidade nesta jornada que, sem vocês não teria sentido algum. É por vocês que me esforço em crescer, para ser merecedora desta família tão especial. Obrigada pela torcida fiel e pedidos de proteção. Amo vocês.

Ao ***Prof. Dr. José Marques Novo Júnior***,

Admiração e gratidão eu ofereço a ti. Sua compreensão e amizade foram muito importantes nesta jornada de sucesso que construímos juntos. Agradeço a confiança depositada em mim e por sua preciosa orientação.

Aos ***amigos-anjos***,

Pessoas que, colocadas por Deus em meu caminho, fizeram a trajetória ser mais amena. Obrigado aos amigos de fora e de dentro do meio acadêmico. Aos de fora pela companhia nos momentos de descontração tão essenciais a este processo e aos de dentro por compartilhar saberes e experiências.

Aos ***Sujeitos da Pesquisa***,

Obrigada por se doarem a um bem maior, pensando na coletividade e ciência. Sem vocês este projeto não se concretizaria. Meu eterno agradecimento.

À ***Banca de Qualificação e Defesa***,

Meu sincero agradecimento aos Membros Titulares e Suplentes da Banca dos Exames de Qualificação e de Defesa, pelas valiosas sugestões que deram para a melhoria deste trabalho, pela disponibilidade em participar e por terem atendido ao convite para desempenhar este papel, dispondo de seu tempo e conhecimento para analisar este trabalho.

À ***CAPES***,

Pelo apoio financeiro, imprescindível para a realização de inúmeras pesquisas neste país.

EPÍGRAFE

“Talvez não tenha conseguido fazer o melhor, mas lutei para que o melhor fosse feito. Não sou o que deveria ser, mas Graças a Deus, não sou o que era antes”.

(Marthin Luther King)

RESUMO

SILVA, N. S. **Caracterização da curva força tempo na preensão manual de pessoas com e sem disfunções em membros superiores**. 2021. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos; Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto; Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2021.

Introdução: Na prática dos terapeutas ocupacionais, é frequente o aparecimento de indivíduos com diminuição de força muscular devido à diversas causas, sendo a avaliação o ponto de partida para o tratamento. Para se avaliar a força aplicada à uma determinada atividade, deve-se levar em consideração o tempo no qual essa força foi empregada, utilizando-se um dinamômetro computadorizado, que disponibiliza graficamente uma curva força-tempo. **Objetivo:** Identificar as características da curva força-tempo em sujeitos com e sem disfunções em membros superiores durante um esforço de preensão manual máximo sustentado. **Método:** Foram formados quatro grupos (idosos e jovens sem disfunções em MMSS, Osteoartrite e Doença de Parkinson), sendo avaliados utilizando-se o dinamômetro JAMAR®, um transdutor de força manual e um questionário. Foram executadas três tentativas de esforço isométrico máximo com o dinamômetro JAMAR®, com intervalo de 2 min entre as tentativas e seis com o transdutor sustentadas por 10 s cada, com intervalos de 2 min entre as tentativas. Os participantes foram posicionados de acordo com as recomendações da ASHT. Os dados cinéticos obtidos possuem a forma típica de curvas força-tempo, as quais foram analisadas em ambiente Matlab®. Foram identificados pontos discretos da curva, os quais incluem valor da força máxima, tempo para se atingir a força máxima, taxa de desenvolvimento da força e tempo da taxa de desenvolvimento da força. Os valores da curva foram explorados no domínio do tempo a partir de modelagem matemática por meio da regressão não linear e da comparação de curvas. **Resultados:** O valor da força máxima da curva média pode ser considerado como parâmetro de avaliação da força de preensão em testes de esforço isométrico, em substituição à força máxima média. Os grupos Osteoartrite e Doença de Parkinson apresentaram diferença significativa na força máxima de preensão em relação aos demais, com força máxima da curva média maior. O valor médio de força para o grupo jovens sem disfunção foi menor em relação ao idosos sem disfunção. O grupo

jovens sem disfunções em membros superiores apresentou taxa de desenvolvimento da força maior e o tempo da taxa de desenvolvimento da força menor comparado ao Doença de Parkinson. **Conclusão:** A relevância da curva média em substituição à força máxima média foi evidenciada; a ocupação é uma variável influente sobre a força de preensão manual; a utilização de dinamômetros computadorizados mostrou-se importante, pois traz inúmeras informações do comportamento da força atrelado às características do quadro clínico de cada indivíduo, elementos relevantes para a prática clínica dos terapeutas ocupacionais e demais profissionais envolvidos na reabilitação dos mesmos.

Palavras-chave: Terapia ocupacional. Preensão manual. Dinamometria. Curva força-tempo.

ABSTRACT

SILVA, N. S. **Characterization of the force-time curve in handgrip in people with and without upper limb disorders**. 2021. Tese (Doutorado) – Escola de Engenharia de São Carlos; Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto; Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2021.

Introduction: In the practice of occupational therapists, the appearance of individuals with decreased muscle strength due to several causes is frequent, and the evaluation is the starting point for the treatment. To assess the force applied to a given activity, one must take into account the time in which this force was used, using a computerized dynamometer, which graphically provides a force-time curve. **Objective:** To identify the characteristics of the force-time curve in subjects with and without upper limb dysfunctions during a sustained maximum handgrip effort. **Method:** Four groups were formed (elderly and young people without upper limb disorders, Osteoarthritis and Parkinson's Disease), being evaluated using a JAMAR® dynamometer, a manual force transducer and a questionnaire. Three attempts of maximal isometric effort were performed with the JAMAR® dynamometer, with an interval of 2 min between attempts and six with the transducer held for 10 s each, with intervals of 2 min between attempts. Participants were positioned according to ASHT recommendations. The kinetic data obtained have the typical form of force-time curves, which were analyzed in a Matlab® environment. Discrete points of the curve were identified, which include maximum force value, time to reach maximum force, force development rate and force development rate time. The curve values were explored in the time domain from mathematical modeling through non-linear regression and curve comparison. **Results:** The value of the maximum force of the average curve can be considered as a parameter of evaluation of the grip strength in tests of isometric effort, in substitution to the average maximum force. The Osteoarthritis and Parkinson's Disease groups showed a significant difference in maximal grip strength in relation to the others, with a greater mean curve maximal strength. The mean value of strength for the young group without dysfunction was lower in relation to the elderly without dysfunction. The young group without upper limb dysfunctions presented a rate of development of force majeure and the time of development rate of smaller force compared

to Parkinson's disease. **Conclusion:** The relevance of the average curve in substitution of the average maximum force was evidenced; occupation is an influential variable on handgrip strength; the use of computerized dynamometers proved to be important, as it provides numerous information on the behavior of the force linked to the characteristics of the clinical condition of each individual, relevant elements for the clinical practice of occupational therapists and other professionals involved in their rehabilitation.

Keywords: Occupational therapy. Hand grip. Dynamometry. Force-time curve.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1- Identificação da curva média para a fase rápida do teste de preensão, obtidas em 3 tentativas de um sujeito 25
Figura 2- Transdutor de força manual da EMG System do Brasil com empunhadura modificada 31
Figura 3- Dinamômetro JAMAR® (instrumento padrão para avaliação da força máxima) 32
Figura 4- Esforço isométrico máximo com o dinamômetro JAMAR® 34
Figura 5- Esforço isométrico máximo com o transdutor 35
Figura 6- Curva força-tempo típica (A) e a fase rápida em destaque (B) 36
Figura 7- Identificação da curva média para a fase rápida do teste de preensão 43
Figura 8- A curva média, desvio padrão e valores de força máxima 43
Figura 9- Valores de $t_{Fmáx}$, $F_{máx1}$, $F_{máx2}$, $F_{máx3}$ e $F_{máx}$cm para ambas as mãos Grupo ISD, N=9) 45
Figura 10- Valores de $t_{Fmáx}$, $F_{máx1}$, $F_{máx2}$, $F_{máx3}$ e $F_{máx}$cm para ambas as mãos Grupo JSD, N=5) 45
Figura 11- Valores de $t_{Fmáx}$, $F_{máx1}$, $F_{máx2}$, $F_{máx3}$ e $F_{máx}$cm para ambas as mãos Grupo OA, N=6) 46
Figura 12- Valores de $t_{Fmáx}$, $F_{máx1}$, $F_{máx2}$, $F_{máx3}$ e $F_{máx}$cm para ambas as mãos Grupo DP, N=6) 46
Figura 13- Curva força-tempo de um voluntário ajustada a dois modelos no intervalo de 0 a 1 segundo (fase rápida) 48
Figura 14- Gráficos BOXPLOT do tempo da TDF máximo para os quatro grupos 50
Figura 15- Gráficos BOXPLOT da TDF máxima para os quatro grupos 51
Figura 16- Tempo para atingir a força máxima das curvas médias 52
Figura 17- Valores da força máxima das curvas médias. 52
Figura 18- Gráficos BOXPLOT parâmetro *a* 53
Figura 19- Gráficos BOXPLOT parâmetro *b* 54
Figura 20- Gráficos BOXPLOT parâmetro *c* 55
Figura 21- Gráficos BOXPLOT parâmetro *d* 56
Figura 22- Visão geral de todas as curvas médias em sua fase rápida para os quatro grupos 58
Figura 23- Curvas da região de platô (Grupos ISD e JSD) e regressão linear da curva média do platô 60
Figura 24- Curvas da região de platô (grupo sem disfunções em MMSS sem as curvas de 2 voluntários: N6 D e E, N10 D e E) e regressão linear da curva média do platô 60
Figura 25- Curvas força-tempo a partir da força máxima até atingir 80% $F_{máx}$ 61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Distribuição geral dos indivíduos de acordo com grupos etários e força de preensão palmar ao longo do desenvolvimento humano..... 21
Tabela 2- Caracterização da amostra Grupos ISD e JSD (sem disfunções em MMSS) 39
Tabela 3- Caracterização da amostra Grupos DP e OA (com disfunções)..... 40
Tabela 4- $F_{máx}$ média de preensão manual com o dinamômetro JAMAR® para os quatro grupos..... 41
Tabela 5- ANOVA para os valores de $t_{TDFmáx}$ 50
Tabela 6- ANOVA para os valores de $TDF_{máx}$ 51
Tabela 7- ANOVA para os valores do parâmetro *a* 53
Tabela 8- ANOVA para os valores do parâmetro *b* 54
Tabela 9- ANOVA para os valores do parâmetro *c* 55
Tabela 10- ANOVA para os valores do parâmetro *d* 56

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ASHT	-	American Society of Hand Therapists
CVM	-	Contração Voluntária Máxima
DP	-	Doença de Parkinson
$F_{máx}$	-	Força máxima
$F_{máx}$cm	-	Força máxima da curva média
$F_{máx}$média	-	Valor médio da força máxima
$F_{máx}$média D	-	Valor médio da força de preensão máxima da mão direita
$F_{máx}$média E	-	Valor médio da força de preensão máxima da mão esquerda
$F_{máx}$média TOTAL	-	Valor médio da força de preensão máxima das mãos direita e esquerda
IMC	-	Índice de Massa Corporal
ISD	-	Idosos sem disfunções em MMSS
JSD	-	Jovens sem disfunções em MMSS
MMSS	-	Membros Superiores
MS	-	Membro superior
OA	-	Osteoartrite
TCLE	-	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TDF	-	Taxa de Desenvolvimento da Força
$TDF_{máx}$	-	Taxa de Desenvolvimento da Força Máxima
$t_{Fmáx}$	-	Tempo para se atingir a $F_{máx}$
$t_{Fmáx}$média	-	Valor médio do tempo da força máxima
$t_{máx}$	-	Tempo em que ocorre a $F_{máx}$
$t_{máx}$cm	-	Tempo para se atingir a $F_{máx}$ da curva média
$t_{TDFmáx}$	-	Tempo da $TDF_{máx}$
UFSCar	-	Universidade Federal de São Carlos
USE	-	Unidade Saúde Escola

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 15
1.1 Justificativa 17
1.2 Preensão manual em sujeitos sem disfunções em membros superiores.... 19
1.3 Preensão manual na Osteoartrite 21
1.4 Preensão manual na Doença de Parkinson 23
1.5 Sobre as curvas força tempo 25
1.6 Hipótese 27
1.7 Objetivo 28
2 MÉTODO 29
2.1 Tipo de Pesquisa 29
2.2 Amostra 29
2.3 Critérios de Inclusão 30
2.4 Critérios de Exclusão 30
2.5 Cuidados Éticos 30
2.6 Local de Coleta de Dados 30
2.7 Instrumentos, Equipamentos e Mobiliário 31
2.8 Procedimentos 33
3 RESULTADOS 39
3.1 Caracterização da Amostra 39
3.2 Força de preensão manual com o dinamômetro JAMAR® 40
3.3 Caracterização das curvas força-tempo 42
4 DISCUSSÃO 63
5 CONCLUSÃO 71
6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS 72
REFERÊNCIAS 74
APÊNDICE A 83
APÊNDICE B 84
APÊNDICE C 85
ANEXO 87

1. INTRODUÇÃO

Atividades como preparar refeições, alimentar-se, tomar banho, vestir-se, maquiar-se, cuidar da casa, dos filhos, usar o celular, fazer compras, trabalhar, jogar bola, videogame, ir ao teatro, cinema, ou seja, atividades de autocuidado e cuidado com o outro, produtivas, laborais e de lazer são atividades realizadas diariamente pelos seres humanos, nas quais o protagonista é o membro superior (MS). Este tem a capacidade de relacionar as pessoas com tudo que as cercam, possibilitando o contato social, a criação de vínculo e afeto, extremamente importantes para a manutenção e qualidade de vida destes seres (CONNELL; TYSON, 2012; YOO *et al*., 2013).

As estruturas corpóreas que integram o MS são escápula, braço, antebraço e mão, sendo articulados entre si pelo ombro, cotovelo e punho (MOORE, 2007). O ombro é a articulação com maior mobilidade do corpo humano e a preservação de sua integralidade e funcionalidade é fundamental para uma ação conjunta ao braço e antebraço e mão (BARROS FILHO; LECH, 2001).

Esse complexo articular permite que a mão seja colocada em qualquer ponto do espaço ao redor do corpo. O movimento de flexão do ombro e cotovelo combinados, por exemplo, leva a mão em direção à cabeça, realizando os cuidados diários como pessoais e de alimentação (BARROS FILHO; LECH, 2001; TYLDESLEY; GRIEVE, 2006).

Esse potencial em realizar tarefas ou funções das atividades cotidianas, mantendo-se a habilidade, tanto física quanto mental, para uma vida independente e autônoma é denominado Capacidade Funcional. Um fator que pode influenciar diretamente nesta capacidade é a força muscular desenvolvida pela pessoa, ou a habilidade de exercer força/tensão para realização de movimentos, uma vez que a força muscular pode estar relacionada à velocidade e qualidade na execução de movimentos (ARAÚJO; ARAÚJO, 2000; GARCIA *et al*., 2011).

Por conseguinte, a força muscular pode manifestar-se de diferentes formas, a depender do tipo de atividade desempenhada, sendo a Força Máxima, a Força Rápida/Explosiva (Potência) e a Força de Resistência suas principais. A Força Máxima é representada pela maior força que o sistema neuromuscular consegue mobilizar durante uma Contração Voluntária Máxima (CVM), ou seja, quando se levanta um objeto

extremamente pesado, tal como levantar uma caixa do chão à mesa ou quando se é um halterofilista. A Força Rápida compreende a manifestação da força em movimentar partes do corpo ou objetos, envolvendo grande velocidade de contração, por exemplo, quando uma criança joga uma pedra em uma janela ou quando um idoso tenta segurar-se à iminência de uma queda e a Força de Resistência é a capacidade que os músculos têm em resistir à fadiga em condições de desempenho prolongado de força como em atividades laborais em linhas de produção, em que há uma repetição sistemática de movimentos por longos períodos (FLECK; KRAEMER, 2006; JESUS, 2015; PAULO *et al*., 2010; RAZZA; PASCHOARELLI; LUCIO, 2009; WEINECK, 1999).

Quando se fala de força empregada em atividades cotidianas, as quais podem ser curtas e simples ou complexas e demoradas, as forças relatadas acima são requeridas repetidas vezes ao longo do dia, classificando-se como Força Funcional, a qual é definida pelo *American College of Sport Medicine* (2009) como a força gerada por um trabalho realizado contra uma resistência, beneficiando diretamente a execução de atividades de vida diária.

Movimentos funcionais necessários para realização de tais atividades englobam movimentos integrados multiplanares, os quais envolvem redução, estabilização e produção de força (CLARK, 2001). Visto que o bom desempenho funcional dos membros superiores (MMSS) representa um papel importante na realização de atividades diárias, sua ausência ou disfunção pode prejudicar capacidade do indivíduo em manter uma vida autônoma e independente (DIAS; SANTI; OVANDO, 2009).

Em suma, a Força Funcional está intimamente relacionada ao desenvolvimento da Capacidade Funcional. Por ter esta vital importância, o estudo do MS e seus componentes funcionais como a força, tornam-se o foco de inúmeras pesquisas e tratamentos (CAMPOS; CORAUCCI NETO, 2004). Serviços específicos de reabilitação são necessários, compostos por uma equipe multidisciplinar com médicos, enfermeiros, psicólogos, fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais. A Terapia Ocupacional compreende uma parte importante desta equipe devido à sua grande preocupação em atingir o potencial funcional e ocupacional máximo de cada indivíduo,

de modo que ele alcance autonomia e independência na sua vida cotidiana, além da efetiva participação social (GOLLEGÃ; LUZO; DE CARLO, 2001).

Na prática dos terapeutas ocupacionais, é muito frequente o aparecimento de indivíduos com diminuição de força devido à diversas causas, como acidentes domésticos, de trabalho, automobilísticos (FONSECA *et al*., 2006), doenças articulares (Osteoartrite, Artrite Reumatoide) (MYRA *et al*., 2015; OLIVEIRA *et al*., 2001), traumas/doenças neurológicas (Acidente Vascular Encefálico, Doença de Parkinson) os quais são extremamente incapacitantes (CHAN; TONG; CHUNG, 2009; DELBONI; MALENGO; SCHMIDT, 2010; SANTOS, 2015; STERR; FREIVOGEL; VOSS, 2002), ou simplesmente senilidade (ROGATTO, 2003; ZANIN *et al*., 2018). Com isso, percebe-se a necessidade de procedimentos de reabilitação eficazes, sendo a avaliação o ponto de partida para este processo (CAVALCANTI; DUTRA; ELUI, 2015).

1.1 Justificativa

A maneira comumente utilizada de medir a força muscular de modo quantitativo é por meio de testes de preensão manual utilizando-se dinamômetros, sendo o JAMAR® o mais empregado na clínica e o indicado pela "*American Society of Hand Therapists"* (ASHT) (FERRIGNO, 2008; FESS; MORAN, 1992). O teste, segundo a ASHT (FESS; MORAN, 1992), requer uma CVM para registro apenas da Força Máxima. Uma vez que a Capacidade Funcional é melhor representada pela Força Funcional, sua avaliação por meio de um dinamômetro que registra somente a Força Máxima não seria a melhor forma de investigação.

Para se avaliar a Força Funcional de uma maneira mais fidedigna, ou seja, que necessariamente envolva o tempo no qual a força é empregada, deve-se utilizar um dinamômetro computadorizado, o qual registra e disponibiliza graficamente o desenvolvimento da força muscular durante uma avaliação isométrica em um determinado período de tempo, gerando uma curva força-tempo. A partir deste gráfico, pode-se visualizar duas fases desta curva: desenvolvimento da força (início da contração até atingir o valor máximo – fase rápida) e manutenção da força (sustentação do valor máximo) (NAKADA; DEMURA; YAMAJI, 2007).

Para a plena funcionalidade manual do indivíduo, a rápida geração de força é tão importante quanto a manutenção da mesma por longos períodos de tempo e, tanto a rapidez quanto a manutenção da força, são mais necessárias à execução das atividades exigidas no cotidiano do que o alcance da Força Máxima que, atualmente, é o foco das pesquisas e avaliações clínicas (AMARAL *et al*., 2015; ARAGÃO; DANTAS; DANTAS, 2002; WATANABE *et al*., 2011; WINETT; CARPINELLI, 2001).

Deste modo, diferentemente da grande maioria dos estudos científicos que descreve o desempenho da força muscular somente por parâmetros discretos (força máxima, tempo da força máxima, índice de fadiga), este estudo considera que os dados obtidos nos testes de preensão isométrica representados pelas curvas força-tempo, podem trazer grandes informações acerca das habilidades funcionais dos sujeitos, haja vista que a curva força-tempo é obtida de modo contínuo durante o período de amostragem e, analisá-la somente por meio de parâmetros discretos, faz com que muitos de seus dados se percam, levando a uma análise menos fiel do evento ocorrido.

Consumando, a força de preensão manual está relacionada à maior parte das atividades cotidianas, não sendo uma simples medida de avaliação de força das mãos ou MMSS (CARDOSO *et al*., 2011; DIAS *et al*., 2010). Sua aplicação clínica é diferenciada, pois é considerada indicador de força total do corpo e, por meio da avaliação de sua curva-tempo, possibilita que situações patológicas, perdas funcionais, diferenças entre os MMSS, características ocupacionais e intrínsecas do indivíduo sejam observadas; portanto, um rico recurso para os terapeutas ocupacionais, cujo propósito fundamental é o alcance da máxima autonomia e independência de seus clientes (AMARAL; MANCINI; NOVO JÚNIOR, 2012; CAVALCANTI; DUTRA; ELUI, 2015; ROGATTO, 2003).

A amostra selecionada para o presente estudo foi dividida em quatro grupos, sendo um composto por sujeitos jovens que não apresentavam disfunções em MMSS, o segundo por idosos que também não apresentavam disfunções em MMSS, o terceiro por adultos de meia idade e idosos com uma doença reumatológica, a Osteoartrite e o último grupo com adultos de meia idade e idosos que apresentavam Doença de Parkinson, uma doença de ordem neurológica. A escolha destes quatro grupos deu-se pela possibilidade de se caracterizar a força em diferentes situações clínicas. Ademais, os dois tipos de

patologias selecionadas estavam presentes em ambos os ambulatórios pretendidos para a coleta do estudo.

1.2 Preensão manual em sujeitos sem disfunções em membros superiores

Para que haja uma forma de comparar a força de preensão manual em sujeitos com e sem disfunções, são necessários estudos que criem dados normativos por meio de estudos populacionais e alguns pesquisadores propuseram a realizar estudos com este objetivo, formando uma base de dados de normalidade para tratamentos clínicos (HANTEN *et al*., 1999; MATHIOWETZ *et al*., 1985). Pesquisas desta natureza caracterizam-se por envolver um número grande de indivíduos e por englobar uma faixa relativamente ampla da população.

A partir dessas referências de dados de normalidade, as forças manuais têm sido comumente mensuradas em análises clínicas como uma forma de diagnosticar, pela redução da capacidade muscular, a presença de doenças ou lesões nos MMSS, bem como avaliar o progresso de tratamentos e a reabilitação de pacientes (HANTEN *et al*., 1999). Os autores que se propuseram a estudar estes dados normativos, salientam a importância de se considerar a presença de inúmeras variáveis que podem interferir nos resultados, como sexo, idade, dominância manual, horário de aplicação da avaliação, posicionamento do corpo durante a avaliação, características antropométricas, tipo de ocupação e rotina diária dos indivíduos avaliados (BARDO *et al*., 2021; CAPORRINO *et al.*, 1998; DIAS *et al*., 2010; HANTEN *et al*., 1999; HOSSAIN *et al*., 2011; MATHIOWETZ *et al*., 1985; MOURA, 2008).

O estudo de Caporrino *et al*. (1998) criou um protocolo para estudo populacional da força de preensão palmar, com objetivo de analisar fatores que pudessem influenciar sua mensuração, como sexo, idade e dominância manual. Os resultados obtidos foram: 1) a força de preensão palmar no lado dominante foi significantemente maior do que a do lado não dominante em todas as faixas etárias e em ambos os sexos; 2) a força de preensão palmar no sexo masculino foi significativamente maior do que a do feminino em todas as faixas etárias estudadas, tanto para o lado dominante como para o não dominante; 3) a média geral da força de preensão palmar,

nas faixas etárias estudadas, para o sexo masculino, foi de 44,2 kgf e 40,5 kgf para os lados dominante e não dominante, respectivamente; 4) a média geral da força de preensão palmar, nas faixas etárias estudadas, para o sexo feminino, foi de 31,6 kgf e de 28,4 kgf para os lados dominante e não dominante, respectivamente; 5) na determinação da força de preensão palmar, é possível utilizar o membro contralateral, pois a força do lado dominante é 10% maior do que a do lado não dominante para os homens e 12% para as mulheres.

Hossain *et al.* (2011) estabeleceram um conjunto de dados normativos para diferentes grupos étnicos na Malásia com a finalidade de garantir uma melhor especificidade na determinação da força de preensão da mão. Para tanto, levaram em consideração que vários fatores pudessem influenciar a preensão manual como sexo, dominância manual, grupo étnico e ocupação. Como resultados tiveram que a preensão manual direita foi maior que a esquerda para ambos os sexos, a força de preensão de adultos malaios foi menor do que a relatada em americanos e gregos, não houve diferença significativa na força de preensão manual entre os grupos étnicos para ambos os sexos e a força de preensão de trabalhadores de escritório foi maior do que em trabalhadores braçais e desempregados.

Moura (2008) objetivou verificar a força de preensão palmar nas diferentes faixas etárias do desenvolvimento humano, trazendo como alguns resultados: 1) os homens têm valores médios da força de preensão palmar maiores do que as mulheres em todas as fases do desenvolvimento humano; 2) o pico de força de preensão palmar encontra-se na fase adulta (20 a 44 anos) em ambos os sexos; 3) o início do declínio da força de preensão palmar se dá na fase de meia-idade (45 a 64 anos), em ambos os sexos; 4) na fase idosa, a força de preensão palmar apresenta grande declínio em ambos os sexos; 5) as variáveis sexo e idade foram preditores marcantes na determinação e análise da força de preensão palmar; 6) a normatização da força de preensão palmar constitui em um importante parâmetro para a análise clínico funcional da mão; 7) os valores obtidos neste estudo podem servir de parâmetro para a análise clínico funcional de pacientes que sofrem patologias em MMSS.

Na tabela 1, pode-se observar a distribuição geral dos indivíduos de acordo com grupos etários e força de preensão palmar ao longo do desenvolvimento humano, de acordo com o estudo de Moura (2008):

Tabela 1 – Distribuição geral dos indivíduos de acordo com grupos etários e força de preensão palmar ao longo do desenvolvimento humano

GRUPOS N=600	FAIXA ETÁRIA PARA CADA FASE	MÉDIA DE IDADE	PREENSÃO PALMAR (N)		
			Mão Direita	Mão Esquerda	Média de ambas as mãos
Pré-escolar	2 a 5 anos	4,5	67,91	66,15	67,03
Escolar	6 a 9 anos	8,74	138,96	131,12	174,24
Adolescente	10 a 19 anos	15,46	336,83	316,74	326,83
Adulto	20 a 44 anos	31,35	395,53	371,71	383,67
Meia idade	45 a 64 anos	54,40	337,12	309,97	318,5
Idosos	65 anos +	75,36	275,47	252, 15	263,82

Fonte: Adaptado de Moura (2008)

O presente estudo irá utilizar a Tabela 1 como dado normativo para comparação com os dados obtidos com as populações selecionadas, por se tratar de um estudo brasileiro e com diferentes faixas etárias do desenvolvimento humano.

1.3 Preensão manual na Osteoartrite

A Osteoartrite (OA) é uma doença articular de caráter incapacitante, ocasionando uma diminuição da qualidade de vida dos sujeitos acometidos. Afeta mais de 75% dos indivíduos a partir dos 65 anos com maior prevalência no sexo feminino e cerca de 16,19% na população brasileira, aumentando sua incidência com o avanço da idade (BEASLEY, 2012; CARVALHO; BÉRTOLO; LANNA, 2014). A OA é uma das doenças reumatológicas mais comuns, caracterizada por apresentar perda da cartilagem articular e alterações no osso subcondral, estreitamento da entrelinha articular, correspondente à deterioração enzimática da matriz, formando osteófitos e esclerose óssea subcondral (STOFFER-MARX *et al*., 2018).

De uma forma geral, a OA pode afetar qualquer articulação sinovial; no entanto, estudos no âmbito clínico revelam que existem uma incidência maior em

determinadas articulações tais como as mãos, onde envolve as articulações interfalangianas proximais, distais e a primeira articulação carpo metacárpica, os joelhos, os quadris e as articulações epifisárias. Tais características geram sintomas como dor, crepitação, rigidez, parestesia, diminuição da amplitude de movimento, inflamação, diminuição da força e alteração do alinhamento articular (BEASLEY, 2012; CARVALHO; BÉRTOLO; LANNA, 2014; NUNES *et al*., 2012; OLIVEIRA, 2011).

Estudos apontam que a OA se desenvolve devido a duas condições. Na primeira, as propriedades dos materiais biológicos da cartilagem articular e do osso subcondral podem ser normais, porém, a presença de sobrecarga da articulação, como traumas ou trabalho excessivo com aplicação de força e repetitividade do uso das mãos, poderá provocar a desintegração dos tecidos. Na segunda, a carga exercida na articulação pode ser razoável, no entanto há predisposição genética de alteração das propriedades dos materiais da cartilagem ou do osso (KALICHMAN; LI; KOBYLIANSKY, 2009).

Quando acomete as mãos, a OA pode provocar declínio na função manual em atividades de vida diária, devido à dificuldade em manipular objetos pesados e itens pequenos (PÉREZ-MÁRMOL *et al.*, 2017). Assim sendo, os prejuízos causados pela OA podem gerar repercussões importantes na capacidade funcional, dificultando a realização de atividades de vida diária, principalmente devido à dor, diminuição de força e de mobilidade, reduzindo a qualidade de vida dos indivíduos acometidos (ABRANTES *et al*., 2017; SILVA *et al*., 2017).

Estudos como os de Nunes *et al*. (2012), Oliveira (2011) e Thyberg *et al*. (2005), nos quais o objetivo era avaliar a força de preensão palmar em sujeitos com OA reforçam a presença destes sintomas ao verificaram que a força de preensão nestes indivíduos é menor quando comparada a indivíduos sem disfunções.

1.4 Preensão manual da Doença de Parkinson

A Doença de Parkinson (DP) é considerada a segunda doença neurodegenerativa mais comum, atrás apenas da doença de Alzheimer. Descrita como “Paralisia Agitante” por James Parkinson em 1817, ganhou importância conjuntamente a outras doenças degenerativas pelo aumento da longevidade humana, pois afeta principalmente sujeitos na faixa dos 60 anos de idade. Caracteriza-se por um processo crônico, degenerativo e progressivo que atinge o Sistema Nervoso Central e seu principal achado patológico é a degeneração da parte compacta da substância negra, com a consequente diminuição do número de neurônios dopaminérgicos, sendo que o aparecimento dos sintomas ocorre após a morte de 60% destas células (OLANOW; STERN; SETHI, 2009; PARKINSON, 1817; TEIVE, 2005; WIRDEFELDT *et al*., 2011).

Apresenta como principais distúrbios motores o tremor, a rigidez muscular (ocasionada pela inibição deficitária da musculatura antagonista), a acinesia (dificuldade em iniciar o movimento), a bradicinesia (lentidão na execução do movimento), os distúrbios da marcha, as posturas com inclinação da coluna, a redução do balanço dos MMSS durante a marcha, e a instabilidade postural (devido à perda dos reflexos posturais), sendo o tremor de repouso (mais comum nas extremidades dos MMSS, mãos e dedos), a rigidez muscular e a perda dos reflexos de postura os principais sinais de identificação da doença (BARAM *et al*., 2002; JANKOVIC, 2008; LIMONGI, 2000; PARKINSON, 2002; WIRDEFELDT *et al*., 2011). Há ainda a perda de força muscular, tanto em membros superiores quanto inferiores, distúrbios cognitivos como demência e prejuízos comportamentais, como depressão, ansiedade, apatia e diminuição da motivação (GAZEWOOD; RICHARDS; CLEBAK, 2013).

A DP pode ser classificada em três tipos (LIMONGI, 2000; BARBOSA; SALLEM, 2005):

1) Parkinsonismo Primário – DP idiopática e formas hereditárias;

2) Parkinsonismo Secundário – decorrentes de aterosclerose, exposição a toxinas, pós encefalite e devido às drogas que bloqueiam os receptores dopaminérgicos;

3) Parkinsonismo Plus ou Atípico – existência de uma Síndrome Parkinsoniana, expressando somente os sintomas de acinesia e rigidez, com ausência de tremor.

Não há exames específicos que detectam a DP. Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética não mostram alterações significativas, bem como exames de sangue. Um exame que pode auxiliar no diagnóstico precoce é o PET Scan (Tomografia por emissão de pósitrons), o qual detecta anormalidades no sistema dopaminérgico (TAI; PICCINI, 2004). Os critérios diagnósticos atuais exigem também a presença de ao menos dois dos sintomas e todas as causas que levam ao Parkinsonismo secundário devem ser excluídas (BARBOSA; SALLEM, 2005; LIMONGI, 2000).

A carência de dados como prevalência, incidência, morbidade, porcentagem de sexo e mediana de idade na DP, impulsionaram a realização do estudo de Santos (2015) que teve como objetivo reunir essas estimativas, compará-las aos dados do IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística) e fazer uma projeção da quantidade de indivíduos com a Doença de Parkinson em 2060.

O resultado do estudo foi que a DP é uma doença de distribuição universal e atinge todos os grupos étnicos e classes socioeconômicas. Sua incidência e prevalência aumentam com a idade. Em 2011, teve prevalência de 3,3% em pacientes com idade igual ou maior que 64 anos, 8,5% para indivíduos entre 80 e 85 anos, e para aqueles com mais de 85 anos esse índice passa a ser 14,3%, sendo que 36 mil novos casos surgem por ano no país. Acomete tanto homens quanto mulheres; porém, tende a ser mais frequente em homens. Em 2060, a quantidade de sujeitos com DP será de aproximadamente 881.457, um aumento considerável comparado ao ano de 2015, cujos casos permeavam 200.000 (aumento de 440,80%).

Esse grande aumento no número de casos fomenta pesquisas que se debruçam a estudar a doença, seus sintomas e o impacto na vida dos indivíduos acometidos. A diminuição da força muscular não é um sintoma de critério diagnóstico como o tremor em repouso, a bradicinesia e rigidez muscular e instabilidade postural, mas é extremamente importante para a manutenção das atividades diárias e qualidade de vida dos sujeitos acometidos, sendo que a avaliação da força muscular, tanto em

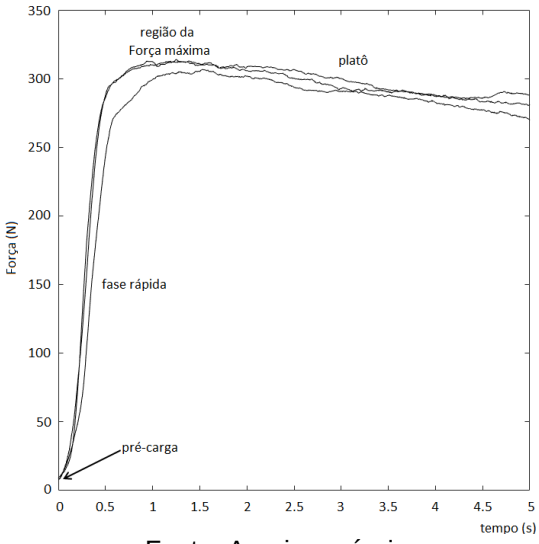
membros inferiores por meio de testes como o de sentar e levantar da cadeira, quanto em membros superiores com avaliação da força de preensão manual, é um importante preditor do *status* funcional de um indivíduo, tornando-se um relevante objeto de investigação (ANTÔNIO; BERTOLDI; NAVEGA, 2013).

Inúmeros estudos têm demonstrado uma redução na força muscular em indivíduos com a DP comparados a sujeitos sem a doença (CUSTÓDIO, 2017; FINK *et al*., 2008). Outros constataram que há uma perda considerável da força muscular não somente na fase avançada da doença, mas também em sua fase inicial (INKSTER, 2004). Já o estudo de Ramos (2013) trouxe que algumas pesquisas, ao avaliarem a força máxima de indivíduos sem disfunções em MMSS e compararem com portadores da DP, não encontraram diferenças significativas, sugerindo mais pesquisas sobre o tema.

1.5 Sobre as curvas força-tempo

A Figura 1 mostra as fases das curvas força-tempo: valor de pré-carga (força de sustentação do dinamômetro) antes do início do esforço, a fase rápida (desenvolvimento de força até a força máxima), a região de ocorrência da força máxima e a fase de sustentação da força (platô).

Figura 1 – Identificação da curva média para a fase rápida do teste de preensão, obtidas em 3 tentativas de um sujeito.



Fonte: Arquivo próprio

A partir destas fases, dois tipos de abordagem podem ser utilizados para analisar a curva força-tempo: 1- discretização da curva e 2- processo estocástico. O primeiro refere-se à identificação de pontos discretos da curva, os quais incluem o valor da força máxima ($F_{máx}$), o tempo para se atingir a força máxima ($t_{máx}$), a taxa de desenvolvimento da força (TDF), a taxa de fadiga (% de diminuição da força ao longo do teste) e o impulso (área sob a curva). O segundo, considera a curva força-tempo como uma sequência de valores de força (variáveis aleatórias) dependentes entre si, que evoluem com o tempo (duração do teste), sendo, portanto, um processo estocástico, o qual pode ser explorado no domínio do tempo a partir de modelagem matemática visando previsão de valores e comportamentos futuros (NOVO JR., 2001).

Fazendo-se uma observação da literatura acerca de estudos que analisam a curva força-tempo, pode-se verificar que o comportamento da força manual durante os testes sempre foi sumarizado somente por parâmetros discretos.

O estudo de Smith *et al*. (1989), ao explorar as características das curvas força-tempo tanto para esforços sinceros e não sinceros[1] da força máxima de preensão, baseando o seu estudo na força de pico, a força média e na variabilidade da região de platô de cada curva força-tempo, concluiu que para ambos, homens e mulheres com mãos sem trauma ou enfermidade, a análise estatística dos discriminadores permitiu a detecção de mais de 92% de esforço não sincero (teste executado em esforço submáximo). Como consequência, tais discriminadores poderiam ser aplicados em sujeitos com lesões e disfunções de MMSS (CHENGALUR *et al*., 1990). A análise das curvas força-tempo, tal como indicada por Boissy *et al*. (1998), poderia indicar ganhos na força de MMSS, melhorando o controle de movimentos em pacientes hemiparéticos.

Lindahl *et al*. (1994) estendeu a análise de tais curvas incluindo outras variáveis, de modo a obter dados de referência de sujeitos, homens, sem histórico de sinais e sintomas de desordens músculo esqueléticas. Nesse caso, quatro parâmetros foram investigados: a força máxima, a taxa de diminuição da força durante o teste (denominada índice de fadiga), a taxa de aumento inicial da força, e a integral da força

[1] A sinceridade no esforço compreende a máxima contração voluntária que um indivíduo consegue realizar de maneira verdadeira e para que isso ocorra, o indivíduo avaliado tem que estar familiarizado com o equipamento, entender o significado do teste, ter motivação adequada e não sentir nenhum desconforto ao realizar o teste (DIAS *et al*., 2010).

no tempo (área sob a curva).

Goodson *et al*. (2007) aplicou o teste de preensão para medir a força em testes intervalados em 5, 10, 15 e 30 segundos, identificando o pico da força, o tempo para atingir esse pico, força média e a fadiga muscular acumulada relacionada à disfunção muscular e limitação articular em sujeitos com mão reumática e com osteoartrite.

Portanto, mesmo utilizando dinamômetros conectados a computadores, os artigos exemplificados só avaliaram parâmetros discretos e o presente estudo busca ampliar a análise da curva para além destes parâmetros, considerando todas as características temporais da força muscular.

Uma vez que os testes de preensão da mão são uma ferramenta de grande importância na avaliação da fraqueza manual bem como dos procedimentos de reabilitação aos terapeutas ocupacionais, particularmente aos especializados em Terapia da Mão, este estudo se propõe a identificar parâmetros provenientes das análises das curvas força-tempo no domínio do tempo, segundo as metodologias propostas por Novo Jr. (2001) e Novo Jr. *et al*. (1999, 2001).

1.6 Hipótese

É esperado que ocorra diminuição da taxa de desenvolvimento da força (fase rápida), diminuição dos valores de Força Máxima ($F_{máx}$) e aumento no tempo para se atingir o valor da $F_{máx}$ ($t_{Fmáx}$) nos indivíduos com disfunções nos membros superiores comparada aos indivíduos sem disfunções bem como nos indivíduos idosos comparado aos jovens.

1.7 Objetivo

1.7.1 Objetivo geral

Identificar as características da curva força-tempo em sujeitos com e sem disfunções em membros superiores durante um esforço de preensão manual máximo sustentado.

1.7.2 Objetivos específicos

- Caracterizar a amostra em relação ao sexo, idade, ocupação e condição clínica;
- Correlacionar as características das curvas força-tempo com as variáveis elencadas acima;
- Constatar a importância do dinamômetro computadorizado na avaliação da força de preensão manual;
- Verificar se o valor da força máxima da curva média pode ser considerado como parâmetro de avaliação da força de preensão em testes de esforço isométrico, em substituição à força máxima média.

2. MÉTODO

2.1 Tipo de Pesquisa

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

2.2 Amostra

Foram recrutados voluntários de ambos os sexos, sem disfunções em MMSS e com disfunções, tanto de origem neurológica (Doença de Parkinson) quanto ortopédica (Osteoartrite).

Quatro grupos foram formados: Grupo ISD (Idosos sem disfunções em MMSS - 60 anos ou mais), Grupo JSD (Jovens sem disfunções em MMSS - 18 a 30 anos), Grupo OA (Osteoartrite), Grupo DP (Doença de Parkinson).

O Grupo ISD foi composto por 9 participantes, 5 mulheres e 4 homens. O Grupo JSD tinha 5 voluntários, sendo 4 mulheres e 1 homem. O Grupo OA contava com 6 participantes, 3 de cada sexo e o Grupo DP, também com 6 sujeitos, tinha 1 mulher e 5 homens. A formação destes 4 grupos teve a intenção de identificar características específicas das curvas que pudessem estar relacionadas com a idade e condições clínicas.

O presente estudo justifica sua pequena amostra devido à interrupção das coletas de dados ocasionada pela pandemia da COVID-19, sendo esta amostra composta somente por pacientes do teste piloto. A coleta real não pôde ser realizada, pois as pesquisas de campo foram suspensas, perdurando até o prazo final da entrega desta tese.

2.3 Critérios de Inclusão

- Grupo com lesões nos membros superiores

Estar em condições clínicas de realizar o tipo de esforço solicitado pela pesquisa, ou seja, não apresentar dor ou qualquer incômodo no momento do teste; apresentar diagnóstico médico de Osteoartrite ou Doença de Parkinson; ter capacidade de compreensão do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Apêndice A).

- Grupo sem lesões nos membros superiores

Ter capacidade de compreensão do TCLE.

2.4 Critérios de Exclusão

- Grupo com lesões nos membros superiores

Possuir condições clínicas não diagnosticadas pelo médico; possuir condições osteomioarticulares diagnosticadas pelo profissional da saúde competente que os impeçam a exercer força muscular isométrica máxima de preensão; possuir neuropatias graves; não concluir o teste completo.

- Grupo sem lesões nos membros superiores

Ter histórico de lesão nos membros superiores; não concluir o teste completo.

2.5 Cuidados Éticos

O projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar) com aprovação em 05/03/2019, sob o CAAE número 89510618.2.0000.5504 (Anexo). Todos os sujeitos assinaram o TCLE.

2.6 Local de Coleta dos Dados

A coleta de dados ocorreu nos locais listados abaixo. Isso só foi possível, devido ao procedimento de coleta não requerer um ambiente específico:

- Unidade Saúde Escola – USE/UFSCar;

- Laboratório de Inovação e Empreendedorismo em Tecnologia Assistiva, Esporte e Saúde, Departamento de Educação Física e Motricidade Humana – UFSCar;
- Domicílio dos voluntários.

2.7 Instrumentos, Equipamentos e Mobiliário

2.7.1 Transdutor EMG System do Brasil e Dinamômetro JAMAR®

Para avaliação da força de preensão manual, foi utilizado um transdutor de força manual da EMG System do Brasil, computadorizado, com interface gráfica e empunhadura modificada anatomicamente (Figura 2) (AMARAL; MANCINI; NOVO JR., 2012; NOVO JR., 2008, 2009), aqui identificado como transdutor, juntamente com o dinamômetro JAMAR®, para efeitos de comparação e validação da força de preensão (Figura 3).

Figura 2- Transdutor de força manual da EMG System do Brasil com empunhadura modificada.

Fonte: Arquivo próprio

Figura 3 - Dinamômetro JAMAR® (instrumento padrão para avaliação da força máxima)

Fonte: Arquivo próprio

2.7.2 Questionário

Para a coleta de dados pessoais e antropométricos, aplicou-se um questionário (Apêndice B), contendo nome; data de nascimento; dominância manual; atividade profissional; uso de medicação; perguntas sobre dores, desconforto ou trauma nos MMSS; prática de atividade física; rotina diária e histórico da patologia.

Ao final da coleta, os pacientes receberam um Manual de Alongamentos dos MMSS os quais foram aplicados antes da coleta e os pacientes foram orientados a levar para casa como rotina diária de cuidados com a saúde (Apêndice C).

2.7.3 Computador

Para o registro e armazenamento dos dados dos testes de força foi utilizado um Notebook, com processador Intel Core I3-4005U 1.7GHz, com 4GB de Memória RAM, tela de 14 polegadas, do fabricante Dell e sistema operacional Windows 10.

2.7.4 Mobiliário

Para a realização dos testes de força muscular foi utilizada uma cadeira fixa e sem apoio para os braços e uma mesa para suporte dos equipamentos.

2.8 Procedimentos

2.8.1 Procedimento para a Coleta de Dados

Seleção dos Sujeitos

- Grupo ISD:
  Realizado contato pessoal com um grupo de idosos que exercem atividade física do método Lian Gong em uma praça da cidade de Araraquara, interior do Estado de São Paulo;
- Grupo JSD:
  Contactados pessoalmente nas dependências da UFSCar e em uma praça de Araraquara;
- Grupo OA e Grupo DP:
  Os sujeitos foram contatados pessoalmente nas dependências da USE/UFSCar, mediante indicação dos profissionais que os atendem na unidade, indicação de pesquisadores da Unidade, ou de profissionais atuantes na cidade de Araraquara.

Protocolo de avaliação da força muscular isométrica

Anteriormente à execução dos testes, cada sujeito recebeu informações de como proceder para a realização dos mesmos, familiarizando-se com os equipamentos e a metodologia requerida. Foram realizados alongamentos e aquecimento para cada grupo muscular envolvido, baseado na movimentação livre das respectivas articulações (extensão e flexão em ciclo completo) com duração e intensidade adequadas (Apêndice C). Logo em seguida, o avaliador informou novamente sobre as instruções padronizadas a serem cumpridas na realização dos testes.

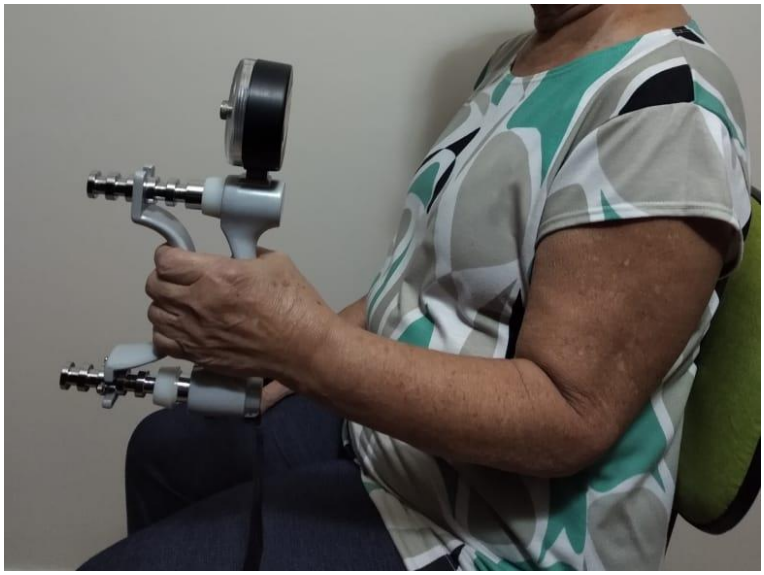
Foram executadas três tentativas de esforço isométrico máximo com o dinamômetro JAMAR® (Figura 4), com intervalo de 2 min entre as tentativas e seis com o transdutor (Figura 5) sustentadas por 10 s cada, com intervalos de 2 min entre as tentativas no sentido de evitar a fadiga acumulada (RAZZA, 2007). A escolha por seis tentativas com o transdutor, decorreu da necessidade de se selecionar três curvas que mais se assemelhassem com as orientações do teste de uma forma típica de curva força-

tempo. Não foi necessário randomização dos testes, pois deu-se intervalo para descanso entre os testes e entre as tentativas, evitando-se interferência nas coletas subsequentes. A força foi analisada bilateralmente.

Os participantes foram posicionados em uma cadeira fixa e sem apoio de braços para proporcionar postura adequada (ASHT) (REIS; ARANTES, 2011). Seus MMSS ficaram em 90º de flexão de cotovelo e pés apoiados no chão, de acordo com as recomendações da ASHT. Foi oferecido um suporte de apoio para os pés para aqueles voluntários que não alcançavam o chão. A parte posterior da empunhadura fixada junto às eminências tenar e hipotenar, de modo a inibir a ação do polegar. As aberturas das empunhaduras de cada dinamômetro foram definidas a partir da ação do quinto dedo, devendo este acionar a parte anterior da empunhadura.

Em ambos os testes, foram fornecidas orientações verbais de incentivo por parte do avaliador características de cada teste. No JAMAR® a orientação verbal foi “1, 2, 3...já”, pois trata-se de um teste de força máxima executada no menor tempo possível após o comando verbal para iniciar o teste. Com o TRANDUTOR a orientação foi “1, 2, 3...já...Força! Força! Força!...Deu!”, já que era necessário manter o nível de força inicial por alguns segundos até que fosse dado o comando para relaxar.

Figura 4 – Esforço isométrico máximo com o dinamômetro JAMAR®



Fonte: Arquivo próprio

Figura 5 – Esforço isométrico máximo com o transdutor

Fonte: Arquivo próprio

2.8.2 Procedimento para Tratamento e Análise dos Dados Coletados

Com o dinamômetro JAMAR®, foram realizadas 3 tentativas de esforço isométrico máximo e calculada a média para se chegar a um único valor que servirá de comparação e validação da força de preensão (FESS; MORAN, 1992).

Os dados cinéticos obtidos possuem a forma típica de curvas força-tempo (Figura 6). As curvas foram analisadas a partir de uma de suas duas fases: fase rápida, correspondente aos valores de força entre o início do teste até o valor da força máxima ($F_{máx}$) ser atingida. O período de desenvolvimento da curva (platô) foi avaliado para os quatro grupos e uma análise mais aprofundada foi realizada apenas para os Grupos ISD e JSD, pois, à exceção destes casos específicos, o decaimento dos valores de força não é significativo em virtude do tempo de execução dos testes (5 s).

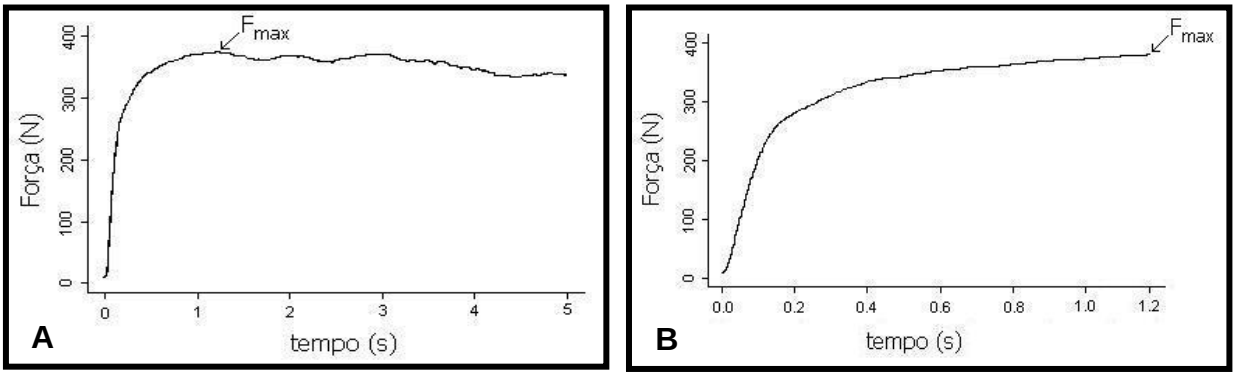
Cada sujeito realizou 6 tentativas de esforço isométrico máximo sustentadas por 10 s cada, gerando 6 curvas força-tempo, as quais foram analisadas em ambiente Matlab®[2]. Primeiramente, desenvolveu-se uma rotina com a finalidade de selecionar a parte das curvas referente ao início da pré-carga até 5 s de sustentação.

---

[2] Mathworks - licença adquirida através de pesquisa com apoio da FAPEMIG/MG/Brasil, projeto APQ 01284/09.

Posteriormente, foi realizada uma análise visual das 6 curvas já cortadas e selecionadas 3 curvas, obedecendo os seguintes critérios: curva com menor valor de pré-carga e curva que mais se assemelha com as orientações do teste de uma forma típica de curva força-tempo (Figura 6).

Figura 6 – Curva força-tempo típica (A) e a fase rápida em destaque (B)



Fonte: Arquivo LIETEC

Selecionadas as 3 curvas, outra rotina foi desenvolvida para se obter a média, desvio padrão e força máxima atingida (das 3 curvas e da curva média).

A partir da curva média de cada sujeito foi realizada a identificação das características da curva em sua fase rápida, onde a taxa de variação da força é alta, ajustando-se um modelo matemático não linear em seus parâmetros (NOVO JR., 2001). Isto posto, os dados observados foram modelados como:

$$y = F(t,p) + \xi 1 \qquad \text{equação (1)}$$

com $0 < t < t_{máx}$, em segundos, onde $t_{máx}$ é o tempo correspondente ao instante da ocorrência da força máxima; e ξ_1 o resíduo. Portanto, a fase rápida das curvas força-tempo pode ser representada por um ou mais dos seguintes modelos de regressão não linear:

- Modelo 1: Gompertz

$$Ffase\ rápida(t,p) = ae - e\hat{}(b - cx) + pc \qquad \text{equação (2)}$$

- Modelo 2: Logistic

$$Ffase\ rápida(t,p) \ = \ a/(1 \ + \ be - cx) \ + \ pc$$ equação (3)

- Modelo 3: Novo Jr

$$Ffase\ rápida(t,p) \ = \ (at2)/(b \ + \ exp(t2)) \ + \ ctd \ + \ pc$$ equação (4)

- Modelo 4: Morgan-Mercer-Flodin

$$Ffase\ rápida(t,p) \ = \ axb/(c \ + \ xb) \ + \ pc$$ equação (5)

- Modelo 5: Chapman-Richards

$$Ffase\ rápida(t,p) \ = \ a(1 \ - \ e - bx)c \ + \ pc$$ equação (6)

com t no intervalo 0-$t_{máx}$ e pc se referindo à pré-carga

O ajuste dos modelos *F*(t,p) aos dados experimentais foi realizado por meio de uma rotina específica para estimar os parâmetros (***a, b, c, d***), por meio do método dos mínimos quadrados, segundo o algoritmo Levenberg-Marquardt (NOVO JR., 2001).

Aos modelos que se ajustavam a cada curva, era aplicada uma análise visual para a escolha do modelo mais adequado, obedecendo os seguintes critérios:

1) o menor resíduo;
2) o maior valor da taxa de desenvolvimento da força (TDF) e
3) o comportamento monotônico crescente e decrescente das curvas força-tempo que resulta numa curva monotônica decrescente da TDF até o valor da $TDF_{máx}$.

Aos dados cinéticos, as seguintes ações foram realizadas:

1) identificação da curva força-tempo média;
2) identificação do modelo não-linear (fase rápida) que melhor se ajustava à curva média pelo método dos mínimos quadrados;
3) análise exploratória gráfica dos dados e diagnóstico do ajuste;

4) análise das variáveis discretas das curvas força-tempo, a saber: $F_{máx}$cm (força máxima da curva média), $t_{máx}$cm (tempo para se atingir a $F_{máx}$ da curva média), TDF e tempo da TDF(t_{TDF}).

Portanto, foi utilizada a abordagem de processo estocástico para avaliar e analisar a curva força-tempo. Num primeiro momento, foram identificados pontos discretos da curva, os quais incluem o valor da força máxima ($F_{máx}$), o tempo para se atingir a força máxima ($t_{Fmáx}$), a taxa de desenvolvimento da força (TDF) e o tempo da $TDF_{máx}$ ($t_{TDFmáx}$). Num segundo momento, considerando-se a curva força-tempo como uma sequência de valores de força (variáveis aleatórias) dependentes entre si, que evoluem com o tempo (duração do teste), seus valores foram explorados no domínio do tempo a partir de modelagem matemática visando previsão de valores e comportamentos futuros (NOVO JR., 2001). Para tanto, foi empregada a metodologia desenvolvida por Novo Jr. (2001) e Novo Jr. *et al*. (1999), por meio da regressão não linear (modelamento) e da comparação de curvas (métodos gráficos).

3. RESULTADOS

3.1 Caracterização da Amostra

De acordo com as tabelas 2 e 3, pode-se observar que a amostra foi composta por 9 sujeitos do Grupo ISD (idosos sem disfunções em MMSS), sendo 5 mulheres e 4 homens, com idade variando entre 63 e 83 anos (média de 74 anos). O Grupo JSD (jovens sem disfunções em MMSS) era composto de 5 jovens (4 mulheres e 1 homem) com idade variando entre 18 e 25 anos (média de 23 anos). O Grupo OA (Osteoartrite) tinha 6 sujeitos, 3 homens e 3 mulheres com idade variando entre 50 e 65 anos (média de 58 anos) e o Grupo DP (Doença de Parkinson) também tinha 6 sujeitos, porém 5 homens e 1 mulher com idade variando entre 56 e 80 anos (média de 68 anos).

Tabela 2 – Caracterização da amostra Grupos ISD e JSD (sem disfunções em MMSS)

GRUPOS	SUJEITO	SEXO	IDADE	PROFISSÃO
ISD	N1	F	76	Professora aposentada
ISD	N2	M	82	Dentista aposentado
ISD	N3	F	77	Dona de casa
ISD	N4	M	75	Metalúrgico aposentado
ISD	N5	F	81	Professora de música
ISD	N6	M	74	Vendedor ambulante
ISD	N7	F	67	Dona de casa
ISD	N8	F	63	Escrevente Técnica aposentada
ISD	N9	M	83	Mecânico aposentado
JSD	N10	M	25	Empresário
JSD	N11	F	22	Estudante
JSD	N12	F	24	Arquiteta
JSD	N13	F	26	Vendedora/Caixa
JSD	N14	F	18	Estudante

Fonte: Arquivo próprio

Tabela 3 – Caracterização da amostra Grupos OA e DP (com disfunções)

GRUPOS	SUJEITO	SEXO	IDADE	PROFISSÃO
OA	N15	M	61	Engenheiro Eletricista aposentado
OA	N16	F	50	Comerciante
OA	N17	M	57	Adestrador de cães
OA	N18	M	54	Investigador de polícia aposentado
OA	N19	F	59	Comerciante
OA	N20	F	65	Advogada
DP	N21	M	80	Pedreiro aposentado
DP	N22	M	78	Cortador gráfico aposentado
DP	N23	M	62	Representante comercial aposen-tado
DP	N24	F	56	Produção de pré-moldados aposen-tada
DP	N25	M	60	Pedreiro aposentado
DP	N26	M	71	Segurança aposentado

Fonte: Arquivo próprio

3.2 Força de preensão manual com dinamômetro JAMAR®

Na Tabela 4, pode-se observar o valor médio da força de preensão máxima (em Newton -N) realizada com as mãos direita ($F_{máx}$média D) e esquerda ($F_{máx}$média E) obtidas com o dinamômetro JAMAR®. De acordo com o protocolo da ASHT (FESS; MORAN, 1992), esta média foi gerada a partir de 3 tentativas de esforço isométrico máximo, com a finalidade de se chegar a um único valor que servirá de comparação e validação da força de preensão. Há também uma $F_{máx}$média TOTAL, que compreende o valor obtido pela média da $F_{máx}$média de ambas as mãos, com a finalidade de se facilitar uma posterior comparação com os dados obtidos pela dinamometria computadorizada.

Tabela 4 – $F_{máx}$ média de preensão manual com o dinamômetro JAMAR® para os quatro grupos

GRUPOS	SUJEITO	SEXO	IDADE	DOMINÂNCIA MANUAL	$F_{máx}$média D (N)	$F_{máx}$média E (N)	$F_{máx}$média TOTAL (N)
ISD	N1	F	76	D	287,14	281,26	284,20
ISD	N2	M	82	D	247,94	202,86	225,40
ISD	N3	F	77	D	277,34	205,80	241,08
ISD	N4	M	75	E	306,74	355,74	331,24
ISD	N5	F	81	D	287,14	215,60	251,86
ISD	N6	M	74	D	398,86	394,94	396,90
ISD	N7	F	67	D	247,94	228,34	238,14
ISD	N8	F	63	D	267,54	189,14	228,34
ISD	N9	M	83	E	222,46	251,86	237,16
JSD	N10	M	25	E	345,94	385,14	365,54
JSD	N11	F	22	E	235,20	254,80	245,00
JSD	N12	F	24	D	242,06	228,34	235,20
JSD	N13	F	26	D	287,14	264,60	276,36
JSD	N14	F	18	D	196,00	163,66	180,32
AO	N15	M	61	D	359,66	326,34	343,00
AO	N16	F	50	D	404,74	254,80	369,46
AO	N17	M	57	E	287,14	333,20	310,66
AO	N18	M	54	D	463,54	450,80	457,66
AO	N19	F	59	D	424,34	365,54	394,94
AO	N20	F	65	D	294,00	274,40	284,20
DP	N21	M	80	E	247,94	352,80	300,86
DP	N22	M	78	D	385,14	372,40	379,26
DP	N23	M	62	D	411,60	372,40	392,00
DP	N24	F	56	D	274,4	163,66	219,03
DP	N25	M	60	D	463,54	457,66	460,60
DP	N26	M	71	D	392,00	254,80	323,40

Fonte: Arquivo próprio

Na Tabela 4, o sujeito N6 destaca-se em relação aos demais, pois o valor de suas $F_{máx}$médias, tanto D, quanto E e TOTAL, é bem maior quando comparado aos sujeitos do mesmo grupo.

O sujeito N10 da mesma tabela também está em evidência em relação aos demais do seu grupo, ao se verificar que os valores de suas $F_{máx}$média (D, E e TOTAL) estão muito acima.

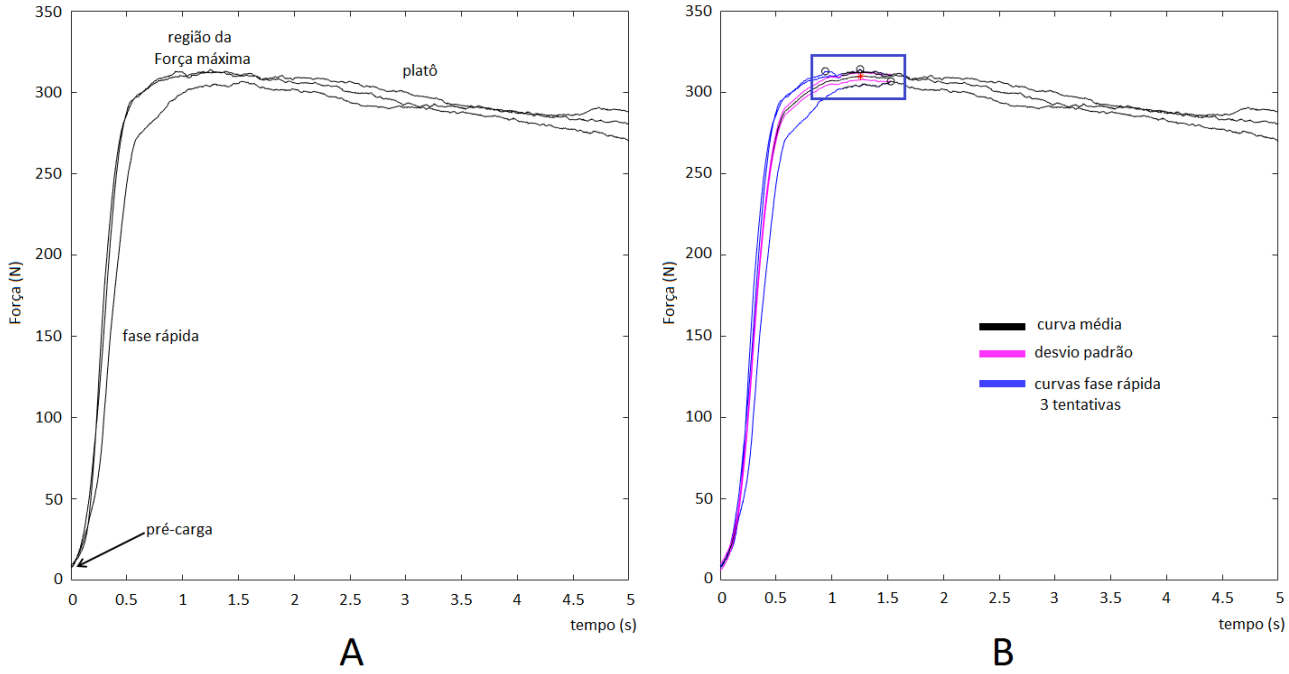
3.3 Caracterização das curvas força-tempo

A curva média de cada voluntário foi obtida a partir da média, ponto a ponto, das três curvas força-tempo selecionadas em 3 tentativas de esforço isométrico, conforme protocolo.

As curvas experimentais (3 tentativas) foram utilizadas para identificar a curva média de cada sujeito para os testes de preensão manual, tanto com a mão direita como esquerda (Figura 7).

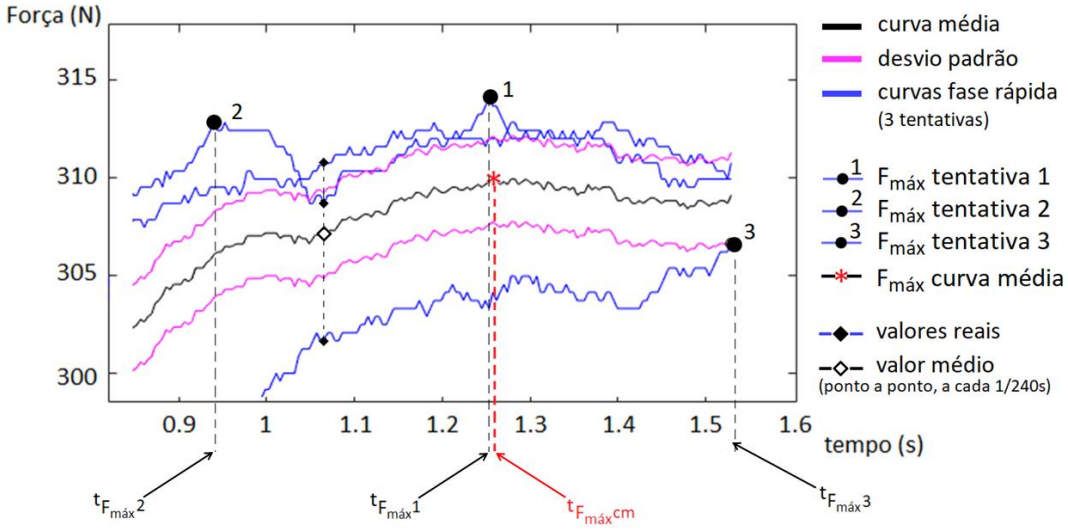
Neste estudo, as características mais relevantes foram analisadas na fase rápida das curvas força-tempo, região na qual é pertinente o ajuste de modelos matemáticos para descrição desse comportamento. No caso da região de platô, à exceção de casos específicos a serem abordados mais à frente, o decaimento dos valores de força não é significativo em virtude do tempo de execução dos testes (5s). O destaque mostrado na Figura 7B (retângulo) pode ser mais bem visualizado na Figura 8 onde são mostrados os valores de força máxima ($F_{máx}$) obtidos por um sujeito em cada uma das 3 tentativas, o valor de força máxima da curva média ($F_{máx}$cm) e os valores que compõem a construção da curva média, ponto a ponto, considerando-se a frequência de aquisição de 240Hz.

Figura 7 – Identificação da curva média para a fase rápida do teste de preensão
(A) curvas força-tempo típicas, obtidas nas 3 tentativas de um sujeito.
(B) curva média da fase rápida, obtida ponto a ponto a cada 1/240 s, a partir da média dos valores de força de cada curva considerando-se que a frequência de aquisição foi de 240Hz.



Fonte: Arquivo próprio

Figura 8- A curva média, desvio padrão e valores de força máxima



Fonte: Arquivo próprio

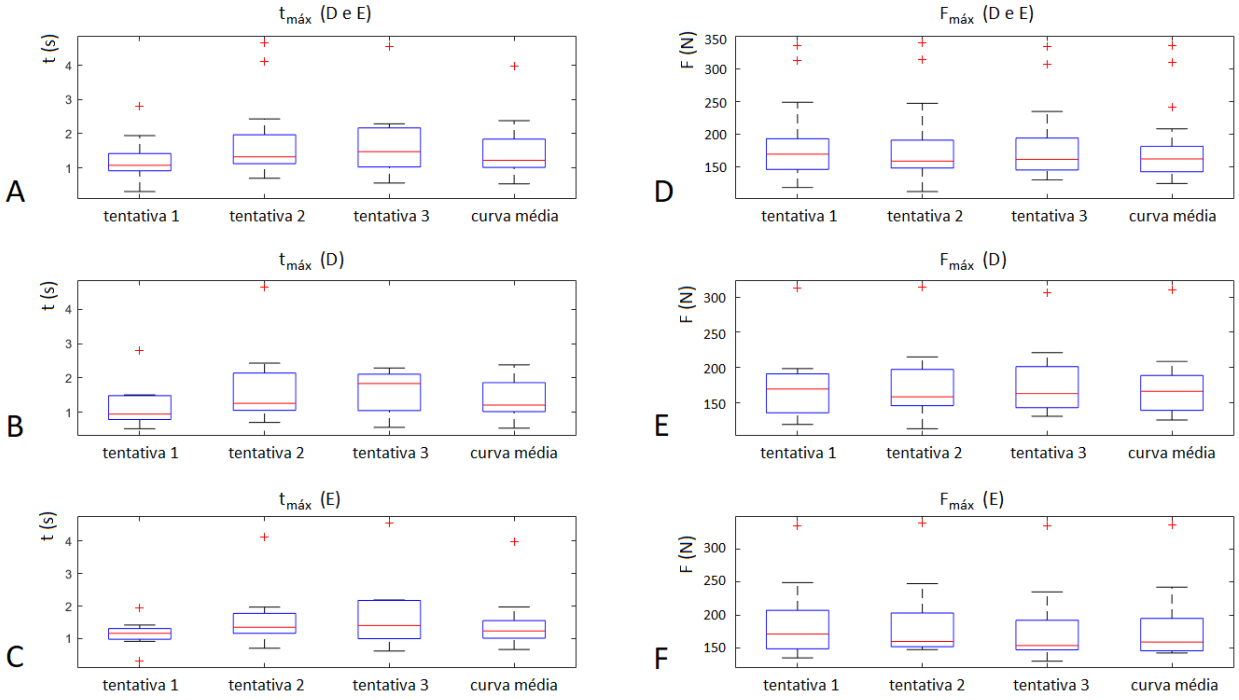
A Figura 8 mostra as variáveis discretas denominadas de “variáveis primárias” neste estudo por fazerem parte dos dados experimentais: $F_{máx}$ (força máxima de preensão em cada uma das tentativas) e o $t_{Fmáx}$ (tempo em que as $F_{máx}$ ocorrem).

As demais variáveis foram denominadas de “variáveis secundárias”, calculadas a partir das primeiras, a saber: $F_{máx}$cm (força máxima da curva média), $F_{máx}$média (valor médio da força máxima obtido a partir da média dos valores de força em cada uma das tentativas) e o $t_{Fmáx}$médio (valor médio do tempo das forças máximas a partir da média dos valores do tempo em cada uma das tentativas).

É importante ressaltar que dentre essas variáveis, a identificação das variáveis $t_{Fmáx}$, $t_{Fmáx}$cm e $F_{máx}$cm, somente é possível em virtude do uso do transdutor de força computadorizado, com o registro das curvas força-tempo diretamente no computador.

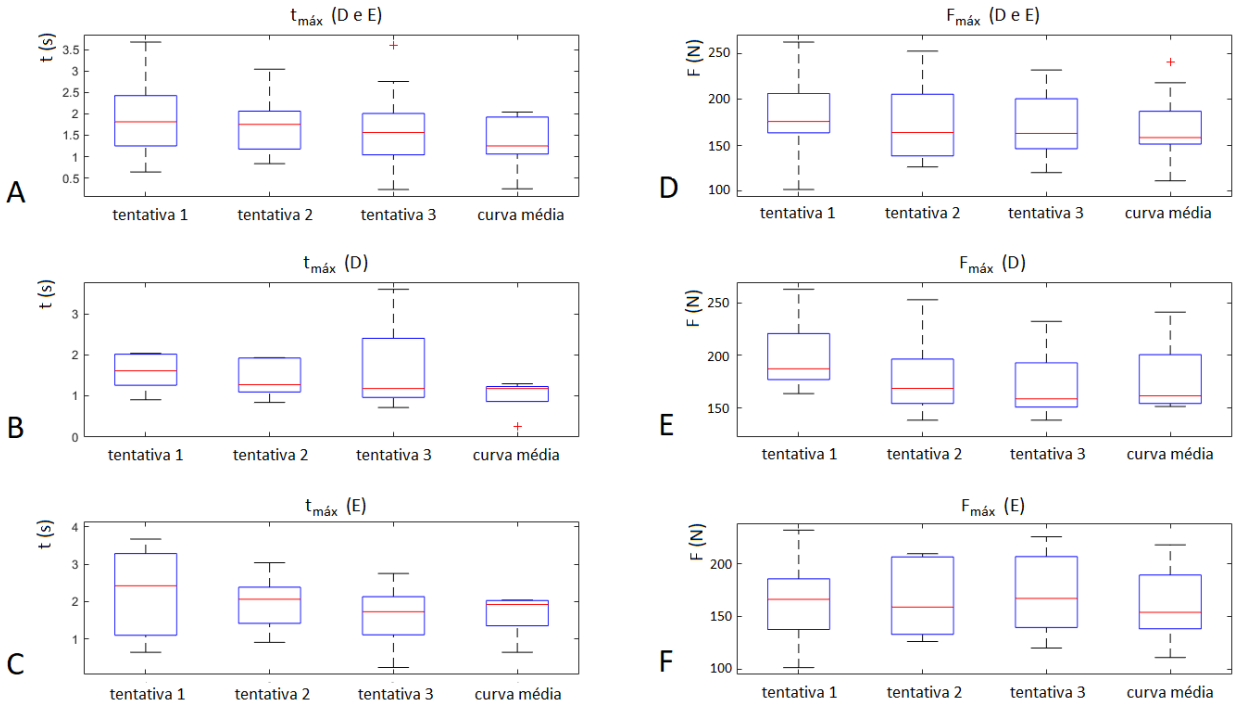
Considerando que a força máxima de preensão da mão em testes de esforço isométrico é, em geral, tomada como a média das forças máximas obtidas a partir das tentativas (FESS; MORAN, 1992) e amplamente utilizada como parâmetro de avaliação da função manual nesse tipo de teste, este estudo vem propor a $F_{máx}$cm como parâmetro de avaliação. Para tanto, foi preciso verificar, para os grupos avaliados neste estudo, a relação entre as forças mensuradas em cada tentativa (força máxima experimental) com a força máxima da curva média (teórica) que é identificada a partir da curva média. As Figuras 9 a 12 mostram a comparação entre os valores de $F_{máx}$ de cada tentativa com o valor da $F_{máx}$cm, tanto para a mão direita (D) como esquerda (E) e dentro de cada grupo avaliado neste estudo: Grupo ISD, Grupo JSD, Grupo OA e Grupo DP. Essas figuras apresentam os valores reunidos na forma de *boxplot*, onde são mostrados, graficamente, os valores de mínimo, máximo, 1º e 3º quartil, mediana e valores extremos (*outliers*). Os quadros identificados pelas letras A, B e C referem-se aos tempos de ocorrência das forças máximas. Os quadros com as letras D, E e F, às forças máximas, respectivamente às 3 tentativas do teste (dados experimentais) e à curva média (calculada) de ambas as mãos (direita e esquerda).

Figura 9- Valores de $t_{Fmáx}$, $F_{máx}1$, $F_{máx}2$, $F_{máx}3$ e $F_{máx}cm$ para ambas as mãos Grupo ISD, N=9



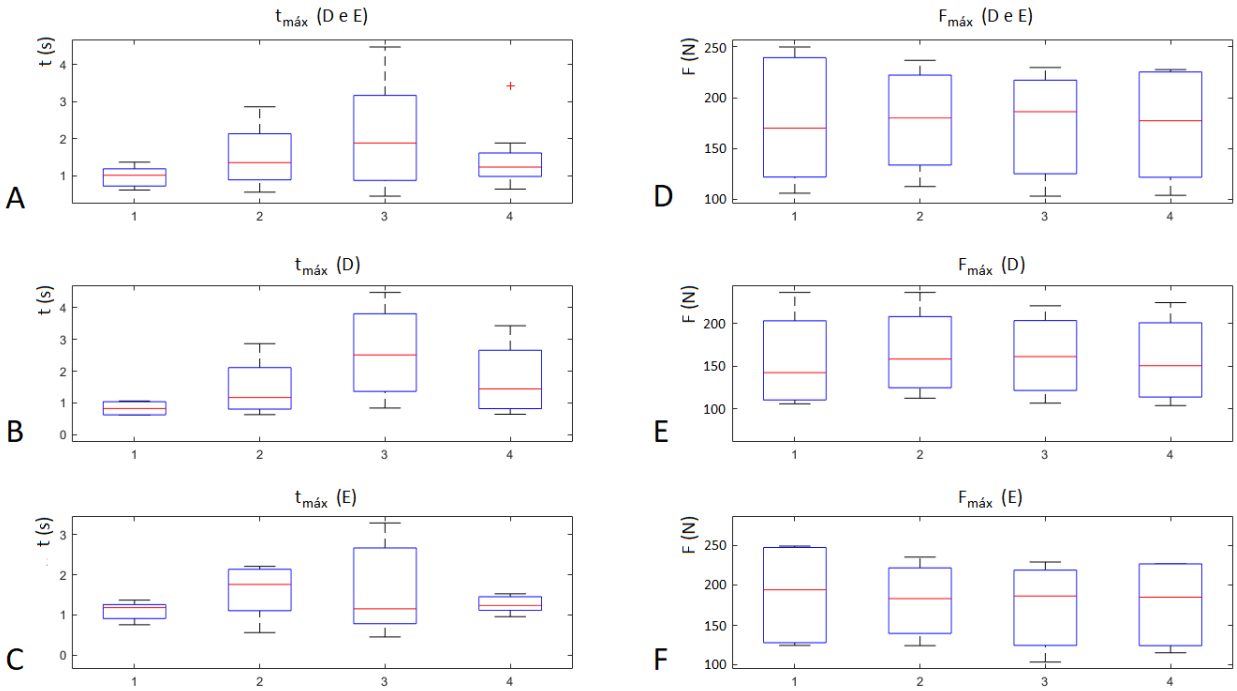
Fonte: Arquivo próprio

Figura 10 - Valores de $t_{Fmáx}$, $F_{máx}1$, $F_{máx}2$, $F_{máx}3$ e $F_{máx}cm$ para ambas as mãos Grupo JSD, N=5



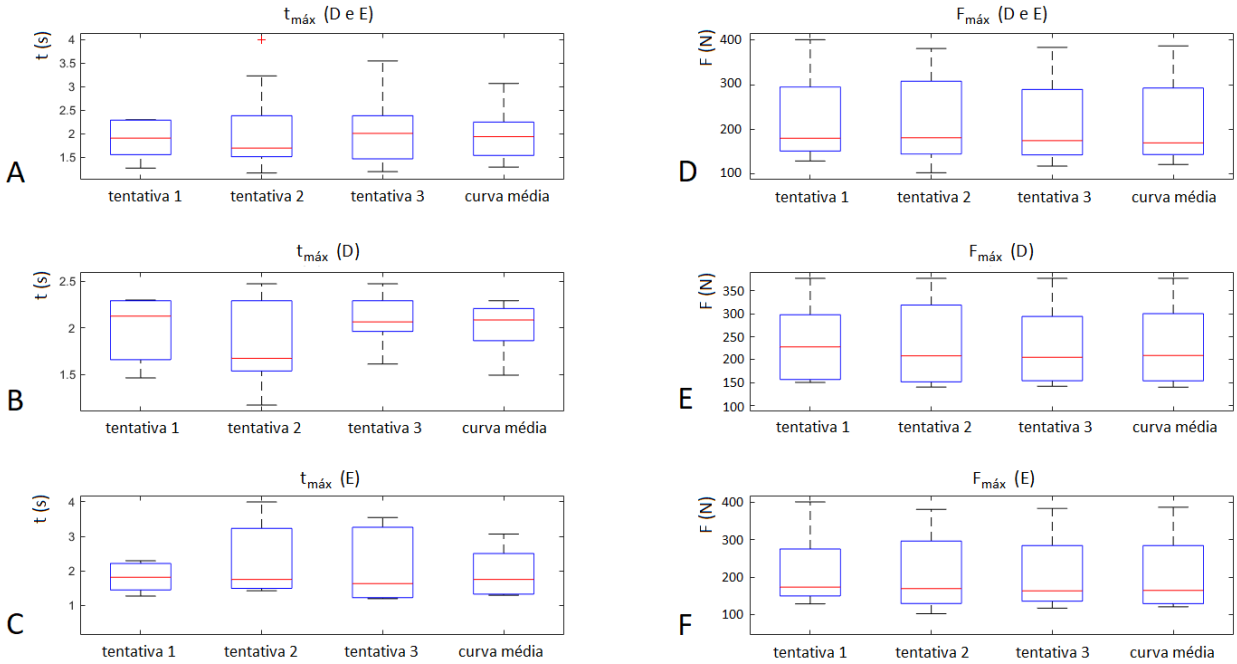
Fonte: Arquivo próprio

Figura 11 - Valores de $t_{Fmáx}$, $F_{máx}1$, $F_{máx}2$, $F_{máx}3$ e $F_{máx}cm$ para ambas as mãos Grupo OA, N=6



Fonte: Arquivo próprio

Figura 12 - Valores de $t_{Fmáx}$, $F_{máx}1$, $F_{máx}2$, $F_{máx}3$ e $F_{máx}cm$ para ambas as mãos Grupo DP, N=6



Fonte: Arquivo próprio

Pelo exposto nas figuras anteriores, vale ressaltar que não houve qualquer diferença estatisticamente significativa entre os valores médios do $t_{máx}$ e da $F_{máx}$ das 3

tentativas com os valores de $t_{máx}$cm e $F_{máx}$cm das respectivas curvas médias. Em consequência disso, o valor da $F_{máx}$cm (como também para o $t_{Fmáx}$cm) pode ser considerado como parâmetro de avaliação da força de preensão em testes de esforço isométrico, ao menos com os participantes deste estudo, como na equação 8:

$$F_{máx}\text{cm} \equiv F_{máx}\text{média} = \frac{F_{máx}1 + F_{máx}2 + F_{máx}3}{3} \qquad \text{equação (8)}$$

Com a constatação de que a $F_{máx}$cm pode ser considerada em substituição à $F_{máx}$média, a relevância da curva média passa a ser evidenciada. Neste sentido, a intenção a partir deste ponto é identificar outras características da curva força-tempo na busca de um melhor entendimento do desempenho nos testes de preensão. Deste modo, a análise do desenvolvimento da força durante os testes é facilitada, possibilitando a identificação de outras variáveis relevantes tais como a Taxa de Desenvolvimento da Força (TDF) e o tempo no qual a TDF é máxima. A TDF, medida em N/s, pode ser considerada como sendo a derivada da força no tempo, visto que se têm uma curva na qual pode-se aplicar tal conceito. Num primeiro momento, a TDF poderia ser conceitualmente definida como dF/dt, ou seja, a derivada primeira da força em relação ao tempo. No entanto, neste estudo foi considerado o termo TDF tal como descrito por Amaral, Mancini e Novo Jr. (2012) e Amaral *et al*. (2015) e calculado, diferentemente desses dois estudos, a partir da curva ajustada (modelo) e não dos dados experimentais.

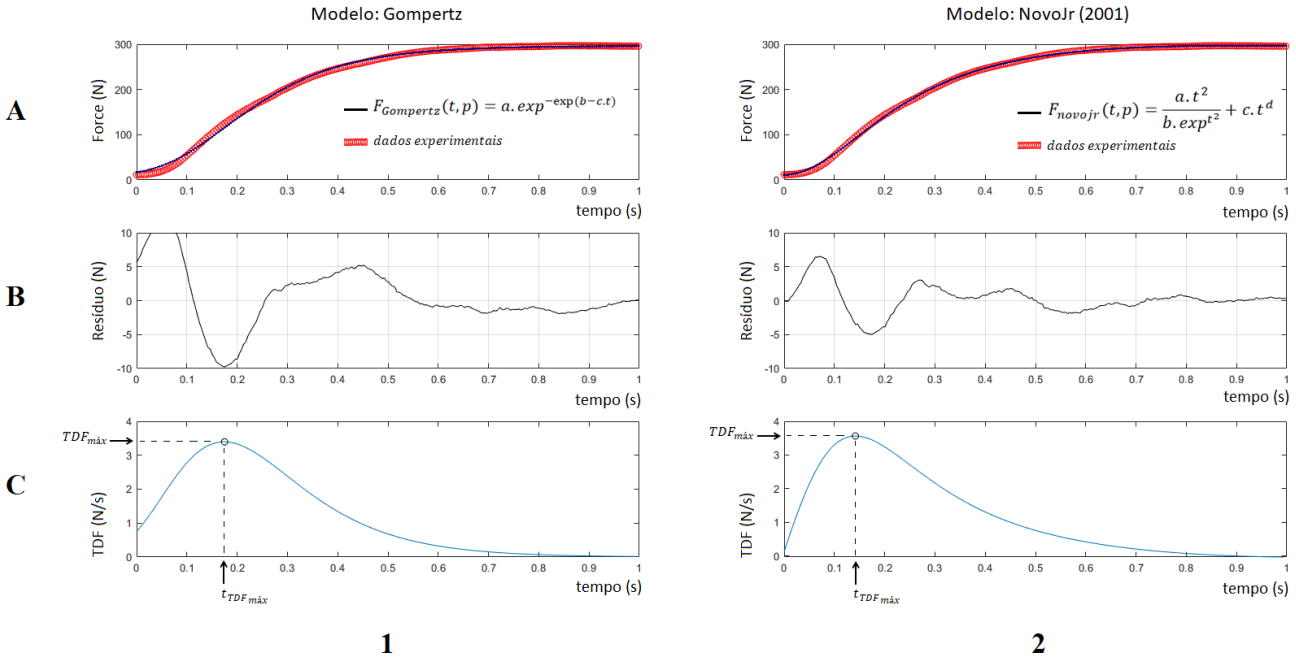
Ao se considerar o conceito da TDF, o seu dimensionamento é facilitado em virtude do fato dos testes terem sido executados por dinamometria computadorizada, onde o registro da força ocorre durante todo o teste, com a aquisição de até 240 pontos por segundo (240Hz), o que possibilita a modelagem da curva média a qual poderá ser representada por uma função matemática específica. Se por um lado as curvas experimentais possuem 240 valores de força por segundo, a função matemática exibe infinitos pontos, o que facilita a identificação da TDF por meio da aplicação da derivada. Antes disso, porém, é preciso descrever como ocorre esse ajuste de um modelo matemático à curva média, tal como se segue.

Baseado no estudo de Novo Jr. (2001), considera-se que o formato característico das curvas força-tempo é passível de que essas curvas possam ser

descritas por alguns modelos de regressão não linear nos parâmetros tais como: Gompertz, Logística, Morgan, Chapman-Richards e Novo Jr. (2001), os quais são largamente utilizados nas mais diversas áreas da pesquisa aplicada.

A Figura 13 exibe os ajustes dos modelos de Gompertz e Novo Jr. (2001) trazendo informações importantes sobre os critérios de decisão para a escolha do modelo adequado às curvas. Vale ressaltar que, pelo comportamento assintótico dos demais modelos (Logística, Morgan, Chapman-Richards), os mesmos não se mostraram adequados para descreverem as curvas força-tempo obtidas neste estudo. Nota-se, portanto, que as curvas Gompertz e Novo Jr. (2001) parecem se ajustar ao comportamento típico da força de preensão nos testes de esforço isométrico (Figura 13-A1 e A2) na fase rápida (região entre a pré-carga e força máxima). Os critérios para tal escolha serão descritos a partir do que é mostrado na Figura 13.

Figura 13- Curva força-tempo de um voluntário ajustada a dois modelos no intervalo de 0 a 1 segundo (fase rápida)



Fonte: Arquivo próprio

Os ajustes de ambos os modelos à curva média foram processados por meio de uma rotina desenvolvida em ambiente MATLAB®[3] com o uso da função **lsqcurvefit** a

[3] Licença de software obtida pelo projeto FAPEMIG/MG/Brasil No.APQ-01284-09.

qual possibilita a identificação dos parâmetros do modelo matemático utilizado frente aos dados experimentais da curva média no sentido dos mínimos quadrados. O modelo matemático ***F(t,p)***, seja para Gompertz ou Novo Jr. (2001), deve ser descrito da seguinte forma: força ***F*** em função do tempo ***t*** e dos parâmetros ***p*** do modelo. Como são mostrados nos quadros 1A e 2A (Figura 13), os modelos Gompertz e Novo Jr. (2001) apresentam, respectivamente, 3 e 4 parâmetros. Os parâmetros ***a***, ***b*** e ***c*** estão essencialmente ligados a uma função exponencial no caso do modelo de Gompertz e os parâmetros ***a***, ***b***, ***c*** e ***d*** estão atribuídos a funções quadráticas e exponenciais no modelo de Novo Jr. (2001).

No sentido de se evitar escolhas subjetivas para a identificação do modelo que melhor descreveria as curvas força-tempo, definiu-se 3 (três) critérios matemáticos que deveriam ser satisfeitos simultaneamente:

1º.) o menor resíduo (quadros 1B e 2B, Figura 13);

2º.) o maior valor da TDF (quadros 1C e 2C, Figura 13) e

3º.) o comportamento monotônico crescente e decrescente das curvas força-tempo (quadros 1A e 2A, Figura 13) que resulta numa curva monotônica decrescente da TDF até o valor da $TDF_{máx}$ (quadro 2C, Figura 13).

É importante ressaltar, como já mencionado anteriormente, que as curvas a partir de 1s apresentam comportamentos próximos do platô, sem qualquer indício de tendência tal como na fase rápida, salvo em alguns casos específicos a serem tratados mais adiante.

Constatou-se que o modelo proposto por Novo Jr. (2001) descreve de maneira satisfatória as curvas força-tempo deste estudo (equação 9).

$$F(t,p) = \frac{a.t^2}{b.exp^{t^2}} + c.t^d \qquad \text{equação (9)}$$

A partir da escolha do melhor ajuste, foram analisadas as variáveis $TDF_{máx}$ e $t_{TDFmáx}$ dentre os quatro grupos (ISD, JSD, OA e DP), aplicando-se a análise de variância (ANOVA *one-way*) por meio da função **anova1** (MATLAB®) com o propósito de determinar se os dados dentre esses 4 níveis (idosos, jovens, OA e DP) possuem uma média comum, ou seja, encontrar se diferentes grupos de uma variável independente têm

diferentes efeitos nas variáveis $t_{TDFmáx}$ e $TDF_{máx}$. A aplicação da função **anova1**, com nível de significância p<0,05 traz como resultados duas informações. Uma delas é a tabela da ANOVA (Tabelas 5 e 6) e a outra são os gráficos BOXPLOT (Figuras 14 e 15).

Tabela 5- ANOVA para os valores de $t_{TDFmáx}$

RESUMO

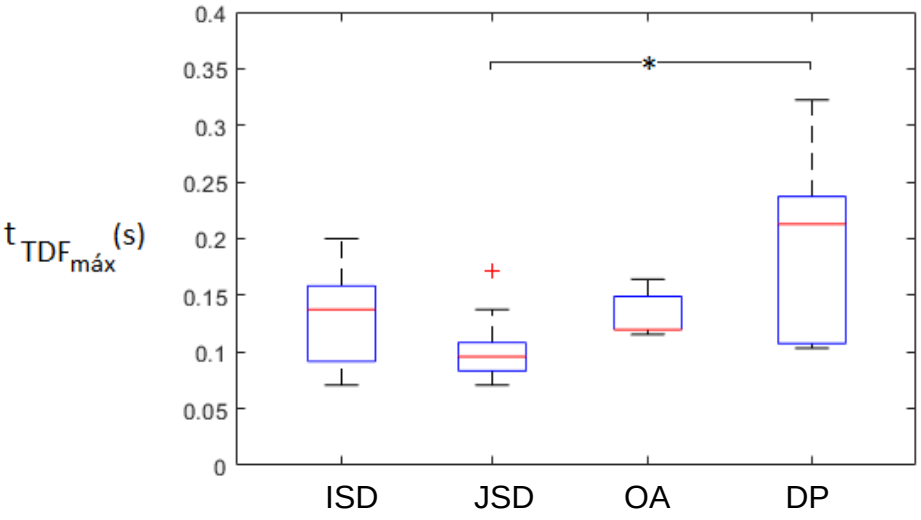
Grupo	*Contagem*	*Soma*	*Média*	*Variância*
ISD	18	43,65	2,42	0,63
JSD	10	38,04	3,80	3,34
AO	7	18,94	2,70	1,56
DP	6	12,44	2,07	0,46

ANOVA

Fonte da variação	*SQ*	*gl*	*MQ*	*F*	*valor-P*	*F crítico*
Entre grupos	15,77	3	5,25	3,71	0,019	2,86
Dentro dos grupos	52,43	37	1,42			
Total	68,20	40				

Fonte: Arquivo próprio

Figura 14 - Gráficos BOXPLOT do tempo da TDF máximo para os quatro grupos



Fonte: Arquivo próprio

Como mostra a Tabela 5, o *valor-P* menor que o nível de significância proposto, indica que nem todas as médias dos valores de $t_{TDFmáx}$ são iguais, o que pode ser constatado na Figura 14, cuja análise gráfica por si só já traz a ideia de que as médias seriam diferentes. As linhas vermelhas na Figura 14, é importante ressaltar, compara as

medianas dos valores de $t_{TDFmáx}$, não as médias. A diferença foi identificada entre o Grupo JSD e o Grupo DP, identificada com a aplicação de teste *post hoc* de Tukey.

No caso da variável $TDF_{máx}$ a Tabela 6 mostra o *valor-P* igualmente pequeno, comprovando que tal variável possui média diferente entre os mesmos grupos (Figura 15). Do mesmo modo, a diferença foi identificada entre o Grupo JSD e o Grupo DP.

Tabela 6- ANOVA para os valores de $TDF_{máx}$

RESUMO

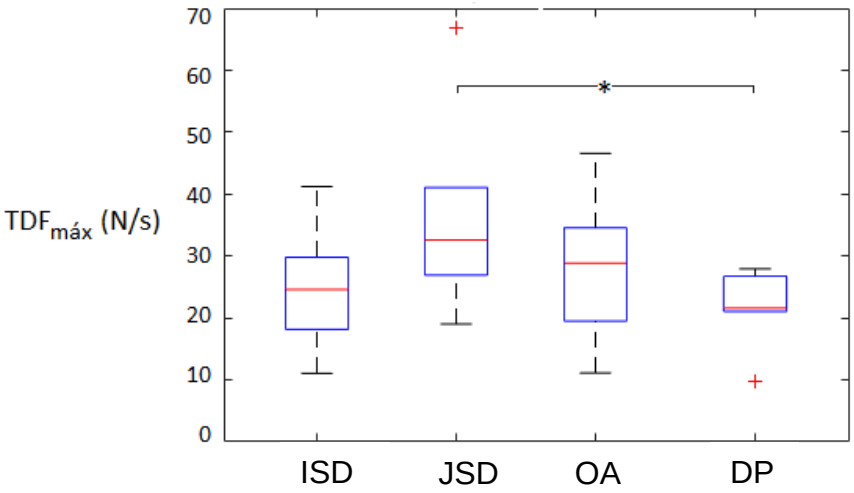
Grupo	*Contagem*	*Soma*	*Média*	*Variância*
ISD	18	2,31	0,13	0,0015
JSD	10	1,02	0,10	0,0009
OA	7	0,91	0,13	0,0004
DP	6	1,19	0,20	0,0073

ANOVA

Fonte da variação	*SQ*	*gl*	*MQ*	*F*	*valor-P*	*F crítico*
Entre grupos	0,035	3	0,0118	5,96	0,0020	2,86
Dentro dos grupos	0,073	37	0,0019			
Total	0,11	40				

Fonte: Arquivo próprio

Figura 15 - Gráficos BOXPLOT da TDF máxima para os quatro grupos



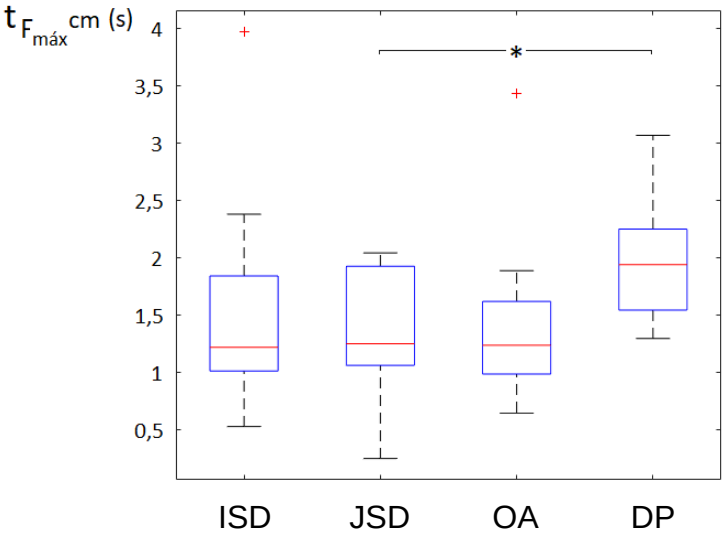
Fonte: Arquivo próprio

Com isso, é possível afirmar que a velocidade de contração nos testes de preensão desses 4 grupos é diferente, o que implica dizer que houve diferença

estatisticamente significativa entre o desenvolvimento da força entre os grupos JSD e DP.

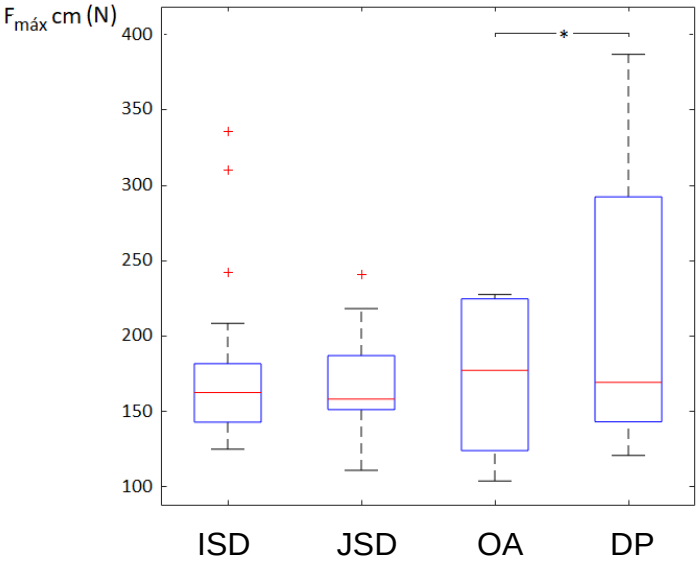
Considerando ainda que a curva média se mostra adequada no que se refere à identificação da força máxima de preensão, tal como mostra a equação (8), resta agora analisar as $F_{máx}$cm (como também o $t_{Fmáx}$cm) entre os grupos, como mostram as Figuras 16 e 17.

Figura 16- Tempo para atingir a força máxima das curvas médias



Fonte: Arquivo próprio

Figura 17- Valores da força máxima das curvas médias



Fonte: Arquivo próprio

Constatou-se que apenas os grupos OA e DP, apresentaram diferença significativa (p<0,05) na força máxima de preensão (Figura 17). No que se refere à velocidade de contração, esperava-se que houvesse diferença entre os grupos sem e com disfunção e, no entanto, só houve diferença significativa (p<0,05) entre os grupos JSD e DP (Figura 16).

A análise de variância foi também aplicada para identificar se houve diferenças entre as médias dos valores dos parâmetros ***a***, ***b***, ***c*** e ***d*** do modelo (equação (9)) ajustado às curvas força-tempo de cada um dos grupos envolvidos no estudo. Novamente, após a aplicação da função **anova1** (MATLAB®) temos como resultados para cada um dos parâmetros, a tabela ANOVA (Tabela 7) e o gráfico de BOXPLOT (Figura 18) como mostrados a seguir.

Tabela 7- ANOVA para os valores do parâmetro ***a***

RESUMO

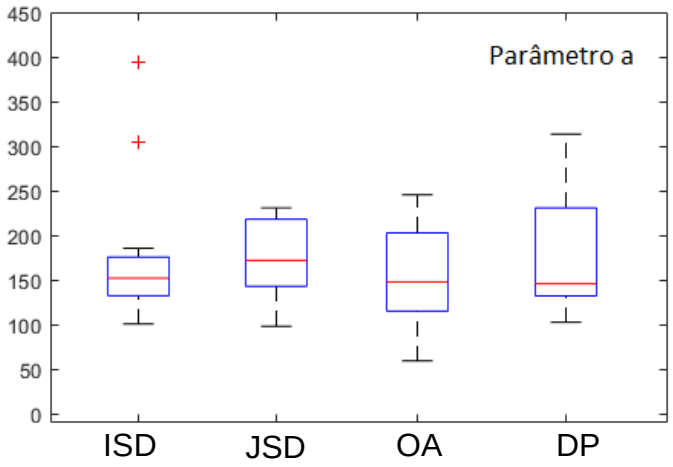
Grupo	*Contagem*	*Soma*	*Média*	*Variância*
ISD	18	3047,31	169,29	5124,14
JSD	10	1713,18	171,32	1910,15
OA	7	1086,97	155,28	3929,65
DP	6	1070,33	178,39	6231,87

ANOVA

Fonte da variação	*SQ*	*gl*	*MQ*	*F*	*valor-P*	*F crítico*
Entre grupos	1898,35	3	632,78	0,15	**0,93**	2,86
Dentro dos grupos	159038,98	37	4298,35			
Total	160937,33	40				

Fonte: Arquivo próprio

Figura 18 - Gráficos BOXPLOT parâmetro ***a***



Fonte: Arquivo próprio

Tabela 8- ANOVA para os valores do parâmetro ***b***

RESUMO

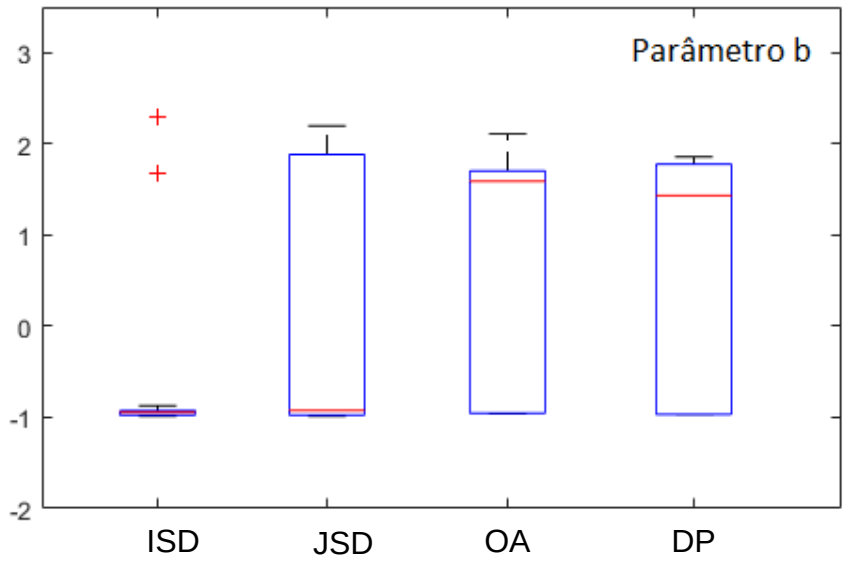
Grupo	*Contagem*	*Soma*	*Média*	*Variância*
ISD	18	11,22	-0,62	0,91
JSD	10	2,07	0,21	2,29
OA	7	4,21	0,60	2,15
DP	6	4,56	0,76	1,84

ANOVA

Fonte da variação	*SQ*	*gl*	*MQ*	*F*	*valor-P*	*F crítico*
Entre grupos	13,42	3	4,47	2,85	**0,05**	2,86
Dentro dos grupos	58,13	37	1,57			
Total	71,55	40				

Fonte: Arquivo próprio

Figura 19- Gráficos BOXPLOT parâmetro ***b***



Fonte: Arquivo próprio

Tabela 9- ANOVA para os valores do parâmetro ***c***

RESUMO

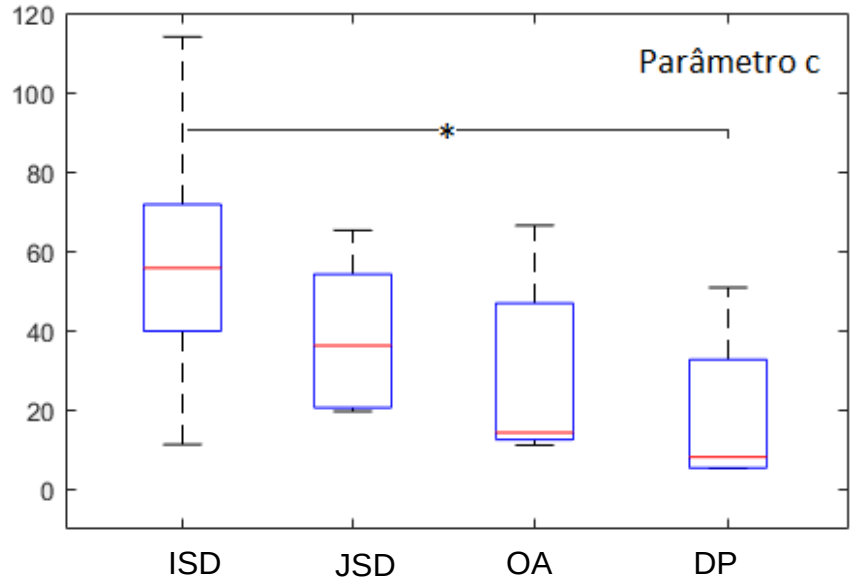
Grupo	*Contagem*	*Soma*	*Média*	*Variância*
ISD	18	1032,34	57,35	733,04
JSD	10	381,36	38,14	285,02
OA	7	208,66	29,81	505,35
DP	6	110,75	18,46	361,03

ANOVA

Fonte da variação	*SQ*	*gl*	*MQ*	*F*	*valor-P*	*F crítico*
Entre grupos	8754,49	3	2918,16	5,44	**0,0034**	2,86
Dentro dos grupos	19864,23	37	536,87			
Total	28618,71	40				

Fonte: Arquivo próprio

Figura 20- Gráficos BOXPLOT parâmetro ***c***



Fonte: Arquivo próprio

Com *valor-P*=0,00337 há, provavelmente, uma variação significativa entre os grupos e foi necessário identificar entre quais grupos tal diferença ocorre. Considerando variâncias equivalentes dos grupos, propondo um teste de bi-caudal, sem afirmar que os valores de um grupo é maior ou menor que o outro, ou seja, que eles são diferentes tanto para valores altos como baixos. De acordo com o teste *post hoc* de Tukey bi-caudal, as diferenças foram identificadas. No entanto, usando a correção de Bonferroni, foi ajustado o nível de significância de 0,05 estabelecido inicialmente, o que corresponde a 95% de

chance, bastando dividir 0,05 pelo número de grupos, tendo 0,05/4=0,0125 o que altera o limiar da significância para 0,0125. Assim tem-se que há 95% de chance do parâmetro ***c*** do Grupo ISD ser diferente do Grupo DP.

Tabela 10- ANOVA para os valores do parâmetro ***d***

RESUMO

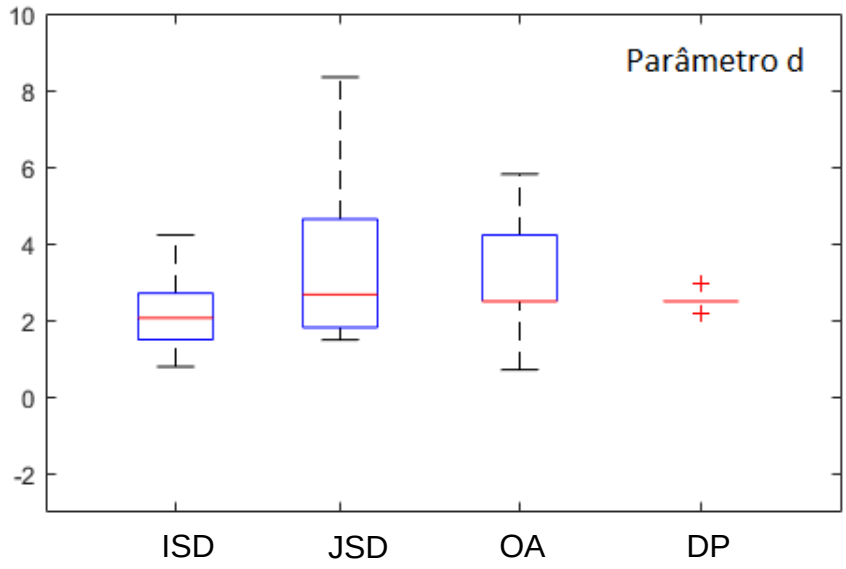
Grupo	*Contagem*	*Soma*	*Média*	*Variância*
ISD	18	41,027	2,28	0,96
JSD	10	34,64	3,46	4,63
OA	7	21,34	3,05	2,89
DP	6	15,13	2,52	0,064

ANOVA

Fonte da variação	*SQ*	*gl*	*MQ*	*F*	*valor-P*	*F crítico*
Entre grupos	10,02	3	3,34	1,63	**0,19**	2,86
Dentro dos grupos	75,71	37	2,05			
Total	85,74	40				

Fonte: Arquivo próprio

Figura 21- Gráficos BOXPLOT parâmetro ***d.***



Fonte: Arquivo próprio

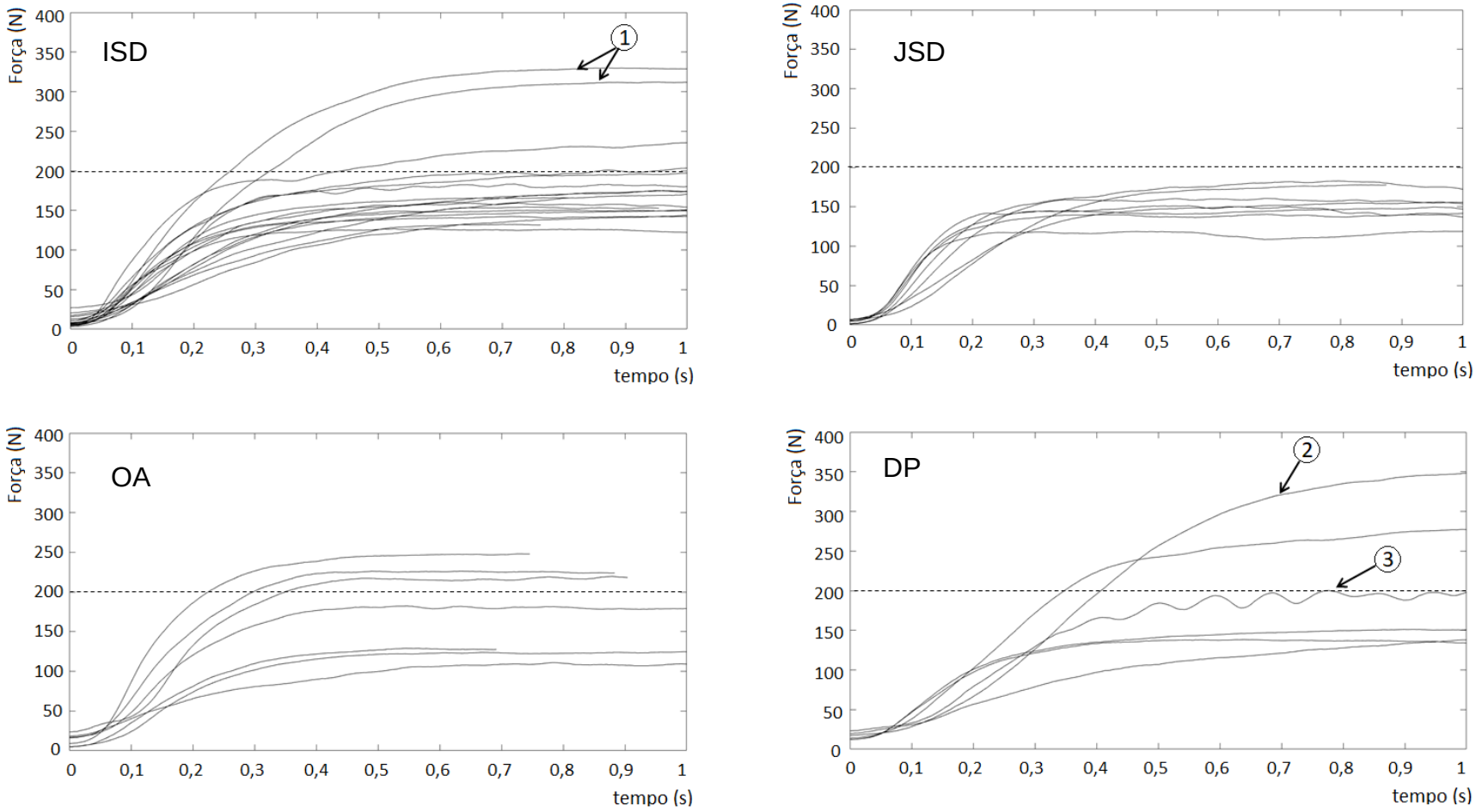
Para os demais parâmetros (***a***, ***b***, ***d***), não foram observadas diferenças estatisticamente significativas, ao menos para os grupos de pessoas avaliados neste estudo.

Nesse sentido, é relevante a análise gráfica das curvas força-tempo médias de cada voluntário, de ambas as mãos, visualizadas em conjunto, com o objetivo de identificar padrões no comportamento da força durante a fase rápida do teste, o que não é possível pelos gráficos boxplot anteriores. A análise gráfica das curvas na Figura 22 permite a visualização de suas várias características. A figura exibe em seus quadrantes as curvas dos 4 grupos de indivíduos participantes do estudo. Em cada gráfico, as linhas tracejadas à altura dos 200N serve como parâmetro visual de comparação dos “feixes de curvas”. As setas enumeradas identificam curvas que foram destacadas para elucidar alguns comentários. Num primeiro momento, parece haver mesmo similaridade na $TDF_{máx}$ entre os 4 grupos, cuja inclinação dos “feixes de curvas” parecem seguir a mesma tendência.

Observa-se ainda, em relação aos grupos de sujeitos sem disfunções em MMSS (ISD e JSD), alguns aspectos. Os “feixes de curvas” exibem um padrão similar, tanto para o Grupo ISD como JSD, com destaque para um valor médio de força menor para o JSD em relação ao primeiro durante o teste. Exceção às duas curvas do Grupo ISD (setas 1) que correspondem aos pontos *outliers* de $F_{máx}$cm (Figura 22) bem como nos valores dos parâmetros ***a*** e ***b*** do modelo, identificados respectivamente nas Figuras 18 e 19. Mesmo não havendo diferenças estatisticamente significativas entre as forças máximas entre idosos e jovens, é notória a diferença gráfica/visual no direcionamento dos feixes de curvas entre ambos.

Sobre o comportamento de duas curvas no Grupo DP (setas 2 e 3 Figura 22) nota-se na primeira, níveis de força elevados apesar de ultrapassar o valor de 200N em torno de 0,4s que é quase o dobro do tempo que o sujeito idoso (setas 1 Figura 22) levou para atingir esse mesmo valor. A seta 3 (Figura 22) mostra uma oscilação importante e até esperada para pacientes com Parkinson. No entanto, tal oscilação só foi observada nesse sujeito.

Figura 22 – Visão geral de todas as curvas médias em sua fase rápida para os quatro grupos



Fonte: Arquivo próprio

Como mencionado anteriormente, a fase de platô (período de desenvolvimento da curva) foi avaliada para os quatro grupos e uma análise mais aprofundada foi realizada somente para os Grupos ISD e JSD (Figuras 23 e 24), pois, à exceção destes casos específicos, o decaimento dos valores de força não é significativo em virtude do tempo de execução dos testes (5s).

Um único gráfico foi gerado com os dois grupos (ISD e JSD) (Figuras 23 e 24), pois não houve diferença significativa entre ambos em relação ao comportamento da força de preensão manual, tanto na fase rápida, quanto na fase de platô.

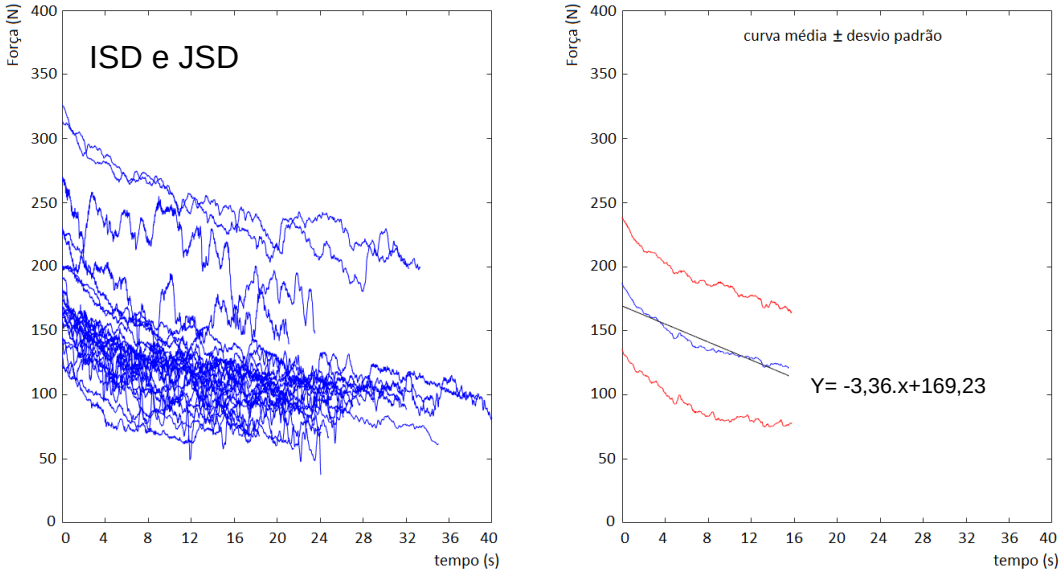
Considerando a definição da taxa de fadiga (T_{fad}) como consta na equação (10),

$$taxa\ de\ fadiga\ T_{fad} = \frac{\Delta F}{\Delta t} \qquad \text{equação (10)}$$

e aplicando esse conceito à regressão linear da curva média do platô dos grupos ISD e JSD (Figuras 23 e 24) tem-se um decréscimo da força durante a manutenção da preensão da $F_{máx}$ até 80% $F_{máx}$ em torno de 0,3314 N/s o que indica um índice aproximado de 33% na diminuição da força durante o platô.

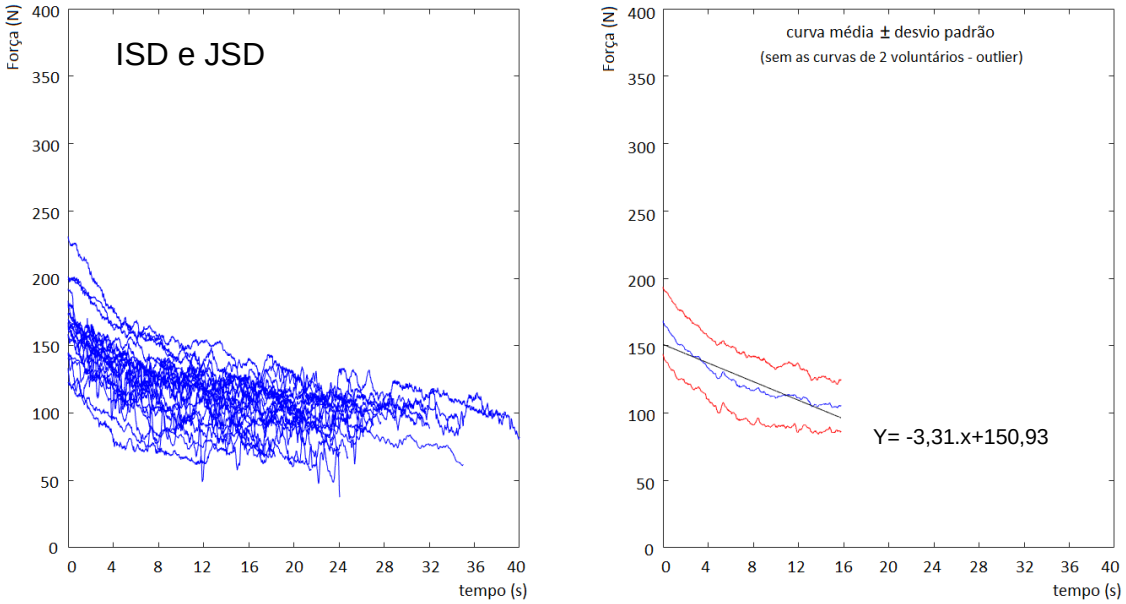
Observa-se nas Figuras 23 e 24 que o tempo de duração do platô para a curva média é de 16s, pois se um sujeito abandonou o teste em 16 s, a curva média é feita até o abandono, independente se os outros sujeitos demoraram mais. Contudo, pela tendência observada, este corte não traz prejuízo algum à análise, visto que esta curva iria se estabilizar até chegar aos 80% da $F_{máx}$.

Figura 23- Curvas da região de platô (Grupos ISD e JSD) e regressão linear da curva média do platô



Fonte: Arquivo próprio

Figura 24 - Curvas da região de platô (grupo sem disfunções em MMSS sem as curvas de 2 voluntários: N6 D e E, N10 D e E) e regressão linear da curva média do platô



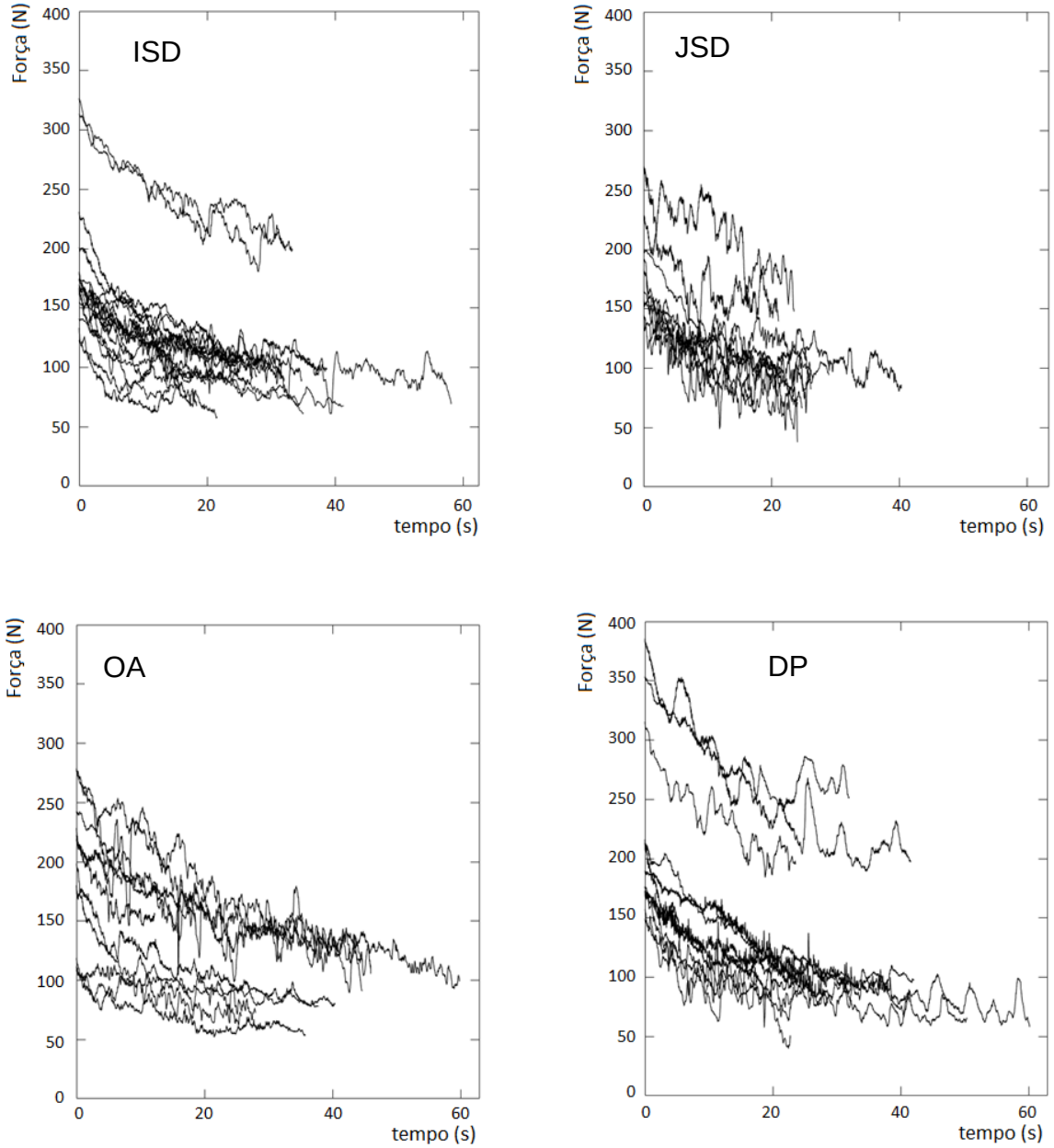
Fonte: Arquivo próprio

Em relação à Figura 24, os sujeitos que estavam fora do “feixe de curvas”, foram eliminados por conveniência, justamente por estarem fora de um padrão observado nas demais curvas e acima do desvio padrão. Ao se retirar esses dois sujeitos, uma nova

curva média foi feita, identificando seus respectivos desvios padrões, os quais são bem menores comparados aos da curva anterior.

Nestas mesmas figuras, também pode-se observar que as retas de regressão de ambas as curvas são semelhantes, acompanhando a mesma inclinação, ou seja, a curva de decaimento da força ou a fadiga associada no platô é idêntica nos dois casos.

Figura 25- Curvas força-tempo a partir da força máxima até atingir 80% $F_{máx}$



Fonte: Arquivo próprio

Ao se fazer uma análise visual da Figura 25, pode-se dizer que o “feixe de curvas” dos indivíduos com OA, possui uma amplitude grande, gerando uma reta de regressão com alta queda e um desvio padrão grande. No gráfico de DP, pode-se observar dois “feixes de curvas”, predominando o feixe de baixo com provavelmente uma inclinação maior. O feixe de cima, refere-se ao sujeito N25, representado também pela seta 2 da Figura 22.

Outra característica que se pode notar na Figura 25 é que há oscilação no platô o tempo todo, para os quatro grupos, ou seja, o que seria mais característico da DP, aparece em todos os grupos, sendo mais evidente no grupo JSD.

4. DISCUSSÃO

A amostra deste estudo foi composta por 26 sujeitos, sendo distribuídos em quatro grupos: Grupo ISD (idosos sem disfunções em MMSS, N=9), Grupo JSD (jovens sem disfunções em MMSS, N=5), Grupo OA (Osteoartrite, N=6) e Grupo DP (Doença de Parkinson, N=6).

Com o dinamômetro analógico JAMAR® foi possível avaliar a $F_{máx}$ para todos os sujeitos, com ambas as mãos, como pôde ser observado na Tabela 4. De acordo com a tabela, dois voluntários encontram-se em destaque (N6 e N10). O sujeito N6 apresenta 398,86N (mão D), 394,94N (mão E) e 396,90N (TOTAL) de $F_{máx}$médias, muito superior aos outros sujeitos do mesmo grupo (Grupo ISD) e ao valor normativo informado por Moura (2008) para a mesma faixa etária (idosos – 65 anos+) que são de 275,47N (mão D), 252,15N (mão E), gerando uma $F_{máx}$media TOTAL de 263,82N.

Para entender melhor o desempenho do sujeito N6, é preciso levar em conta vários fatores que o diferencia dos demais do grupo como sexo, ocupação, rotina diária e histórico de vida ilustrados nos estudos de Bardo *et al*. (2021), Wieczorek *et al*. (2020) e World Health Organization (2015). A literatura aponta que o valor alto da $F_{máx}$média TOTAL do sujeito N6 pode ser devido ao fato de ser do sexo masculino, ainda atuar em sua atividade profissional de vendedor ambulante que tem como tarefas empurrar seu carrinho de churros por vários quarteirões (do local onde estaciona seu carro, até seu ponto comercial), além de usar muito suas mãos para confeccionar seu produto de venda. Este sujeito realiza esta atividade laboral diariamente por aproximadamente 40 anos.

O estudo de Wieczorek *et al*. (2020) propôs-se a analisar a correlação entre força de preensão palmar e os testes de capacidade físico funcional em pessoas idosas de uma comunidade, tendo como resultado uma correlação fraca, mas significativa. Os autores evidenciam que o contexto biopsicossocial dos idosos pode interferir nesta correlação e que a força de preensão palmar pode ser utilizada para referenciar o índice de funcionalidade; porém, deve-se contextualizá-la com outras variáveis. O estudo elaborado pela World Health Organization (2015), corrobora este achado, ao relatar que a funcionalidade também pode ser caracterizada por fatores intrínsecos (características físicas e mentais) e influenciada por fatores extrínsecos (contexto de vida -

relacionamentos pessoais, atitudes, valores, sistemas e políticas de saúde e sociais), refletindo como fatores positivos ou negativos na própria funcionalidade.

Reforçando este achado, o estudo de Bardo *et al*. (2021) mediu a força de preensão manual em uma amostra transversal heterogênea de 662 participantes para testar os efeitos potenciais da idade, sexo, assimetria (dominância manual e lateralidade), formato da mão, ocupação e prática de esportes e instrumentos musicais que envolvem as mãos. Os achados foram um efeito significativo do sexo e do domínio da mão na força de preensão, mas não na destreza, enquanto o formato da mão e a idade tiveram maior influência na força de preensão feminina. As mulheres eram significativamente mais fracas com a idade, mas a força de preensão em mulheres com mãos largas e grandes foi menos afetada do que aquelas com mãos finas e longas. O envolvimento frequente em esportes de mão aumentou significativamente a força de preensão na mão não dominante em ambos os sexos, enquanto apenas os homens mostraram um efeito significativo de ocupação, de modo que os homens fazendo trabalho manual pesado eram significativamente mais fortes do que os homens fazendo um trabalho de escritório.

Esses resultados do presente estudo, ratificados pela literatura, servem de comprovação científica para dar sustentação à prática baseada em evidência na atuação do terapeuta ocupacional, tendo como foco de reabilitação a melhora e manutenção da força manual, levando em conta o importante papel que o histórico de vida do paciente, sua ocupação, sua rotina, suas atividades de preferência e desejos tem sobre condição clínica atual e possível prognóstico deste paciente. A manutenção da força muscular ao longo da vida auxilia a preservar, o máximo possível, a capacidade funcional dos sujeitos, promovendo um retorno à função e aos papéis ocupacionais, que traz valiosos benefícios para a saúde e longevidade (FERREIRA *et al.*, 2016; LACOURT; MARINI, 2006).

O outro sujeito destacado na Tabela 4 (N10), também apresenta o valor de sua $F_{máx}$média TOTAL muito acima, comparado aos indivíduos do mesmo grupo (Grupo JSD). Porém, ao se comparar este indivíduo com os valores de referência (MOURA, 2008), constata-se que o valor de sua $F_{máx}$média TOTAL (365,54N) está perfeitamente de acordo com os valores normativos para a mesma faixa etária (383,67N). Este dado sugere que os outros membros do grupo podem apresentar características biopsicossociais que podem interferir em sua força muscular, necessitando de uma maior

investigação deste contexto e de um maior número de sujeitos para compor a amostra dos estudos.

Ao analisar brevemente a trajetória da sociedade no que se refere ao brincar das crianças, pode-se verificar uma mudança na no tipo das brincadeiras, que antes era mais artesanal, com brinquedos manuais, de faz de conta, pega-pega, subir em árvores, andar de bicicleta, jogar futebol na rua, queimada, bets, desenhos, pintura, recorte e cole, e atualmente está mais tecnológico, com uso de vídeo games, celulares, tablets, entre outros. As denominadas “brincadeiras tradicionais” vêm perdendo cada vez mais espaço para as “tecnológicas” devido a diversas causas, dentre elas questões sociais como a violência urbana e o próprio fascínio pelo desenvolvimento tecnológico (LEMOS, 2008).

Com isso, observa-se também uma modificação do uso da força manual. Nas brincadeiras tradicionais têm-se a necessidade de um uso maior de força manual como ao subir em árvores, segurar o guidão de uma bicicleta e jogar bets, em detrimento às brincadeiras tecnológicas que, em sua maioria, utilizam apenas o dedo indicador. Pelo exposto, percebe-se a necessidade de estudos que aprofundem a investigação sobre o histórico de vida dos sujeitos, o seu contexto biopsicossocial e rotinas, para verificar se sujeitos jovens como os da presente pesquisa não foram crianças da era tecnológica, com um menor uso de atividades manuais e consequentemente menor força manual.

Com a dinamometria computadorizada, foi possível identificar mais variáveis além da $F_{máx}$, como o $t_{Fmáx}$ (tempo em que a $F_{máx}$ ocorre), consideradas como “variáveis primárias” e também “variáveis secundárias”, calculadas a partir das primeiras, a saber: $F_{máx}$cm (força máxima da curva média), $F_{máx}$média (valor médio da força máxima obtido a partir da média dos valores de força em cada uma das tentativas) e o $t_{Fmáx}$médio (valor médio do tempo das forças máximas a partir da média dos valores do tempo em cada uma das tentativas).

Ao considerar que literatura traz como valor de força máxima de preensão da mão a média das forças máximas obtidas a partir de três tentativas de esforço isométrico com o dinamômetro padrão ouro JAMAR® (FESS; MORAN, 1992), o presente estudo evidencia a relevância da curva média, ao obter como um de seus achados a constatação da possibilidade de substituir a força máxima média ($F_{máx}$média) pela força máxima da curva média ($F_{máx}$cm). Isso foi possível devido à comparação entre as forças mensuradas

em cada tentativa com a força máxima da curva média e à verificação de que não houve qualquer diferença estatisticamente significativa entre os valores médios do $t_{máx}$ e da $F_{máx}$ das 3 tentativas com os valores de $t_{máx}$cm e $F_{máx}$cm das respectivas curvas médias.

A maioria dos estudos descritos na literatura que avaliam as variáveis discretas da curva força-tempo não utiliza a força máxima da curva média em suas análises. Alguns realizam apenas uma coleta de curva força tempo e os que coletam mais de uma curva, apenas utilizam a $F_{máx}$média (DE DOBBELEER *et al*., 2017; DIAS *et al*., 2012; SEO; SINDHU; SHECHTMAN, 2011; VOLLERT *et al*., 2018). Portanto, este achado é de extrema relevância para estudos que utilizam a curva força-tempo para avaliar a preensão manual.

Após este primeiro momento de identificação dos pontos discretos da curva, um segundo momento foi realizado, considerando-se a curva força-tempo como uma sequência de valores de força (variáveis aleatórias) dependentes entre si, que evoluem com o tempo (duração do teste). Os valores da curva foram explorados no domínio do tempo, empregando-se a metodologia desenvolvida por Novo Jr. (2001) e Novo Jr. *et al*. (1999).

A partir da constatação de que o modelo proposto por Novo Jr. (2001) era o mais satisfatório (equação 9), foram analisadas as variáveis $TDF_{máx}$ e $t_{TDFmáx}$ dentre os quatro grupos (ISD, JSD, OA e DP), com o propósito de encontrar se diferentes grupos de uma variável independente têm diferentes efeitos nas variáveis $TDF_{máx}$ e $t_{TDFmáx}$. Como resultado, observa-se que nem todas as médias dos valores de $t_{TDFmáx}$ e $TDF_{máx}$ são iguais. Esperava-se que houvesse diferença entre os grupos sem e com disfunção e, no entanto, só houve diferença significativa na velocidade de contração nos testes de preensão entre os grupos JSD e DP, sendo a $TDF_{máx}$ maior e o $t_{TDFmáx}$ menor no Grupo JSD comparado ao DP, justificável por meio da análise do quadro clínico apresentados pelos portadores da DP, o qual possui como principais sintomas acinesia (dificuldade em iniciar o movimento) e bradicinesia (lentidão na execução do movimento) (JANKOVIC, 2008; PARKINSON, 2002; WIRDEFELDT *et al*., 2011). O estudo de Park e Stelmach (2007), cujo objetivo foi avaliar até que ponto a DP influencia a TDF durante uma produção de força isométrica máxima, teve como resultado que, enquanto o grupo controle empregava uma TDF maior com duração relativamente constante para

amplitudes de força maiores, os pacientes com DP exibiam dificuldade em utilizar tal estratégia de controle. Esses achados sugerem que os distúrbios do gânglio da base, interferem com o mecanismo de controle responsável pela modulação da TDF. Ademais, os autores sugerem que os déficits na modulação da TDF são intrínsecos às características da fisiopatologia da DP, corroborando os dados obtidos no presente estudo.

Considerando-se a curva média para identificação da força máxima de preensão, ao analisar as $F_{máx}$cm e o $t_{Fmáx}$cm entre os grupos, constatou-se que apenas os grupos OA e DP, apresentaram diferença significativa ($p<0,05$) na força máxima de preensão, apresentando-se maior nestes grupos, indicando novamente a necessidade de pesquisas considerando uma quantidade maior de sujeitos para uma investigação mais aprofundada do comportamento da força de preensão.

Também foi possível verificar diferenças entre as médias dos valores dos parâmetros ***a***, ***b***, ***c*** e ***d*** do modelo (equação (9)) ajustado às curvas força-tempo de cada um dos grupos envolvidos no estudo, identificando que o parâmetro ***c*** do Grupo ISD é diferente do Grupo DP, o que indica a possibilidade dos idosos em atingirem os valores de $F_{máx}$ com maior facilidade. Essa característica pode ser justificada devido aos idosos, apesar da literatura apontar que possuem uma menor Fmáx e TDFmáx e maior tTDFmáx (SANTOS *et al*., 2018; SCHETTINO *et al*., 2014; WATANABE *et al*., 2011) comparado aos jovens, não apresentam os padrões patológicos da DP como já citados anteriormente (acinesia e bradicinesia), os quais interferem consideravelmente no comportamento da curva força tempo desses indivíduos. Já os sujeitos do Grupo DP, além de estarem na faixa etária dos idosos, tem o agravante dos sintomas advindos da doença.

Para os demais parâmetros (***a, b, d***), não foram observadas diferenças estatisticamente significativas. Este estudo sugere que na equação (equação (9)) o parâmetro ***a***, por estar em uma posição de numerador da equação, e não haver diferença significativa, representa que todos os sujeitos da amostra conseguiram responder ao comando do teste com a rapidez necessária para sua execução. Logo em seguida (dentro de milissegundos), há um aumento da força por valores cada vez menores (curva monotônica decrescente), representado pelo parâmetro ***b***, cujo local na equação é em uma exponencial no denominador, expressando a parte não contrátil (tendões) da

musculatura, em contrapartida à parte contrátil expressada pelo parâmetro ***a*** (contração muscular e ação de encurtamento de sarcômero). Portanto, a força de preensão não vai vencer o equipamento (teste isométrico). Matematicamente, com o passar do tempo, o parâmetro ***a*** faz com que a força aumente cada vez mais, o que não é possível em um teste de isometria, sendo a exponencial do parâmetro ***b*** responsável por manter essa isometria, justamente por estar no denominador da equação, mudando a curvatura para baixo. Porém, apesar desse comportamento da curva existir matematicamente (subida da curva, seguida da queda), fisiologicamente isso não é possível, pois para se manter uma isometria na força máxima, são necessários os parâmetros ***c*** e ***d*** juntos, sendo o parâmetro ***c*** o responsável para se atingir a força máxima. Para se ter a real representação dos parâmetros ***a***, ***b***, ***c*** e ***d***, identificando suas características fisiopatológicas são necessários mais estudos, com uma amostra maior e mais homogênea.

O fato deste estudo ter amostras pequenas, pode justificar os resultados até então apresentados. Mesmo assim, algumas considerações podem ser levantadas em virtude do perfil de cada um dos grupos, as quais podem ser feitas a partir da análise gráfica das curvas força-tempo médias de cada voluntário, de ambas as mãos, visualizadas em conjunto, objetivando identificar padrões no comportamento da força durante a fase rápida do teste.

Pela análise visual dos gráficos, foi possível observar “feixes de curvas” indicando haver similaridade na $TDF_{máx}$ entre os quatro grupos, devido à tendência desses feixes em manterem o mesmo comportamento em relação à sua taxa, ou seja, os voluntários entenderam e executaram o protocolo dos testes tal como orientado pelo avaliador, que é extremamente importante à credibilidade dos dados da pesquisa.

Ainda em relação aos “feixes de curvas”, os grupos de sujeitos sem disfunções em MMSS (ISD e JSD), exibem um padrão similar, com destaque para um valor médio de força menor para o Grupo JSD em relação ao ISD durante o teste, o que sugere que estes jovens do estudo podem apresentar um estilo de vida diferente dos idosos, haja visto que os idosos recrutados participavam de um grupo de atividade física. Esses resultados desmistificam a ideia de que os idosos são sempre mais frágeis e incapazes

e demonstram a importância de se considerar a ocupação como uma importante influência na força de preensão palmar.

Os dados acima também foram demonstrados pelo dinamômetro JAMAR® e o mesmo sujeito do Grupo ISD (N6) que se destacou na avaliação com o JAMAR®, também mostrou-se como uma exceção na avaliação com o transdutor, representado pela seta 1 da Figura 22 e pelos valores dos parâmetros ***a*** e ***b*** do modelo nas Figuras 18 e 19, respectivamente. Como observado, os dados coletados com o transdutor estão em perfeita consonância com os dados do JAMAR®, considerado o padrão ouro dos instrumentos de avaliação, reforçando a relevância em se utilizar um dinamômetro computadorizado, que além da $F_{máx}$, exibe várias informações do comportamento da força de preensão manual ao longo do tempo, extremamente importantes para a prática clínica, pois traz uma medida mais fidedigna das condições e características do paciente, essenciais para a tomada de decisões no processo terapêutico.

No Grupo de DP, duas curvas apresentam-se em destaque (setas 2 e 3 Figura 22). Na primeira curva (seta 2) nota-se níveis de força elevados que, apesar de ultrapassar o valor de 200N em torno de 0,4s, é quase o dobro do tempo que o sujeito idoso (setas 1 Figura 22) levou para atingir esse mesmo valor, indicando uma lentidão do movimento característico da DP. Em relação à força com valor maior comparada ao idoso sem disfunções, são necessários mais estudos que se debrucem sobre o tema como destacou Ramos (2013) ao apresentar pesquisas que não encontraram diferenças significativas na força máxima de indivíduos sem disfunções em MMSS comparada com portadores da DP.

A seta 3 da Figura 22 mostra uma oscilação importante e até esperada para pacientes com Parkinson. No entanto, tal oscilação só foi observada nesse sujeito. O estudo de Ramos (2013) traz que é necessária uma anamnese bem detalhada dos sujeitos para poder verificar se os mesmos tomam medicamento e se estão na fase ativa (ON), o que interfere consideravelmente no aparecimento dos tremores. Os testes devem ser feitos na fase ON do medicamento, na qual os sintomas motores estão controlados, não interferindo na coleta de dados.

Uma característica importante ressaltada pelos gráficos da Figura 25 é a oscilação existente no platô, a qual ocorre o tempo todo, para os quatro grupos, ou seja,

o que seria mais característico da DP, aparece em todos os grupos, sugerindo que para a manutenção da força, existe oscilação, independentemente do indivíduo. Esta oscilação tem mais evidência no grupo de jovens, o qual apresentou menor $F_{máx}$, sugerindo pesquisas futuras que possam investigar se há uma correlação entre essas duas características.

5. CONCLUSÃO

O valor da força máxima da curva média ($F_{máx}$cm) pode ser considerado como parâmetro de avaliação da força de preensão em testes de esforço isométrico, em substituição à força máxima média ($F_{máx}$média), evidenciando-se a relevância da curva média.

Foram observadas alterações no formato e em valores das variáveis discretas que compõem as curvas força-tempo, porém diferentemente do que era esperado. Constatou-se que apenas os grupos OA e DP apresentaram diferença significativa na força máxima de preensão em relação aos demais, com $F_{máx}$cm maior e que o valor médio de força para o Grupo JSD foi menor em relação ao ISD, destacando-se a importância de se considerar a ocupação como fator influenciador da força de preensão palmar.

Houve diferença estatisticamente significativa no desenvolvimento da força entre os grupos jovens sem disfunções em MMSS (JSD) e Doença de Parkinson (DP), sendo a $TDF_{máx}$ maior e o $t_{TDFmáx}$ menor no Grupo JSD comparado ao DP. Este dado revela a importância da análise da curva força-tempo na avaliação da força muscular, pois, somente utilizando-se de dinamômetros computadorizados, é possível a análise da força empregada ao longo do tempo, a qual traz inúmeras informações do comportamento da força atrelado às características do quadro clínico de cada indivíduo.

Este tipo de avaliação poderá auxiliar na definição de melhores procedimentos de reabilitação pré e pós cirúrgicos, estratégias de treinamento adequados, bem como predizer com mais fidedignidade o *status* funcional dos indivíduos avaliados, elementos extremamente relevantes para a prática clínica dos terapeutas ocupacionais e de outros profissionais envolvidos no processo de reabilitação, visando manter a Capacidade Funcional, retorno à função e consequente independência para a realização das atividades diárias.

6. LIMITAÇÕES DO ESTUDO E SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

São necessárias mais pesquisas que aprofundem o estudo sobre este tema, com um número maior de sujeitos, permitindo uma investigação por idade, sexo, dominância manual, ocupação, grau da patologia, entre outros elementos que, como discutido, interferem na força de preensão manual. Vale ressaltar a importância de aplicar este protocolo à uma gama maior de disfunções de membros superiores, possibilitando maior correlação entre os padrões de curva força-tempo e cada uma dessas condições.

No presente estudo isso não foi possível devido à pandemia da COVID-19, que interrompeu as coletas de dados, o que limitou consideravelmente o cronograma, que tinha como previsão a avaliação da força de preensão manual a nível ambulatorial com um maior detalhamento da população selecionada.

O cronograma foi ajustado em virtude das recomendações e restrições sanitárias para uso dos laboratórios onde seriam executados os testes com voluntários. Nesse sentido, foi possível realizar os testes piloto, mas não os testes nos ambulatórios de atendimento. Entretanto, os dados adquiridos nesse período foram suficientes para identificar as características da curva força-tempo na amostra obtida, como pretendido neste estudo.

No decorrer deste trabalho foram levantadas sugestões de estudos futuros como a avaliação da curva força-tempo correlacionando populações como idosos aposentados com idosos ativos, jovens que fazem atividade física regular com jovens sedentários, populações específicas como esportistas de judô e salto com vara que utilizam demasiadamente a força de preensão palmar, além de novos estudos normativos de força de preensão manual em diferentes faixas etárias da população atual, que é mais tecnológica.

Outra vertente de trabalho que pode surgir é sobre o uso da curva força tempo para além da avaliação de força, sendo utilizada como meio diagnóstico ou qualificativo de um procedimento ou tratamento. Atualmente, inúmeras pesquisas têm sido realizadas para dimensionar as consequências que a COVID-19 traz ao indivíduo acometido, sabendo-se que a diminuição da força é uma delas. Centros de reabilitação

especificamente para pacientes pós-COVID foram construídos e avaliar a eficácia de um protocolo de reabilitação de uma doença tão nova e ainda pouco conhecida é de extrema importância para o crescimento científico e para os sujeitos em recuperação.

REFERÊNCIAS

ABRANTES, L. S. S. *et al*. Influência da osteoartrite de mãos, na preensão, na força e na função de membro superior. **Revista Interinstitucional Brasileira de Terapia Ocupacional**, v. 1, n. 4, p. 475-481, 2017.

AMARAL, J. F.; MANCINI, M.; NOVO JR., J. M. Comparação de três dinamômetros de preensão manual relacionados a exatidão e precisão das medidas. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.16, n.3, p.216-224, 2012.

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

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Medicine & Science in Sports & Exercise***,* v. 41, n. 3, p. 687-708, 2009.

ANTÔNIO, A. M. S.; BERTOLDI, F. C.; NAVEGA, F. R. F. Influência do fortalecimento muscular na independência funcional de indivíduos parkinsonianos. **ConScientiae Saúde**, v. 12, n. 3, p. 439-446, 2013.

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**, v.1, n.3, p.29-37, 2002.

ARAUJO, D. S. M. S.; ARAÚJO, C. G. S. Aptidão física, saúde e qualidade de vida relacionada à saúde em adultos. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 6, p. 194-203, 2000.

BARAM, Y. *et al*. Walking on virtual tiles. **Neural Processing Letters**, v. 19, p. 227-233, 2002.

BARBOSA, E. R.; SALLEM, F. A. S. Doença de Parkinson – diagnóstico. **Revista Neurociência**s, São Paulo, v. 13, n. 3, p. 158-165, set. 2005.

BARBOSA, A. R. *et al*. Functional limitations of Brazilian elderly by age and gender differences: data from SABE survey. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 21, n. 4, p. 1117-1185, 2005.

BARDO, A. Get a grip: variation in human hand grip strength and implications for human evolution. **Symmetry**, v.13, n. 7, p. 1142-1161, 2021.

BARROS FILHO, T. E. P.; LECH, O. **Exame físico em ortopedia**. São Paulo: Sarvier, 2001.

BEASLEY, J. Osteoarthritis and rheumatoid arthritis: conservative therapeutic management. **Journal of Hand Therapy**, v. 25, n. 2, p. 163-171, 2012.

BOISSY, P. *et al.* A static dynamometer measuring simultaneous torques exerted at the upper limb. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 6, n. 3, p. 309-315, 1998.

CAMPOS, M. A.; CORAUCCI NETO, B. **Treinamento funcional resistido**: para melhoria da capacidade funcional e reabilitação de lesões musculoesqueléticas*.* Rio de Janeiro: Revinter, 2004.

CAPORRINO, F. A. *et al*. Estudo populacional da força de preensão palmar com dinamômetro Jamar. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 33, n. 2, p. 150-154, 1998.

CARDOSO, F. D. S. *et al*. Avaliação da qualidade de vida, força muscular e capacidade funcional em mulheres com fibromialgia. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 51, p. 344-350, 2011.

CARVALHO, M. A. P.; BÉRTOLO, M. B.; LANNA, C. C. D. **Reumatologia**: diagnóstico e tratamento. 4.ed. São Paulo. AC Farmacêutica, 2014.

CAVALCANTI, A.; DUTRA, F. C. M. S.; ELUI, V. M. C. Estrutura da prática da terapia ocupacional: domínio e processo – 3°edição traduzida. **Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo***,* v. 26, n.esp., p. 1-49, 2015. DOI: 10.11606/issn.2238-6149.v26iespp1-49.

CHAN, M. K.; TONG, R. K.; CHUNG, K. Y. Bilateral upper limb training with functional electric stimulation in patients with chronic stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 23, n. 4, p. 357-365, 2009.

CHENGALUR, S. N. *et al*. Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation,** v. 69, n.3, p.148-153, 1990.

CLARK, M. A. **Integrated core stabilization training**. Thousand Oaks: National Academy of Sports Medicine, 2001.

CONNELL, L. A.; TYSON, S. F. Clinical reality of measuring upper-limb ability in neurologic conditions: a systematic review. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, p. 221-228, 2012.

CUSTÓDIO, L. B. **Avaliação das medidas de força de preensão palmar e destreza digital na doença de Parkinson**: estudo transversal. 2017. Monografia (Graduação em Fisioterapia) – Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2017.

DE DOBBELEER, L. *et al*. Force-time characteristics during sustained maximal handgrip effort according to age and clinical condition. **Experimental Gerontology**, v. 98, p. 192-198, 2017.

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

DI ALENCAR, T. A. M.; MATIAS, K. F. S. Princípios fisiológicos do aquecimento e alongamento muscular na atividade esportiva. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 16, n. 3, p. 230-234, 2010.

DIAS, J. A.; SANTI, F.; OVANDO, A. C. Alterações estruturais e funcionais da mão com osteoartrite. **EFDEPortes.com** – revista digital, ano 14, n. 131, abr. 2009. Disponível em: http://www.efdeportets.com. Acesso em: 19 out. 2019.

DIAS, J. A. *et al*. Força de preensão palmar: métodos de avaliação e fatores que influenciam a medida. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v. 12, p. 209-216, 2010.

DIAS, J. J. *et al*. Grip strength characteristics using force–time curves in rheumatoid hands. **The Journal of Hand Surgery**, v. 38, n. 2, p. 170-177, 2012.

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

FERREIRA, M. M. *et al.* Relação da prática de atividade física e qualidade de vida na terceira idade. **Caderno Científico FAGOC de Graduação e Pós-Graduação**, v. 1, p. 9-15, 2016.

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

FESS, E. E; MORAN, C. A. Clinical assessment recommendations. Philadelphia: American Society of Hand Therapists; 1992.

FINK, H. A. *et al*. Association of Parkinson's disease with accelerated bone loss, fractures and mortality in older men: the osteoporotic fractures in men (MrOS) study. **Osteoporos International**, v. 19, p. 1277–1282, 2008.

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. **Fundamentos de treinamento de força muscular.** 3.ed. Porto Alegre: Artemed, 2006.

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

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

GARCIA, P. A. *et al*. Estudo da relação entre função muscular, mobilidade funcional e nível de atividade física em idosos comunitários. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.15, p. 15-22, 2011.

GAZEWOOD, J. D.; RICHARDS, D. R.; CLEBAK, K. Parkinson disease: an update. **American Family Physician,** v. 87, n. 4, p. 267-273, 2013.

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

GOODSON, A. *et al*. Direct, quantitative clinical assessment of hand function: usefulness and reproducibility. **Manual Therapy**, v. 12, p. 144–152, 2007.

HANTEN, W. P. *et al*. Maximum grip strength in normal subjects from 20 to 64 years of age. **Journal of Hand Therapy,** v.12, p.193-200, 1999.

HOSSAIN, M. G. *et al*. Multiple regression analysis of factors influencing dominant hand grip strength in an adult Malaysian population. **The Journal of Hand Surgery**, v. 37, n. 1, p. 65-70, 2011.

INKSTER, L. M. *et al*. Leg Muscle strength is reduced in Parkinson's disease and relates to the ability to rise from a chair. **Movement Disorders**, v. 18, n. 2, p. 157-162, 2004.

JANKOVIC, J. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, v.79, n.4, p. 368-376, 2008.

DE JESUS, E. R.; LUCENA, E.R. **O Treinamento de força e a capacidade functional no processo de envelhecimento. RCI: revista científica integrada UNAERP campus Guarujá, v.2, n.4, jul. 2016. Disponível em:** https://www.unaerp.br/revista-cientifica-integrada/edicoes-anteriores/volume-2-edicao-4/2061-o-treinamento-de-forca-e-a-capacidade-funcional-no-processo-do-envelhecimento/file. Acesso em: 14 jun. 2020.

KALICHMAN, L.; LI, L.; KOBYLIANSKY, E. Prevalência, padrão e determinantes da osteoartrite radiográfica da mão em amostra baseada na comunidade turquemena. **Rheumatology International**, v. 29, p. 1143 – 1149, 2009.

KAPLAN, M.; WURTELE, S. K.; GILLIS, D. Maximal effort during functional capacity evaluations: an examination of psychological factors. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,** v. 77, p.161-164, 1996.

KEATING, J. L.; MATYAS, T.A. The Influence of subject and test design on dynamometric measurements of extremity muscles. **Physical Therapy**. v. 76, n.8, p. 866-889, 1996.

KRAEMER, W. J. *et al*. Progression models in resistance training for healthy adults. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 34, n.2, p. 364-380, 2002.

LACOURT, M. X.; MARINI, L. L. Decréscimo da função muscular decorrente do envelhecimento e a influência na qualidade de vida do idoso: uma revisão de literatura. **Revista Brasileira de Ciências do Envelhecimento Humano**, v. 3, n. 1, p. 114-121, 2006.

LEMOS, V. S. **O Brincar e suas mudanças na atualidade**. 2208. Monografia (Graduação em Psicologia) – Centro Universitário de Brasília, Faculdade de Ciências da Educação e Saúde, Brasília, 2008.

LIMONGI, J. C. P. **Conhecendo melhor a doença de Parkinson**. São Paulo: Plexus, 2000.

LINDAHL, O. A. *et al*. Grip strength of the human hand-measurements on normal subjects with a new hand strength analysis system (Hastras). **Journal of Medical Engineering & Technology,** v.18, n.3, p. 101-103, 1994.

MATHIOWETZ, V. *et al*. Grip and pinch strength: normative data for adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 66, p. 69-74, 1985.

MENDONÇA, C. S.; MOURA, S. K. M. S. F.; LOPES, D. T. Benefícios do treinamento de força para idosos: revisão bibliográfica. **Revista Campo do Saber**, v. 4, n. 1, p. 74-87, 2018.

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

MORETTIN, P. A. **Análise de séries temporais**. 2.ed. São Paulo: Egard Blucher, 2006.

MOURA, P. M. L. S. **Estudo da força de preensão palmar em diferentes faixas etárias do desenvolvimento humano**. 2008. Dissertação (Mestrado) – Universidade de Brasília, 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,** v.26, n.3, p.290-294, 2008.

MYRA, R. S. *et al*. Força de preensão palmar em um indivíduo portador de lúpus eritematoso sistêmico e artrite reumatoide: um estudo de caso. **EFDEPortes.com** – revista digital, ano 20, n. 209, oct. 2015. Disponível em: http://www.efdeportets.com. Acesso em: 15 ago. 2021.

NAKADA, M.; DEMURA, S.; YAMAJI, S. The Properties and interrelationships of various force-time parameters during maximal repeated rhythmic grip. **Journal of Physiological Anthropology**, v. 26, p. 15–21, 2007.

NICOLAY, C. W.; WALKER, A. L. Grip strength and endurance: Influences of anthropometric variation, hand dominance, and gender. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 35, n. 7, p. 605-618, 2005.

NOVO JR., J. M. The Muscle response to the strength test: time series data analysis. In: FARO, A. (Org.). **A Multidisciplinary approach to human movement**. Coimbra: Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física, Universidade de Coimbra, 2001. v. 1, p. 185-210.

NOVO JR., J. M. **Handgrip**: avaliação da força de preensão da mão. Juiz de Fora: Universidade Federal de Juiz de Fora, 2008. Estudo da viabilidade técnica, econômica, comercial, impacto ambiental e social. Programa de incentivo à inovação da Universidade Federal de Juiz de Fora. Fev. 2008.

NOVO JR., J. M., inventor; Universidade Federal de Juiz de Fora, cessionário. **Configuração aplicada em empunhadura**. Brasil patente DI 6901797-2. 2009.

NOVO JR., J. M. *et al*. Modelamento do comportamento da força muscular nos testes de preensão isométrica da mão: análise por série de tempo*. In:* CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., 1999, Florianópolis. **Anais [...]**. São Paulo: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1999. p.345-349.

NOVO JR., J. M. *et al*. Métodos gráficos para a análise exploratória dos dados obtidos em testes de força muscular isométrica. *In:* CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9., 2001, Gramado. **Anais [...]**. São Paulo: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2001. p.155-160.

NUNES, P. M. *et al*. Relationship between hand function and grip force control in women with hand osteoarthritis. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 49, n. 6, p. 855-865, 2012.

OLANOW, C. W.; STERN, M. B.; SETHI, K. The Scientific and clinical basis for the treatment of Parkinson disease. **Neurology**, v. 72, p. S1-S136, 2009.

OLIVEIRA, A. S. C. R. C. *et al*. Desempenho ocupacional de indivíduos com osteoartrite de mão. **Revista Interinstitucional Brasileira de Terapia Ocupacional**, v. 5, n. 1, p. 17-30, 2021.

OLIVEIRA, D. G. *et al*. Grip force control in individuals with hand osteoarthritis. **Journal of Hand Therapy**, v. 24, n. 4, p. 345–354, 2011.

OLIVEIRA, E. N.; SANTOS, K. T.; REIS, L. A. Força de preensão manual como indicador de funcionalidade em idosos. **Revista Pesquisa em Fisioterapia**, v. 7, n. 3, p. 384-392, 2017.

PARK, J. H.; STELMACH, G. E. Desenvolvimento de força durante a produção de força isométrica direcionada ao alvo na doença de Parkinson. **Neuroscience Letters**, v. 412, n. 2, p. 173-178, 2007.

PARKINSON, J. **An Essay on the shaking palsy**. Londres: Whittingham and Rowland, 1817.

PARKINSON, J. An Essay on the Shaking Palsy. **The Journal of Neuropsychiatry and Clinical Neurosciences,** v. 14, p. 223-236, 2002.

PAULO, A. C. *et al*. Influência no nível de força máxima na produção e manutenção da potência muscular. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 16, n. 6, p. 422-426, 2010.

PÉREZ-MÁRMOL, J. M. *et al*. Effectiveness of a fine motor skills rehabilitation program on upper limb disability, manual dexterity, pinch strength, range of fingers motion, performance in activities of daily living, functional independency, and general self-efficacy in hand osteoarthritis: a randomized clinical trial. **Journal of Hand Therapy**, v. 30, n. 3, p. 262-273, 2017.

RAMOS, E. **Parâmetros da força de preensão manual como indicadores do comprometimento motor relacionado à lateralidade na doença de Parkinson**. 2013. Dissertação (Mestrado) - Educação Física, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2013.

RAZZA, B. M. **Avaliação de forças manuais em atividades funcionais cotidianas**: uma abordagem ergonômica. 2007. Dissertação (Mestrado) - Desenho Industrial, Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Bauru, 2007.

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

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

ROGATTO, G. P. Força isométrica máxima de indivíduos fisicamente ativos: influência do envelhecimento e do sexo. **EFDEPortes.com** – revista digital, ano 9, n. 67, dic. 2003. Disponível em: http://www.efdeportets.com. Acesso em: 19 out. 2019.

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

SANTOS, E.C.O. *et al*. Valores normativos de força muscular em idosos. **Arquivos de Ciências do Esporte**, v. 6, n. 4, p. 151-154, 2018.

SANTOS, V. L. **Perfil epidemiológico da doença de Parkinson no Brasil**. 2015. Monografia (Bacharelado em Biomedicina) – Centro Universitário de Brasília, 2015.

SCHETTINO, L. *et al*. Comparison of explosive force between young and elderly women: evidence of an earlier decline from explosive force. **AGE**, v. 36, p. 893–898, 2014.

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

SEO, N. J.; SINDHU, B. S.; SHECHTMAN, O. Influence of pain associated with musculoskeletal disorders on grip force timing. **Journal of Hand Therapy**, v. 24, p. 335–344, 2011.

SILVA, J. C. A. *et al*. O Impacto na qualidade de vida em indivíduos com osteoartrite de mãos. **Revista Interinstitucional Brasileira de Terapia Ocupacional**, já. 2017. Disponível em: https://revistas.ufrj.br/index.php/ribto/article/view/12163. Acesso em: 23 jun. 2019. Trabalho apresentado no 14 Congresso Brasileiro de Reabilitação da Mão, 2017, Rio de Janeiro.

SMITH, G. A. *et al*. Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 68, n. 2, p. 73-80, 1989.

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

STOFFER-MARX, M. A*. et al*. Functional consultation and exercises improve grip strength in osteoarthritis of the hand – a randomised controlled trial. **Arthritis Research & Therapy,** v. 20, n. 1, 2018. DOI: https://doi.org/10.1186/s13075-018-1747-0.

TAI, Y. F; PICCINI, P. Applications of positron emission tomography (PET) in neurology. **Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry**, v. 75, p. 669-676, 2004.

TEIVE, H. A. G. Etiopatogenia da doença de parkinson. **Revista neurociências***,* v. 13, n. 4, p. 201-214, out./dez. 2005.

THYBERG, I. *et al*. Activity limitation in rheumatoid arthritis correlates with reduced grip force regardless of sex: the swedish TIRA project. **Arthritis Rheumatology**, v. 53, p.886–896, 2005.

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

TYLDESLEY, B.; GRIEVE, J. I. **Músculos, nervos e movimento na atividade humana**. São Paulo: Santos, 2006.

VIEIRA, M.C.A. *et al*. Relação entre força de preensão manual e força de membro inferior em mulheres de meia idade: um estudo transversal. **Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde**, v. 20, n. 5, p. 467-475, 2015.

VOLLERT, J. *et al*. Grip strength feigning is hard to detect: an exploratory study. **Journal of Hand Surgery**, v. 43, n. 2, p. 193-198, 2018.

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

WEINECK, J. **Treinamento ideal**. 9.ed.São Paulo: Manole,1999.

WIECZOREK, M. E. *et al*. Análise da associação entre força de preensão manual e funcionalidade em pessoas idosas da comunidade. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v. 23, n. 3, 2020. DOI: https://doi.org/10.1590/1981-22562020023.200214.

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

WIRDEFELDT, K. *et al*. Epidemiology and etiology of Parkinson's disease a review of the evidence. **European Journal of Epidemiology**, v. 26, n. 1, p. 1-58, Apr. 2011.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. World report on ageing and health. Geneva: WHO, 2015. Disponível em: https://apps.who.int/iris/handle/10665/186463. Acesso em: 18 set. 2021.

YOO, D. H. *et al*. Effect of three-dimensional robot-assisted therapy on upper limb function of patients with stroke. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 25, n. 4, p. 407-409, 2013.

ZANIN, C. *et al*. Força de preensão palmar em idoso: uma revisão integrativa. **Pajar**, n. 6, v. 1, p. 22-28, 2018.

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Prezado participante,

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa "**Caracterização da curva força-tempo na preensão manual de pessoas com disfunções em membros superiores",** desenvolvida pela Me. Natália Sanches Silva, discente de Doutorado no Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos-USP, sob orientação do Professor Dr. José Marques Novo Júnior.

O objetivo central do estudo é identificar as características do desenvolvimento da força de aperto da mão em sujeitos sadios e sujeitos com comprometimentos ortopédicos e neurológicos em membros superiores.

Sua participação é voluntária, você tem plena autonomia para decidir se quer ou não participar, bem como retirar sua participação a qualquer momento, de modo que você irá responder perguntas de um roteiro de entrevista, além de executar três tentativas aperto de mão com dois aparelhos distintos. O tempo de duração da coleta é de aproximadamente 1hora e meia.

Os riscos são considerados mínimos como quedas de própria altura, o que poderão ser evitados pelos pesquisadores que o(a) acompanharão em toda a participação na pesquisa.

Você não receberá incentivos financeiros, bem como sua participação no estudo não acarretará custos para você. Em caso de haver gastos de tempo, transporte, alimentação, entre outros, será prevista uma compensação financeira calculada de acordos com seus gastos reais.

Se houver algum dano, comprovadamente decorrente da presente pesquisa, você terá direito à indenização, através das vias judiciais, como dispõem o Código Civil, o Código de Processo Civil e a Resolução nº 466/2012, do Conselho Nacional de Saúde (CNS).

A pesquisa é composta por dois grupos: experimental (com lesão em membros superiores) e controle (sem lesão). Caso faça parte do grupo experimental, a coleta de dados ocorrerá em fase de reabilitação, portanto os achados serão entregues aos responsáveis pelo seu acompanhamento que poderão utilizá-los para otimizar os planos de tratamento.

Apenas os pesquisadores do projeto terão acesso a seus dados e não farão uso destas informações para outras finalidades. A qualquer momento, você poderá solicitar do pesquisador informações sobre sua participação e/ou sobre a pesquisa.

A coleta de dados será realizada no centro de pesquisa/reabilitação no qual você recebe atendimento ambulatorial ou no Laboratório de Inovação e Empreendedorismo em Tecnologia Assistiva, Esporte e Saúde vinculado ao departamento de Educação Física da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar, caso faça parte do Grupo Controle.

Este termo é redigido em duas vias de igual teor.

Eu, _____, portador do R.G. _____, 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

_____, _____/_____/ _____.

_____ Assinatura do participante

_____ Assinatura do pesquisador

Informações para contato:
Aluna responsável: Natália Sanches Silva
Email: natss.to@hotmail.com
Telefone para contato: (16)9 9187.1437

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

APÊNDICE B

FICHA DO VOLUNTÁRIO

1. Nome:_____

2. Data de nascimento: ____/____/____ Idade: _____ anos e _____ meses

3. Dominância manual: D ( ) E ( )

3. Endereço:_____
Bairro:_____Cidade:_____
Estado:_____ CEP:_____

4. Telefone: (____) _____ Celular: (____) _____

5. E-mail:_____

6. Atividade profissional:_____

7. Uso atual de medicação:_____
_____
_____

8. Você apresentou desconforto, alguma patologia ou sofreu algum trauma (dor, tendinite, acidente, etc) nos membros superiores? ( ) Sim ( ) Não Qual?_____
_____

9. Há quantos dias você **NÃO** está fazendo exercícios de resistência ou força, musculação ou academia? Circule a resposta:
Fiz hoje – 1 dia – 2 dias - 3 dias - 4 dias - 5 dias- 6 dias- 7 dias- mais de uma sem.

10. Dados antropométricos:

Altura:_____ Peso:_____ IMC:_____
Comprimento dedo: _____ Comprimento da Mão: _____ Largura da mão: _____

11. Descreva sua rotina:_____
_____
_____
_____

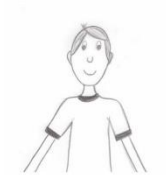
12. Histórico da patologia:_____
_____
_____
_____
_____

APÊNCICE C

Manual de Alongamentos
Coluna Cervical e
Membros Superiores

Os seguintes exercícios deverão ser realizados mantendo cada posição indicada por 15 segundos.

1. Puxe sua cabeça para um lado. Você vai sentir alongar o pescoço. Alongue no seu limite.



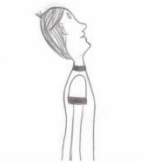
Esteja bem posicionado. Pode ficar sentado.

2. Faça o mesmo para o outro lado.

3. Vire o pescoço para a direita. Tente olhar para seu ombro.

5. Abaixe a cabeça, tentando encostar o queixo no peito.

4. Faça o mesmo para o outro lado.



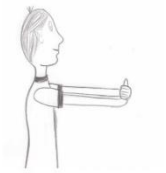
6. Agora olhe para cima.

7. Segure seu braço esquerdo com o antebraço direito, fazendo uma "cruz". Você vai sentir alongar a região do ombro esquerdo.

9. Coloque a mão esquerda atrás da cabeça. O braço direito passa por cima da cabeça e puxa o cotovelo esquerdo. Você vai sentir alongar o braço direito.

8. Faça o mesmo para o outro lado.

10. Faça o mesmo para o outro lado.



11. a) Estique o braço direito e com o esquerdo puxe sua palma da mão para cima, dobrando o punho. Não esqueça de englobar todos os dedos. Você vai sentir alongar o antebraço. **b)** Faça o mesmo com o braço esquerdo.

13. Junte as palmas das mãos. Você vai sentir alongar a região do punho.

12. a) Estique o braço direito e com o esquerdo puxe sua mão para baixo, dobrando o punho. Você vai sentir alongar o antebraço. **b)** Faça o mesmo com o braço esquerdo.

14. Junte os dorsos das mãos. Você vai sentir alongar a região do punho.

15. Encoste os dedos, polpa a polpa, um de cada vez, por exemplo, polegar com polegar, indicador com indicador, etc, fazendo com que um empurre o outro.

16. Cruze os dedos como um gancho, um de cada vez, por exemplo, polegar com polegar, indicador com indicador, etc, fazendo com que um puxe o outro.

NATÁLIA SANCHES SILVA
Terapeuta Ocupacional
CREFITO-3/12105-TO

Projeto de Pesquisa:

Caracterização da curva força-tempo na preensão manual de pessoas com disfunções em membros superiores

São Carlos, 2019

EESC · USP
Escola de Engenharia de São Carlos
Universidade de São Paulo

Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia

ufscar

lietec
Laboratório de Inovação e Empreendedorismo em Tecnologia Assistiva, Esporte e Saúde

ANEXO

UFSCAR - UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: CARACTERIZAÇÃO DA CURVA FORÇA-TEMPO NA PREENSÃO MANUAL DE PESSOAS COM DISFUNÇÕES EM MEMBROS SUPERIORES

Pesquisador: José Marques Novo Júnior

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 89510618.2.0000.5504

Instituição Proponente: Universidade Federal de São Carlos/UFSCar

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.182.678

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um estudo observacional transversal em que participarão pacientes voluntários, de ambos os gêneros, com lesões de membros superiores tanto neurológicas quanto ortopédicas,que estejam em processo de reabilitação e em fase de avaliação da força muscular manual, quando esta é parte integrante de um protocolo padronizado.

Participarão deste estudo pacientes voluntários, de ambos os gêneros, com lesões de membros superiores tanto neurológicas quanto ortopédicas,que estejam em processo de reabilitação e em fase de avaliação da força muscular manual, quando esta é parte integrante de um protocolo padronizado. O número de participantes será determinado conforme demanda ambulatorial na Unidade Saúde-Escola (USE) da UFSCar. A princípio,

pretende-se a formação de grupos com ao menos 20 pessoas cada, sendo divididos por patologias: Grupo 1 (Síndrome do Túnel do Carpo), Grupo 2 (Fratura de Terço Distal de Rádio), Grupo 3 (Artrite Reumatoide) e Grupo 4 (Parkinson). Para a formação de um grupo controle (Grupo 5), serão recrutados voluntários de ambos os gêneros sem qualquer histórico de lesão nos membros superiores. A coleta de dados será realizada nos ambientes da USE, pois é o local onde os voluntários recebem atendimento, facilitando a participação dos mesmos na pesquisa.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

UFSCAR - UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Continuação do Parecer: 3.182.678

Caracterizar as curvas força-tempo na preensão isométrica da mão em sujeitos com comprometimentos ortopédicos e neurológicos em membros
superiores, que estejam na fase de avaliação de força do processo de reabilitação e sujeitos sadios.
Objetivo Secundário:
• Relacionar as características das curvas força-tempo com o perfil da patologia apresentada pelos voluntários;• Verificar se os conceitos de séries
temporais se aplicam aos dados encontrados na caracterização das curvas força-tempo.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:
Riscos:Os riscos são considerados mínimos como quedas de própria altura ou por degraus existentes no trajeto até o local de coleta, o que poderá ser evitado pelo acompanhamento do voluntário durante toda sua participação na pesquisa pelos pesquisadores.
Benefícios:Não haverá incentivos financeiros aos participantes da pesquisa, haja vista que a colaboração ocorrerá de forma voluntária. A qualquer momento,durante a pesquisa ou posteriormente, os participantes poderão solicitar do pesquisador informações sobre sua participação e/ou sobre a pesquisa.Como a coleta de dados ocorrerá em fase de reabilitação, os achados serão entregues aos responsáveis pelo
paciente que poderão utilizá-los para otimizar os planos de tratamento.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:
O projeto é relevante para a área de pesquisa. Em relação ao cronograma foi previsto inicio do estudo do piloto em fevereiro de 2019.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:
A folha de rosto está datada e assinada pelo pesquisador responsável e chefe de departamento. O TCLE encaminhado nesta versão atende a Resolução nº466/2012.A carta de autorização da USE foi apresentada, sendo que o estudo será realizado somente em suas dependências e o recrutamento dos pacientes serão pacientes atendidos na USE.

Recomendações:
Não há recomendações.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:
Projeto adequado

UFSCAR - UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Continuação do Parecer: 3.182.678

Considerações Finais a critério do CEP:

O Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) em Seres Humanos recomenda que os pesquisadores responsáveis consultem a resolução nº 466 de 2012, disponíveis na página da Plataforma Brasil em caso de dúvidas.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1126575.pdf	11/02/2019 15:47:26		Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rosto.pdf	11/02/2019 15:45:37	José Marques Novo Júnior	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_handgrip_CEP_fev.doc	07/02/2019 17:19:12	José Marques Novo Júnior	Aceito
Cronograma	CRONOGRAMA.doc	07/02/2019 17:18:43	José Marques Novo Júnior	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.docx	24/07/2018 17:24:13	José Marques Novo Júnior	Aceito
Outros	Parecer_USE.jpg	02/05/2018 11:23:30	José Marques Novo Júnior	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO CARLOS, 05 de Março de 2019

Assinado por:
Priscilla Hortense
(Coordenador(a))