

**DANIELA JUNCKES DA SILVA MATTOS**

**ANÁLISE DA FUNÇÃO MANUAL NA SÍNDROME DO TÚNEL DO  
CARPO**

**FLORIANÓPOLIS – SC**

**2010**

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA - UDESC**  
**CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE - CEFID**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO *STRICTU-SENSU* EM CIÊNCIAS**  
**DO MOVIMENTO HUMANO**

**DANIELA JUNCKES DA SILVA MATTOS**

**ANÁLISE DA FUNÇÃO MANUAL NA SÍNDROME DO TÚNEL DO**  
**CARPO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação *Strictu Sensu* em Ciências do Movimento Humano, Área de Concentração: Estudos Biocomportamentais do Movimento Humano, como requisito para a obtenção do título de mestre.

**Orientadora:** Dr<sup>a</sup> Susana Cristina Domenech  
**Co-orientador:** Dr. Márcio José dos Santos

**FLORIANÓPOLIS – SC**

**2010**

**DANIELA JUNCKES DA SILVA MATTOS**

**ANÁLISE DA FUNÇÃO MANUAL NA SÍNDROME DO TÚNEL DO  
CARPO**

Dissertação aprovada como requisito para obtenção do grau de mestre, no Curso de Pós Graduação *Strictu Sensu* em Ciências do Movimento Humano, da Universidade do Estado de Santa Catarina, Área de Concentração: Estudos Biocomportamentais do Movimento Humano - Comportamento Motor.

**Banca examinadora:**

**Orientador:**

---

Dr<sup>a</sup> Susana Cristina Domenech  
Universidade do Estado de Santa Catarina

**Co-Orientador:**

---

Dr. Márcio José dos Santos  
Universidade do Estado de Santa Catarina

**Membro:**

---

Dr. Noé Gomes Borges Júnior  
Universidade do Estado de Santa Catarina

**Membro:**

---

Dr. José Marques Novo Júnior  
Universidade Federal de Juiz de Fora

**Membro:**

---

Dr. Paulo Barbosa Freitas Júnior  
Universidade Cruzeiro do Sul

**Florianópolis, 03/03/2010.**

Aos meus pais (João e Rose) pela estrutura familiar e incentivo permanente e aos meus avôs (Luiza e Dário; Edith e Antônio) pelo exemplo de amor e superação.

## **AGRADECIMENTOS**

*À Deus.*

*À minha família. Aos meus pais, pelo amor e carinho que transmitem diariamente, por prezarem por nossa família, por não medirem esforços para ajudar em tudo que for relacionado ao conhecimento, pelas orientações e pelo exemplo de pessoas que são. Aos meus irmãos, que sempre estiveram presentes, pelas opiniões, pela colaboração em detalhes deste trabalho, pelas mais variadas demonstrações de afeto. A todos os meus familiares, em especial aos meus avôs (in memoriam) e avós, e aos meus tios que acompanharam este trabalho mais de perto. Amo vocês.*

*Aos professores do LABIN e MULTILAB. À Professora Dr<sup>a</sup> Susana Cristina Domenech, por todo o conhecimento transmitido, pela amizade, por mostrar, nesses anos de convivência, que um pesquisador precisa ter qualidade. Ao Professor Dr. Noé Gomes Borges Júnior, por ser um “paizão”, pela paciência e simplicidade, por transformar a complexidade da mecânica e elétrica em explicações lógicas e simples de serem entendidas. À Professora Dra. Monique Gevaerd Loch por auxiliar com opiniões e dar suporte ao laboratório, local onde permaneci boa parte do mestrado. Meus sinceros agradecimentos e admiração.*

*Aos professores que fizeram parte da minha formação profissional e/ou acadêmica. À professora Andrea Motta e ao Professor Antônio Vinícius Soares, pela competência e vasto conhecimento em neuro & anatomia, que despertaram em mim o interesse pela pesquisa. À Professora Dr<sup>a</sup> Stella Maris Michaelsen, pelas excelentes aulas durante a graduação e mestrado, por discutir controle motor com propriedade e mostrar que a pesquisa precisa de pessoas que sejam fiéis às suas convicções. Em especial, ao Professor Dr. Márcio José dos Santos, pela disponibilidade, pela agilidade, por me fazer aprender tanto em tão pouco tempo*

*(e me mostrar o quanto ainda falta), por materializar um ideal que sempre pensei para um Professor Fisioterapeuta Pesquisador.*

*Aos que tornaram esta pesquisa viável. Ao CNPq, UDESC e CEFID, instituições que deram suporte a este trabalho. Ao Dr. Cristiano Tacca e a todos os indivíduos que aceitaram participar deste estudo. À coordenadora da Clínica de Fisioterapia, Professora Débora Soccá, por ceder horários para realização das coletas de dados e à Prof. Micheline Henrique Araújo da Luz Koerich por mediar este processo. Ao Técnico Mecânico Maércio Ternes Júnior e ao amigo Valmir, por colaborarem nos problemas técnicos da pesquisa. Ao Bruno e Gabriela, pelo cuidado durante o auxílio na coleta de dados. À Flávia, por muitas vezes ter sido meu “braço esquerdo”, pelo interesse, dedicação e envolvimento com este estudo.*

*Aos meus amigos. Aos colegas de laboratório Jonathan, Taísa, Marcelo, Wladimir Amábile, Lívia, Lucas, Murilo, Shelley, Aninha Shiratori, Deise, Yasmin, Juliana, Camille e Anna, pessoas que convivi e que tem um valor para mim que certamente ultrapassam barreiras científicas. Aos colegas de disciplina Natália e Alessandro, pelo prazer que foi escutar seus lindos pontos de vista sobre o movimento humano. Ao amigo Doutorando Yoshimasa Sagawa Júnior, por ter sido meu veterano no LABIN e ter uma personalidade tão singular que até hoje muitas das suas opiniões foram incorporadas em meus conceitos de vida. À Janeisa, Carolzinha Martins, Fê Michels, Carolzinha Luiz, Maria Fernanda e Paula por estudarem comigo, por me auxiliarem a buscar soluções que não encontraria sozinha, me confortarem, me escutarem, por estarem presentes, por serem inexplicavelmente amigas.*

*À todos aqueles que contribuíram de alguma forma para este trabalho;*

**MUITO OBRIGADA!**

Se eu encontrar algum outro capaz de ver as coisas na sua unidade e na sua multiplicidade, esse homem é o que procuro como um Deus.

**PLATÃO**

## RESUMO

MATTOS, Daniela Junckes da Silva. **Análise da função manual na síndrome do túnel do carpo.** Florianópolis. 2010. 153 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Centro de Ciências da Saúde e do Esporte, Universidade do Estado de Santa Catarina.

**Orientadora:** Dr<sup>a</sup> Susana Cristina Domenech; **Co-orientador:** Dr. Márcio José dos Santos

Este estudo investigou efeito da Síndrome do Túnel do Carpo (STC) na função manual. Foram analisados os parâmetros da força de preensão e suas associações com as características da STC, bem como o controle da força de preensão de indivíduos com STC em tarefas funcionais e o efeito causado pela fadiga e peso do objeto. Foram avaliadas 13 mulheres com STC (GE) e 13 sem STC (GC) com idade de  $43,54 \pm 7,70$  e  $43,23 \pm 7,89$  anos, respectivamente. O GE foi classificado quando à gravidade dos sintomas e estado funcional (Questionário de Boston para STC), o limiar de sensibilidade tátil e a destreza manual (Teste de Moberg). Foi realizado teste de força de preensão voluntária máxima em um dinamômetro. Os parâmetros da força de preensão analisados foram: força de preensão máxima ( $F_{max}$ ), tempo para atingir a força de preensão máxima ( $T_{Fmax}$ ), taxa de desenvolvimento da força de preensão (TDF) e área sob a curva força-tempo ( $A_{Fmax}$ ). Para análise do controle da força de preensão os indivíduos manipularam um objeto (instrumentado com sensor de força e acelerômetro triaxial) em duas tarefas funcionais: *i*) “beber” - levar o objeto até próximo à boca e *ii*) “transição” - realizar 11 levantamentos sequenciais do objeto e reposicioná-lo sobre a mesa após 5 s, sendo que seu peso era aumentado nas repetições 6-8; foram comparadas as tentativas sem peso adicional do objeto (média 1-5,  $OBJ_{P1}$ ) e o segundo levantamento com peso adicional ( $OBJ_{P2}$ ). Os parâmetros analisados foram: pico da velocidade ( $P_{vel}$ ), diferença temporal (DT), pico da força de preensão (PFP), média de força de preensão na aceleração ( $F_{ac}$ ) e desaceleração ( $F_{dc}$ ) do movimento e margem de segurança (MS). Os indivíduos realizaram as tarefas funcionais antes de um protocolo de fadiga ( $FAD_1$ ) e com os músculos da preensão fadigados ( $FAD_2$ ). Os parâmetros da força de preensão foram diferentes entre grupos. GE mostrou menores valores de  $F_{max}$ , TDF e  $A_{Fmax}$  e maior  $T_{Fmax}$  do que o GC. Foram encontradas associações moderadas e altas entre o  $T_{Fmax}$  e características do GE e moderada entre destreza manual e os parâmetros da força de preensão. Os parâmetros  $P_{vel}$  e DT não foram alterados pela STC, fadiga e peso do objeto. Antes do protocolo de fadiga, o GE aplicou maior PFP do que o GC (tarefa beber); ao levantar o objeto com peso adicional, ambos os grupos aumentaram o PFP e a MS (tarefa transição). Com os músculos fadigados, houve decréscimo da  $F_{dc}$  para GE (tarefa beber) e do PFP e da MS (tarefa transição) para ambos os grupos; o GE não mostrou diferença do PFP entre  $OBJ_{P1}$  e  $OBJ_{P2}$ . A análise dos parâmetros da preensão apresentou-se útil para detectar prejuízo da função muscular na STC. Foi identificado que o  $T_{Fmax}$  pode ser o melhor parâmetro para indicar este comprometimento. Além disso, sugere-se que a sensibilidade é importante para evitar forças de preensão excessivas em tarefas funcionais e que a manipulação de objetos com músculos da preensão fadigados pode aumentar a probabilidade de deslizamentos acidentais, especialmente em indivíduos com STC.

**Palavras-chave:** Força de preensão voluntária máxima. Controle da força de preensão. Síndrome do Túnel do Carpo.



## ABSTRACT

MATTOS, Daniela Junckes da Silva. **Analysis of manual function in Carpal Tunnel Syndrome.** Florianópolis. 2010. 153 f. Thesis (Master in Human Movement Science) – Centro de Ciências da Saúde e do Esporte, Universidade do Estado de Santa Catarina.

**Orientadora:** Dr<sup>a</sup> Susana Cristina Domenech; **Co-orientador:** Dr. Márcio José dos Santos

This study investigated the effect of Carpal Tunnel Syndrome (CTS) on hand function. It was analyzed the parameters of the grip force and their associations with the characteristics of CTS; and also, the control of the grip force in individuals with CTS during functional tasks and the effect of muscle fatigue and the object's weight. It was evaluated 13 women with CTS (GE) and 13 without CTS (GC) aged  $43.54 \pm 7.70$  and  $43.23 \pm 7.89$ , respectively. The GE was assessed by the symptoms severity and functional status (Boston Questionnaire for CTS), the threshold of tactile sensibility and the manual dexterity (Moberg test). The maximal voluntary grip force was evaluated using a dynamometer. The parameters of the grip force analyzed were: maximal grip force ( $F_{max}$ ), time to reach the maximal grip force ( $T_{Fmax}$ ), force rate (TDF) and area under the curve force-time ( $A_{Fmax}$ ). To analyze the grip force control, the subjects performed two functional tasks while an object (instrumented with force sensor and triaxial accelerometer) was manipulated: *i*) "drinking" – to bring the object close to the mouth and *ii*) "transition" - to lift the object 11 times sequentially and to leave it on the table after 5 s; in the trials 6-8, the object's weight was increased; therefore, the trials without object's additional load (average of 1-5,  $OBJ_{P1}$ ) and the second lift with object's additional load ( $OBJ_{P2}$ ) were compared. The parameters analyzed were: peak of the velocity ( $P_{vel}$ ), time lag (DT), peak of the grip force (PFP), mean of the grip force in movement's acceleration ( $F_{ac}$ ) and deceleration ( $F_{dc}$ ) and safety margin (MS). The subjects performed the functional tasks before the fatigue protocol ( $FAD_1$ ) and with the muscles fatigued ( $FAD_2$ ). At group's comparison, the GE showed lower values of  $F_{max}$ , TDF and  $A_{Fmax}$  and higher  $T_{Fmax}$ . There were high and moderate associations between  $T_{Fmax}$  and the characteristics of the GE and a moderate association between manual dexterity and the parameters of the grip force. The temporal parameters ( $P_{vel}$  and DT) were not affected by the CTS, fatigue and object's weight. Before the fatigue protocol, the GE applied higher PFP than the GC (drinking task); furthermore, both groups increased the PFP and the MS (transition task) while lifting the object with additional load. When the subjects performed the tasks with fatigued muscles, it was found a decreased of  $F_{dc}$  for the GE (drinking task) and also of PFP and MS for both groups (transition task); there was no difference on PFP between  $OBJ_{P1}$  and  $OBJ_{P2}$  for the GE. The analysis of the parameters of the grip force was useful to detect the muscle function impairments in CTS. It was identified that the  $T_{Fmax}$  might be the best parameter to indicate these changes. Moreover, it is suggested that the sensibility of the fingertips is important to avoid the excessive grip forces in functional tasks and that the manipulation of the objects with muscles of prehension fatigued may increase the likelihood of accidental slips, especially in individuals with CTS.

**Key-words:** Maximal voluntary grip force. Grip force control. Carpal Tunnel Syndrome.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Estruturas que formam tunel do carpo .....	27
Figura 2 - Área de secção cruzada do túnel do carpo. ....	28
Figura 3 - Vista da mão em perfil evidenciando a hipotrofia da eminência tênar. ....	37
Figura 4 – Atividades manuais que envolvem diferentes tipos de preensão de força. ....	44
Figura 5 - Atividades manuais que envolvem diferentes tipos de preensão de precisão. ....	46
Figura 6 – Exemplos de curva de força-tempo de preensão .....	49
Figura 7 – Ilustração da controle da força de preensão na manipulação de estruturas frágeis. ....	53
Figura 8 - Exemplo de um objeto instrumentado. ....	54
Figura 9 – Controle da força de preensão durante levantamento de objeto. ....	55
Figura 10 - Kit de monofilamentos de nylon. ....	69
Figura 11 - Objetos utilizados para o Teste de Moberg .....	70
Figura 12 - Dinamômetro de preensão manual. ....	71
Figura 13 - <i>Software</i> de aquisição de dados do dinamômetro de preensão manual. ....	72
Figura 14 - Objeto instrumentado utilizado para mensurar o controle da preensão .....	73
Figura 15 - Sistema de aquisição de dados .....	74
Figura 16 – Variáveis dependentes e independentes da etapa experimental do estudo. ....	75
Figura 17 – Exemplo representativo da curva força-tempo de preensão. ....	77
Figura 18 – Exemplo representativo da força de preensão na “tarefa funcional beber. ....	78
Figura 19 – Exemplo representativo da força de preensão na “tarefa funcional transição”. ....	79
Figura 20 – Teste de Phalen e Sinal de Tinel. ....	84
Figura 21 – Ilustração do método de mensuração do tamanho da mão. ....	86
Figura 22 – Ilustração do posicionamento do indivíduo no teste de força de preensão .....	87
Figura 23 – Ilustração do posicionamento do indivíduo nas realização das tarefas .....	89
Figura 24 – Ilustração de um indivíduo realizando a “tarefa funcional beber” .....	90
Figura 25 – Ilustração de um indivíduo realizando a “tarefa funcional transição”. ....	90
Figura 26 – Exemplo representativo do protocolo de fadiga. ....	92

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Destreza manual. ....	99
Gráfico 2 – Parâmetros da força de preensão. ....	100
Gráfico 3 – Gráfico da curva força-tempo de preensão de um indivíduo do GC e do GE.....	101
Gráfico 4 – Protocolo de fadiga dos músculos da preensão. ....	103
Gráfico 5 – Controle da força de preensão durante a “tarefa funcional beber”.....	106
Gráfico 6 – Controle da força de preensão durante a “tarefa funcional transição”.. ....	110

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Prevalência da síndrome do túnel do carpo em mulheres. ....	33
Tabela 2 - Prevalência da síndrome do túnel do carpo em homens. ....	34
Tabela 3 - Sensibilidade e especificidade para valores dos testes de STC .....	39
Tabela 4 - Características dos indivíduos .....	96
Tabela 5 – Resultados individuais para características do grupo experimental. ....	97
Tabela 6 – “Gravidade dos sintomas” e “estado funcional” do Questionário de Boston .....	97
Tabela 7 - Limiar de sensibilidade tátil. ....	98
Tabela 8 – Parâmetros da força de preensão de um indivíduo. ....	101
Tabela 9 - Correlação entre curva força-tempo e características do grupo experimental. ....	102
Tabela 10 - Parâmetros do controle da força de preensão durante a tarefa beber.....	104
Tabela 11 – Resultados das ANOVAs 2-way.....	105
Tabela 12 - Parâmetros do controle da força de preensão durante a tarefa transição.....	107
Tabela 13 – Resultados das ANOVAs 3-way.....	108

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Ação dos músculos do ramo motor do nervo mediano. ....	29
Quadro 2 - Fatores de risco para desenvolver a síndrome do túnel do carpo. ....	35
Quadro 3 - Descrição dos tipos de apreensão de força ( <i>power grip</i> ). ....	44
Quadro 4 - Descrição dos tipos de apreensão de precisão. ....	45
Quadro 5 – Classificação da gravidade dos sintomas. ....	67
Quadro 6 – Classificação do estado funcional. ....	68
Quadro 7 – Definição dos parâmetros da força de apreensão. ....	76
Quadro 8 – Definição dos parâmetros do controle da força de apreensão. ....	78
Quadro 9 – Definição dos parâmetros das medidas antropométricas. ....	80
Quadro 10 – Categorias do limiar de sensibilidade tátil. ....	82
Quadro 11 – Parâmetros do Teste de Moberg. ....	82

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

$A_{F_{max}}$  área sob a curva de força-tempo de preensão

OBJ<sub>P2</sub> segundo levantamento do objeto com peso adicional

OBJ<sub>P1</sub> levantamento do objeto sem aumento de peso

CVM contração voluntária máxima

DT diferença temporal

$F_{ac}$  média da força de preensão na fase de aceleração do movimento

FAD<sub>1</sub> antes do protocolo de fadiga dos músculos da preensão

FAD<sub>2</sub> com os músculos da preensão fadigados

$F_{dc}$  média da força de preensão na fase de desaceleração do movimento

$F_{max}$  força de preensão máxima

GC grupo controle

GE grupo experimental

M<sub>EST</sub> tempo médio para identificação dos objetos durante a execução Teste de Moberg de olhos fechados

M<sub>OA</sub> tempo médio de execução Teste de Moberg de olhos fechados

M<sub>OF</sub> tempo médio de execução Teste de Moberg de olhos fechados

MPTU teste de Moberg (*Moberg Pick and Up Test*)

MS margem de segurança

PPF pico da força de preensão

$P_{vel}$  pico da velocidade

STC síndrome do túnel do carpo

TDF taxa de desenvolvimento da força de preensão

$T_{Fmax}$  tempo para atingir a força de preensão máxima

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>18</b>
1.1	PROBLEMA.....	18
1.2	OBJETIVOS .....	23
1.2.1	Objetivo geral.....	23
1.2.2	Objetivos específicos .....	23
1.3	JUSTIFICATIVA .....	23
1.4	HIPÓTESES .....	24
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>26</b>
2.1	SÍNDROME DO TÚNEL DO CARPO .....	26
2.1.1	Anatomia do túnel do carpo .....	26
2.1.2	Conceito .....	30
2.1.3	Epidemiologia .....	32
2.1.4	Etiologia e fatores de risco.....	34
2.1.5	Sinais e sintomas .....	35
2.1.6	Diagnóstico .....	37
2.2	FUNÇÃO MANUAL .....	41
2.2.1	Tipos de preensão manual .....	42
2.2.2	Teste de força de preensão .....	46
2.2.3	Controle da força de preensão .....	52
2.3	FADIGA MUSCULAR E CONTROLE MOTOR.....	60
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>65</b>
3.1	CARACTERÍSTICAS DA PESQUISA .....	65
3.2	CARACTERÍSTICAS DOS INDIVÍDUOS .....	65
3.3	INSTRUMENTOS DE MEDIDA .....	66
3.3.1	Ficha de Avaliação.....	66
3.3.2	Questionário de Boston para Síndrome do Túnel do Carpo .....	67
3.3.3	Kit de monofilamentos Semmes Weinstein .....	68
3.3.4	Teste de Moberg.....	69
3.3.5	Dinamômetro de preensão manual.....	70
3.3.6	Objeto instrumentado e sistema de aquisição de dados .....	72
3.4	VARIÁVEIS DO ESTUDO .....	74



3.5	PROCEDIMENTO DE COLETA DE DADOS .....	82
3.5.1	Caracterização dos indivíduos .....	83
3.5.2	Teste força de preensão .....	87
3.5.3	Controle da força de preensão .....	88
3.6	PROCESSAMENTO DOS DADOS .....	92
3.7	ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	93
<b>4</b>	<b>APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS .....</b>	<b>96</b>
4.1	Características dos indivíduos .....	96
4.2	Efeito da STC nos parâmetros da força de preensão .....	99
4.3	Associações entre parâmetros da força de preensão e características da STC ..	101
4.4	Controle da força de preensão em indivíduos com STC .....	102
4.4.1	Efeito do protocolo de fadiga na força de preensão máxima .....	102
4.4.2	Efeito da STC e da fadiga no controle da força de preensão .....	103
4.4.2.1	Tarefa funcional beber .....	103
4.4.2.2	Tarefa funcional transição .....	106
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO .....</b>	<b>111</b>
5.1	Características dos indivíduos .....	111
5.2	Efeito da STC nos parâmetros da força de preensão .....	113
5.4	Efeito da STC no controle da força de preensão durante tarefas funcionais .....	119
5.4.1	Efeito da STC e da fadiga nas variáveis temporais .....	119
<b>6</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>125</b>
<b>7</b>	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>127</b>
	<b>ANEXO 1 - Questionário de Boston para STC .....</b>	<b>139</b>
	<b>APÊNDICE A - Ficha de Avaliação .....</b>	<b>142</b>
	<b>APÊNDICE B – Carta de Aprovação do Comitê de Ética .....</b>	<b>144</b>
	<b>APÊNDICE C – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido .....</b>	<b>147</b>
	<b>APÊNDICE D – Especificações de outros materiais .....</b>	<b>152</b>

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 PROBLEMA

A síndrome do túnel do carpo (STC) é uma freqüente causa de disfunção em membros superiores causada pela compressão do nervo mediano (PAPANICOLAU *et al.*, 2001, MCCABE & FIRREL, 2001; JEROSCH-HEROLD, LEITE & SONG, 2006). É caracterizada por presença de dor, dormência, formigamento e fraqueza nas mãos durante atividades diárias como abotoar roupa, cozinhar, amarrar cadarço, manipular pequenos objetos de forma coordenada e despertar noturno, com piora destes sintomas com o passar do tempo (SZABO *et al.*, 1999; TURHANOĞLU & BEYAZOVA, 2001; LI & NIMBARTE, 2006; SESEK *et al.*, 2007). A avaliação da função manual nestes indivíduos pode ser realizada por meio de questionários, testes padronizados de destreza manual e técnicas mais objetivas como testes de força de preensão com uso de dinamômetros e análise do controle das forças de preensão durante simulação de atividades que envolvem a manipulação de objetos (SCHUIND *et al.*, 2003; ANDRIA *et al.*, 2006; NOWAK & HERMSDÖRFER, 2006).

O teste de força de preensão é usualmente realizado para avaliar função manual (ANDRIA *et al.*, 2006; ROZMARYN, BARTKO & ISLER, 2007). Foi mostrado que indivíduos com STC ou após bloqueio experimental do nervo mediano apresentam força de preensão máxima menor do que indivíduos saudáveis (KOZIN *et al.*, 1999; DUN, KAUFMANN & LI, 2006). Apesar de esta informação ser importante, demais parâmetros da

força de preensão, como tempo para atingir a força máxima, taxa de desenvolvimento da força e área sob a curva, podem trazer conhecimento adicional em relação à capacidade de os indivíduos reagirem a perturbações externas, à resistência muscular e à velocidade de contração das fibras musculares (HOLTERMANN *et al.*, 2007; MEBES *et al.*, 2008). Estudos anteriores mostraram, por meio da análise dos parâmetros de preensão, o comprometimento motor de indivíduos com doença de Parkinson (STELMACH *et al.*, 1989; ANDRIA *et al.*, 2006; ATTIVISSIMO *et al.*, 2009) e artrite reumatóide (MYERS, GRENNAN & PALMER, 1980; HELLIWELL, HOWE & WRIGHT, 1987). Dentre outras alterações, foi identificado que estes pacientes levam mais tempo para atingir a força de preensão máxima do que sujeitos saudáveis. Stelmach *et al.* (1989) relataram que esta estratégia foi adotada pelos indivíduos com doença de Parkinson para aumentar a precisão do movimento. Em pacientes com artrite reumatóide, os autores sugeriram que fatores como: presença de rigidez das articulações ao movimento passivo, inibição da taxa de desenvolvimento da força devido às dores nas mãos e punhos e alterações musculares como fadiga podem estar relacionadas a este aumento do tempo (HELLIWELL, HOWE & WRIGHT, 1987). Apesar de indivíduos com STC queixarem-se de fraqueza e função manual alterada, os parâmetros da força de preensão ainda não foram estudados nesta população e não se sabe se estas variáveis estão associadas às características da STC.

A função manual também pode ser analisada por meio de uma avaliação do controle da força de preensão durante movimentos de um objeto instrumentado com sensores de força e acelerômetros. Em um objeto orientado verticalmente, a força de preensão (ou força normal) é originada a partir da aplicação de força perpendicular à superfície de contato do objeto. A força tangencial, por sua vez, é originária do peso do objeto e da inércia, ou da reação de um suporte externo fixado (DE FREITAS & JARIC, 2009). Para prevenir deslizamento, a força de preensão precisa ser no mínimo equivalente à razão entre força tangencial e coeficiente de

fricção atuando na área de contato mão-objeto (DE FREITAS & JARIC, 2009). Além disso, quando um objeto é movimentado (ex.: ao levantar uma xícara para beber), existe um componente dinâmico relacionado à aceleração da gravidade. Desta forma, a força de preensão deve adaptar-se dinamicamente à força tangencial - composta de força gravitacional e cargas inertes (massa) induzidas pela aceleração - e à superfície de fricção do objeto (NOWAK & HERMSDÖRFER, 2006; AMELI *et al.*, 2008). Quando o mesmo objeto é levantado seqüencialmente, forças inapropriadas (muito altas ou baixas) são geradas no primeiro levantamento, enquanto no segundo a magnitude da força aplicada é mais precisa em relação à força tangencial (JOHANSSON & WESTLING, 1984). Este processo envolve a “memória de associação” e a “memória sensoriomotora”. A primeira consiste na relação entre uma informação sensorial específica (como forma, tamanho e textura do objeto) e a força de preensão necessária para levantar o objeto (NOWAK *et al.*, 2003; NOWAK, KOUPAN & HERMSDÖRFER, 2007), enquanto a segunda, está relacionada ao conhecimento das propriedades do objeto adquirido em levantamentos prévios (JOHANSSON & WESTLING, 1984; FLANAGAN & JOHANSSON, 2002; NOWAK, KOUPAN & HERMSDÖRFER, 2007; CHANG, FLANAGAN & GOODALE, 2008).

A sensibilidade da ponta dos dedos é importante para manter a estabilidade das forças de preensão durante a manipulação de objetos (LI & NIMBARTE, 2006). Alguns estudos analisaram o efeito do prejuízo de sensibilidade em indivíduos saudáveis com déficit de sensibilidade induzido experimentalmente por meio de bloqueio nervoso (MONZÉE, LAMARRE & SMITH, 2003; LI & NIMBART, 2006), compressão (COLE, STEYERS & GRAYBILL, 2003), resfriamento (NOWAK & HERMSDÖRFER, 2003; CHEUNG *et al.*, 2008) e em pacientes com diferentes doenças como: deafferentação somatossensorial crônica (HERMSDÖRFER *et al.*, 2008), acidente vascular cerebral (HERMSDÖRFER *et al.* 2003), lesão nervosa periférica (THONNARD *et al.*, 1999; NOWAK & HERMSDÖRFER, 2003;

SCHENKER *et al.*, 2006), cerebelopatias (FELLOWS *et al.*, 2001) e esclerose múltipla (IYENGAR *et al.*, 2009). Foi mostrado que indivíduos com alteração sensorial exerceram forças de preensão e margem de segurança desnecessariamente maiores durante manipulação estática e dinâmica de objetos (THONNARD *et al.*, 1999; FELLOWS *et al.*, 2001; NOWAK & HERMSDÖRFER, 2003; HERMSDÖRFER *et al.* 2003; SCHENKER *et al.*, 2006; HERMSDÖRFER *et al.*, 2008; IYENGAR *et al.*, 2009). Embora a maioria dos pacientes com STC apresentem prejuízo de sensibilidade, são limitados os estudos que avaliam seu controle de força durante a manipulação de objetos. Excetua-se, no entanto, a investigação realizada por Thonnard *et al.* (1999) na qual foi mostrado que esses pacientes foram capazes de adaptar a força de preensão ao coeficiente de fricção da superfície de contato enquanto levantaram um objeto a uma altura de 5 cm. Entretanto, a análise do controle da força de preensão em tarefas que simulam movimentos funcionais ainda não foi esclarecida. Adicionalmente, não foi investigado se os indivíduos com STC são capazes de aumentar a força de preensão de forma econômica em relação à força tangencial, a partir o segundo levantamento com peso do objeto aumentado.

Indivíduos com STC usualmente referem sensação de cansaço ou fadiga nas mãos e braços durante realização determinadas tarefas manuais (RAINOLDI, GAZZONI & CASALE, 2008). A fadiga é uma adaptação neuromuscular de origem periférica e central, que resulta em diminuição da força muscular (ENOKA & STUART, 1992; KAY *et al.*, 2000; GANDEVIA, 2001; KANEKAR, SANTOS & ARUIN, 2008). A primeira ocorre quando existe decréscimo na produção de força devido uma falha na ativação do potencial de ação, falha no mecanismo de excitação-contração, ou prejuízo no ciclo da ponte cruzada, na presença de condução neural inalterada ou aumentada (ENOKA & STUART, 1992; KAY *et al.*, 2000; GANDEVIA, 2001; KANEKAR, SANTOS & ARUIN, 2008). A segunda ocorre quando o decréscimo de força é gerado pela redução na condução neural ou comando motor

ao músculo (ENOKA & STUART, 1992; KAY *et al.*, 2000; GANDEVIA, 2001). Vários estudos mostraram que os movimentos multi-articulares são reorganizados na presença de fadiga e sugerem que esta é uma estratégia central para manter a estabilidade ou o desempenho durante a atividade (CORCOS *et al.* 2002; CÔTÊ *et al.*, 2002; GATES & DINGWELL, 2008). Mudanças na coordenação dos dedos após fadiga durante tarefas manuais foram previamente observadas por Danion, Latash & Zatsiorsky (2001). Entretanto, não se sabe como a sensação de fadiga pode alterar o controle da força de preensão de indivíduos com STC.

De acordo com as informações expostas, a questão central deste estudo foi: **Qual a influência da STC na função manual?** De forma mais específica, foram investigadas as seguintes questões-problema: *i)* Existe alteração nos parâmetros da força de preensão de indivíduos com STC, em um teste de força de preensão máxima? *ii)* Existe associação entre parâmetros da força de preensão e características dos indivíduos com STC? *iii)* Durante a manipulação de objeto em tarefas funcionais: como indivíduos com STC controlam as forças de preensão? A fadiga dos músculos da preensão influencia no controle da força de preensão destes indivíduos? Eles alteram a força de preensão quando o peso do objeto é aumentado? Para responder a questão-problema “*iii*”, foram investigadas duas tarefas funcionais: a primeira consistiu em pegar o objeto e levá-lo até próximo à boca, simulando o ato de beber (“tarefa funcional beber”), a segunda em levantamentos seqüenciais do mesmo objeto, sem e com peso adicional (“tarefa transição”).

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Objetivo geral

Analisar a função manual na STC.

### 1.2.2 Objetivos específicos

- Verificar o efeito da STC nos parâmetros da força de preensão;
- Verificar se existe associação entre parâmetros da força de preensão e características dos indivíduos com STC;
- Verificar o efeito da STC e da fadiga no controle da força de preensão durante a “tarefa funcional beber” e, adicionalmente, do peso do objeto na “tarefa funcional transição”.

## 1.3 JUSTIFICATIVA

Este estudo possibilitará acompanhar a evolução da função manual na STC. A avaliação da força de preensão destes indivíduos poderá ser mais detalhada e incluir parâmetros complementares à força de preensão máxima ( $F_{max}$ ) como: tempo para atingir a força máxima ( $T_{Fmax}$ ), taxa de desenvolvimento da força (TDF) e área sob a curva força-tempo de preensão ( $A_{Fmax}$ ). Adicionalmente, o conhecimento sobre controle da força de preensão durante a manipulação de objetos nas “tarefas funcionais beber e transição”, aumentará a informação relacionada à função manual nestes pacientes, para que possa ser

aplicada sua na neuroreabilitação. De forma complementar, esclarecer as alterações do controle da força de preensão após protocolo de fadiga é importante para entender dificuldades que indivíduos com STC têm em realizar atividades que envolvem sensação de cansaço ou produção de fadiga nas mãos.

#### 1.4 HIPÓTESES

- O GE apresentará pior desempenho do que o GC no teste de força de preensão, ou seja, mostrará força de preensão máxima menor, maior tempo para atingir a força de preensão máxima, menor taxa de desenvolvimento da força e menor valor de área sob a curva força-tempo de preensão;
- Quanto maior for o comprometimento motor da função manual do GE, ou seja, quanto menor for a força de preensão máxima, maior tempo para atingir a força máxima, maior taxa de desenvolvimento da e menor a área sob a curva força-tempo de preensão, menores serão os escores de gravidade dos sintomas e estado funcional da STC, maior será o limiar de sensibilidade tátil, bem como maior será o tempo para realizar o teste de Moberg;
- Não haverá alteração do acoplamento temporal entre forças de preensão e tangenciais durante as tarefas funcionais em decorrência da STC, da presença de fadiga ou do aumento de peso do objeto;
- Durante a manipulação do objeto em tarefas funcionais, o GE aplicará forças de preensão maiores do que o GC tanto antes do protocolo de fadiga quanto com os músculos da preensão fadigados;



- Ambos os grupos apresentarão menores valores de forças de preensão quando manipularem o objeto com os músculos da preensão fadigados;
- Com os músculos da preensão fadigados, o GE não aumentará a força de preensão imediatamente no segundo levantamento do objeto com peso adicional durante a “tarefa funcional transição”.

### 1.5 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

A pesquisa esteve delimitada a três fatores principais: *i*) forma de acesso aos indivíduos do estudo; *ii*) período de coleta de dados e *iii*) testes selecionados para verificar as hipóteses deste trabalho. Os indivíduos do GE, foram encaminhados pelas Clínicas de Fisioterapia de duas Instituições de Ensino Superior: Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC) e Universidade do Sul de Santa Catarina (UNISUL) e por um médico cirurgião de mão de Florianópolis. As coletas foram realizadas no período de setembro a novembro de 2009. Duas avaliações principais foram utilizadas para a análise da preensão manual na STC: *i*) teste de força de preensão, em um protocolo de contração voluntária máxima (CVM) com 6 s de duração e; *ii*) manipulação de objeto instrumentado na “tarefa funcional beber” antes protocolo de fadiga e com os músculos da preensão fadigados; e na “tarefa funcional transição” antes do aumento de peso e levantamento do objeto com peso adicional e antes e depois protocolo de fadiga.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura está dividida em três capítulos: *i*) síndrome do túnel do carpo, *ii*) função manual com destaque para força preensão e *iii*) fadiga muscular e controle motor.

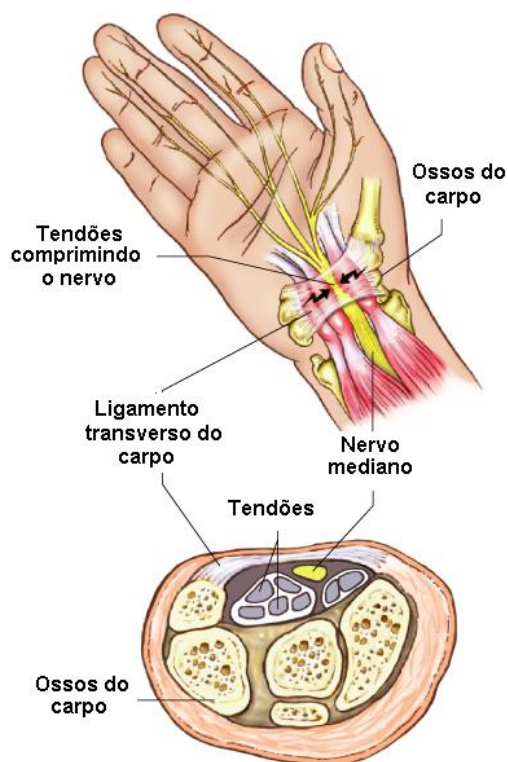
### 2.1 SÍNDROME DO TÚNEL DO CARPO

#### 2.1.1 Anatomia do túnel do carpo

A mão é a estrutura da extremidade superior que apresenta maior mobilidade juntamente com o punho e têm seus movimentos ampliados pelas demais articulações do braço. Esta variabilidade de posições das mãos e dos dedos é propiciada pela grande interação entre os seus 28 ossos, 19 músculos intrínsecos e 20 músculos extrínsecos da mão e do punho e, o que aumenta sua predisposição a lesões (MAGEE, 2005; HOPPENFELD, 2005; HAMILL & KNUTZEN, 2008).

Na base da palma da mão, distal à prega do punho, está localizado o túnel do carpo (Figura 1). Esta estrutura é formada por uma banda de tecido fibroso, o retináculo flexor fibroso ou ligamento transversal do carpo, que sobrepõe o arco formado pelos oito ossos carpais com formato côncavo na face palmar (PHALEN, 1966; KATZ & SIMMONS, 2002; LOVE, 2003). Os ossos do carpo são dispostos em duas fileiras (proximal e distal), com quatro ossos cada. Na fileira proximal encontram-se, iniciando pelo lado radial, o escafoide, o

semilunar e o piramidal que se articula com o pisiforme. Na fileira distal situam-se o trapézio, no lado radial do pequeno osso trapezóide, capitato e hamato (LOVE, 2003).

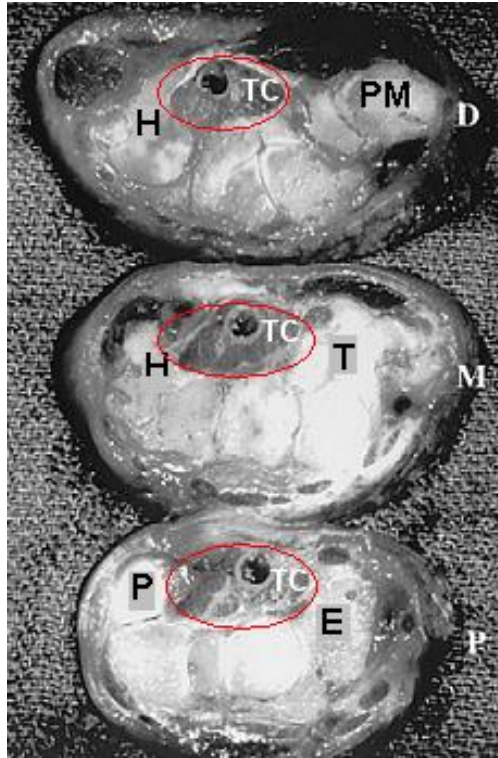


**Figura 1** - Estruturas que formam túnel do carpo: ossos carpais (fileira proximal) e ligamento transverso do carpo; internamente, estruturas que passam pelo túnel do carpo: 4 tendões flexores superficiais dos dedos, 4 tendões flexores profundos dos dedos, tendão do músculo flexor longo do polegar e nervo mediano.

**Fonte:** Disponível em < [http://mdguidelines.files.wordpress.com/2009/05/carpal\\_t.jpg](http://mdguidelines.files.wordpress.com/2009/05/carpal_t.jpg).> Acesso em: 30 jan. 2010.

O túnel do carpo tem aproximadamente 5 mm de distância, 10 mm de largura, volume de 5 mm e área de secção cruzada de 185 mm<sup>2</sup>, o que corresponde a 20 % da área de secção cruzada do punho como pode ser observado na Figura 2. Entretanto, existe ampla variação dessas dimensões entre os indivíduos, por isso o tamanho da mão torna-se importante para a incidência de STC (ROTMAN & DONOVAN, 2002; LOVE, 2003). O espaço interno é relativamente fixo (espaço carpal), uma das razões pelas quais o nervo mediano é vulnerável à

compressão por qualquer condição dentro dos limites rígidos do túnel do carpo (PHALEN, 1966; LOVE, 2003; TURRINI *et al.*, 2005).



**Figura 2** - Área de secção cruzada do túnel do carpo ao nível proximal (P), médio (M) e distal (S). Pode ser observado na região destacada que a área de secção cruzada do tunel do carpo (TC) chega a aproximadamente 20 % da área total do punho. P: pisiforme, E: escafóide; H, hamato; PM, primeiro metacarpo; T, trapézio.

**Fonte:** Adaptado de ROTMAN & DONOVAN, 2002 p. 220.

O túnel do carpo propicia passagem para 10 estruturas que suprem a face palmar dos dedos: quatro tendões flexores superficiais (se inserem na falange média dos dedos 2-5) e quatro tendões profundos (se inserem na falange distal dos dedos 2-5) que permitem a flexão dos dedos; o tendão do músculo flexor longo do polegar que permite que o polegar cruze a palma da mão e é necessário nas tarefas de preensão e o nervo mediano. Além disso, o túnel atua como uma polia, auxiliando na função dos tendões flexores. (PHALEN, 1966; LOVE, 2003; TURRINI *et al.*, 2005).

O nervo mediano é a estrutura do túnel do carpo mais superficial. É originado no plexo braquial (corpo celular) e classificado como nervo periférico misto (LOVE, 2003). Seu ramo sensorial supre a sensação da face palmar do polegar, dedo indicador, médio e metade do dedo anular e estende-se até a ponta dos dedos na articulação interfalangeana distal. Seu ramo motor, por sua vez, supre os principais músculos que movem o polegar sobre a palma da mão e pequenos músculos (lumbricais). São eles: abductor curto do polegar, flexor curto do polegar, oponente do polegar, lumbricais suprem o primeiro e segundo dedos, suas respectivas ações estão descritas no Quadro 1 (LOVE, 2003; HEUSER *et al.*, 2007; HAMILL & KNUTZEN, 2008).

Músculos do ramo motor do nervo mediano	Ação
Abductor curto do polegar	Abduz as articulações carpometacárpicas e metacarpofalângicas do polegar em direção ventral perpendicular ao plano da palma; estende a articulação interfalângica do polegar; auxilia na oposição e pode ajudar na flexão e rotação medial da articulação metacarpofalângica.
Flexor curto do polegar	Flete as articulações metacarpofalângica e carpometacárpica do polegar e auxilia na oposição do polegar no sentido do dedo mínimo; pode estender a articulação interfalângica.
Oponente do polegar	Opõe (flexiona e abduz com leve rotação medial) a articulação carpometacárpica do polegar, em uma posição que ele é capaz de opor-se aos dedos.
Lumbricais	Estendem as articulações interfalângicas e simultaneamente flexionam as articulações metacarpofalângicas.

**Quadro 1** - Ação dos músculos do ramo motor do nervo mediano.

**Fonte:** Adaptado de KENDALL, 1995, p. 235-296.

Existem outros aspectos importantes referentes ao túnel do carpo, como seu tamanho e mudança no formato com movimento. O túnel do carpo é mais estreito no centro. Seu tamanho altera de acordo com o ângulo do punho. Tanto a flexão quanto a extensão reduzem o tamanho no túnel do carpo, de forma mais marcada quando o ângulo excede 40°. Desta forma, quando estendida, a mão é planificada e a concavidade é reduzida, assim, o

responsável pelo estreitamento do túnel do carpo é o alongamento dos tecidos moles. A flexão do punho causa agrupamento dos músculos lumbricais dentro do espaço do túnel do carpo. Caso a pessoa apresente sintomas de STC, isto é suficiente para exacerbá-los (LOVE, 2003).

### 2.1.2 Conceito

A STC refere-se a um padrão diversificado de sinais e sintomas provenientes da compressão do nervo mediano enquanto passa pelo túnel do carpo (PHALEN, 1966; SZABO *et al.*, 1999). As primeiras manifestações clínicas da STC foram descritas por James Paget, em 1854, em pacientes que sofreram fratura distal do rádio (PHALEN, 1966; PALMER *et al.*, 1993; SZABO *et al.*, 1999). A partir de 1913, foram relatados alguns casos de pacientes com atrofia ténar sem história prévia de trauma, quando a secção do ligamento transversal do carpo foi pela primeira vez recomendada como prevenção da atrofia. Somente a partir de 1950 esta desordem tornou-se mais popular, após uma série de publicações de Phalen e colaboradores, que chamaram atenção da comunidade médica (PALMER *et al.*, 1993; SZABO *et al.*, 1999).

A compressão é facilitada pela característica de rigidez do canal, que não se adapta à variação do volume de seu conteúdo (TURRINI *et al.*, 2005). Mesmo um leve edema da bainha sinovial dos tendões flexores é suficiente para aumentar a pressão no túnel do carpo e comprimir o nervo mediano contra - o firme e inelástico - ligamento transversal do carpo (PHALEN, 1966; JENG, RADWING & RODRIGUEZ, 1994; MILLER & FREIVALDS, 1995; OLSEN & KNUDSON, 2001; LOVE, 2003; BURKE *et al.*, 2007).

O aumento da pressão no túnel do carpo pode ocluir vasos intraneurais, com conseqüente isquemia do nervo mediano que desencadeiam mecanismos complexos que influenciam no estímulo das fibras A (mielinizadas, de maior diâmetro) e das fibras C (não-mielinizadas, de menor diâmetro) e, quando crônico, pode ser encontrado edema fascicular,

infiltração de fibroblastos e formação de cicatriz no ligamento transversal (BURKE *et al.*, 2006). A presença de tecido fibroso e as mudanças vasculares estão associadas com o estágio da doença (LOVE, 2003; LEIT, WEISER & TOMAINO, 2004). De acordo com estas características, a STC pode ser classificada em três tipos: Grau I: hipertrofia fibrosa sinovial isolada (4 % dos casos); Grau II: hipertrofia fibrosa com áreas necróticas localizadas (50 % dos casos); Grau III: hipertrofia fibrosa com áreas necróticas localizadas e na bursa (46 % dos casos), sendo que pessoas com atrofia da eminência ténar tem sérios riscos de estarem no grau 3 (LOVE, 2003).

No estágio inicial, nenhuma mudança morfológica é observada no nervo mediano, os achados neurológicos são reversíveis e sintomas são intermitentes. Episódios prolongados ou frequentes de pressão elevada no túnel do carpo podem resultar em desmielinização segmentar e sintomas como dormência (decorrente da falta de oxigênio e nutrição) e queimação (pelo dano da estrutura nervosa) mais severos e constantes, com fraqueza ocasional. Quando existe isquemia prolongada, ocorre lesão axonal e a disfunção do nervo pode ser irreversível (KATZ & SIMMONS, 2002). Seguida da perda sensorial, está perda motora, sendo assim, um quinto do controle motor está presente quando toda a sensação foi perdida (LOVE, 2003).

Os sintomas secundários à compressão do nervo mediano (dor, dormência, formigamento e queimação) apresentam-se distribuídos nas estruturas supridas pela porção distal deste nervo (polegar, dedos indicador, médio e anular) e prejudicam a função sensorial e motora da mão (PHALEN, 1966; JENG, RADWING & RODRIGUEZ, 1994; MILLER & FREIVALDS, 1995; OLSEN & KNUDSON, 2001; BURKE *et al.*, 2007). Entretanto, existe uma variabilidade comum na localização dos achados sensoriais e motores, explicada, em partes, por possíveis anastomoses - em uma extensão variável - do nervo mediano com os nervos ulnar e radial (PHALEN, 1966). Os períodos de compressão podem ser inconstantes e

os sintomas resultantes tendem a flutuar já que o volume do conteúdo e a capacidade do canal variam com a posição do punho em relação ao eixo do antebraço (TURRINI *et al.*, 2005).

A STC pode causar dor crônica e alteração permanente na função sensorial e motora em estruturas essenciais da mão. Desta forma, pode ser atribuída a esta doença um efeito na vida do paciente potencialmente sério, freqüentemente doloroso e incapacitante (LOVE, 2003).

### 2.1.3 Epidemiologia

A STC é a neuropatia periférica compressiva mais comum e uma freqüente causa de disfunção em membro superior (ATROSHI *et al.*, 1999; OLSEN & KNUDSON, 2001; JEROSCH-HEROLD, LEITE & SONG, 2006; CHAN *et al.*, 2007; HEEBNER & RODDEY, 2008). Freqüentemente tem apresentação bilateral (PRICK *et al.*, 2003). Dentre os tratamentos cirúrgicos de mão, a descompressão do túnel do carpo é a mais realizada nos EUA (KOTSIS, CHUNG & HARBOR, 2005).

A prevalência da STC na população geral é desconhecida, bem como dados atuais específicos da população brasileira. Duas pesquisas epidemiológicas de prevalência da STC mostraram que, na primeira, 463 pessoas - provenientes de quatro instituições americanas - responderam às perguntas e encontraram uma prevalência da STC 3,72 % nestes indivíduos (PAPANICOLAU *et al.*, 2001); na segunda, 2466 indivíduos do sudeste da Suíça responderam o questionário e tiveram uma prevalência de STC 3,8 % quando diagnosticada clinicamente, de 2,7 % quando diagnosticada com eletroneuromiodiagnóstico e 14,4 % quando consideradas somente os sintomas da mão (ATROSHI *et al.*, 1999).

Existe, também, maior prevalência no sexo feminino (Tabela 1) do que no masculino (Tabela 2) (PRICK *et al.*, 2003; LOVE, 2003; TURRINI *et al.*, 2005; HEEBNER &



RODDEY, 2008; SAMBANDAM *et al.*, 2008). A proporção da doença entre o sexo varia com a idade, como pode ser visto nas Tabela 1 e Tabela 2, e é mais alta em adultos jovens do que idosos (KATZ & SIMMONS, 2002; LOVE, 2003). Conforme Turrini *et al.* (2005), setenta por cento dos pacientes têm entre 40 e 70 anos de idade, as idades médias nos estudos epidemiológicos supracitados foram  $51 \pm 13$  anos (ATROSHI *et al.*, 1999) e  $51,9 \pm 15,7$  anos (PAPNICOLAU *et al.*, 2001). Existe também evidência de que 10% das pessoas apresentem sintomas de STC, entretanto não intensos o suficiente para procurar tratamento (LOVE, 2003).

**Tabela 1** - Prevalência da síndrome do túnel do carpo em mulheres.

Idade	Diagnóstico clínico		Diagnóstico por Eletroneurodiagnóstico		Diagnóstico por Eletroneurodiagnóstico e Clínico	
	Nº	Prevalência (%)	Nº	Prevalência (%)	Nº	Prevalência (%)
25-34	7	2,1	5	2,0	4	1,6
35-44	16	5,7	11	3,9	8	2,9
45-54	11	3,9	18	6,4	8	2,9
55-64	14	5,6	20	7,9	8	3,2
65-74	15	5,4	18	6,5	14	5,1
Todos	63	4,6	72	5,2	42	3,0

**Fonte:** Adaptado de ATROSHI *et al.*, 1999, p. 156.

**Tabela 2** - Prevalência da síndrome do túnel do carpo em homens.

Idade	Diagnóstico clínico		Diagnóstico por Eletroneurodiagnóstico		Diagnóstico por Eletroneurodiagnóstico e Clínico	
	Nº	Prevalência (%)	Nº	Prevalência (%)	Nº	Prevalência (%)
25-34	3	1,4	4	1,8	2	0,9
35-44	3	1,4	6	2,8	2	0,9
45-54	11	5,3	17	8,1	9	4,3
55-64	10	3,9	14	5,4	8	3,1
65-74	4	1,7	7	3,0	3	1,3
Todos	31	2,8	48	4,3	24	2,1

**Fonte:** Adaptado de ATROSHI *et al.*, 1999, p. 156.

#### 2.1.4 Etiologia e fatores de risco

Qualquer condição que reduz o tamanho do canal do túnel do carpo ou aumenta o volume do seu conteúdo pode causar compressão do nervo mediano (GERRITSEN *et al.*, 2001). Inicialmente, a origem da STC era considerada idiopática, entretanto, estudos têm aprofundado seu entendimento. Conforme Love (2003), a condição de saúde, sexo, estilo de vida (inclui padrão de trabalho) e aspectos anatômicos exacerbam a predisposição para STC. Os principais fatores de risco são apresentados no Quadro 2 (KATZ & SIMMONS, 2002; LOVE, 2003; ROBINSON, 2007).

O fato de a STC afetar a mão dominante na maioria dos casos e, quando bilateral, o lado dominante ser o mais afetado, evidencia o uso da mão como fator de risco. As atividades mais relacionadas à precipitação dos sintomas são aquelas que requerem movimentos repetitivos de mão e punho (por exemplo: uso excessivo do teclado de computadores e da caixa registradora de *checkouts*), particularmente aquelas que envolvem uso de força, com punhos mantidos na mesma posição por períodos prolongados e, ainda, uso de ferramentas que causam vibração na mão (KATZ & SIMMONS, 2002; LOVE, 2003 & ROBINSON, 2007; HWANG, GLASS & MOLTER, 1994). A STC pode, também, ser consequência direta de fratura de punho (LOVE, 2003; ROBINSON, 2007).

---

**a) Fatores de risco relacionados a condições de saúde geral:**

- Diabetes mellitus
- Espondilite cervical
- Atrite reumatóide
- Acromegalia
- Fratura de Colles ou Smith

**b) Fatores de risco relacionados especificamente ao sexo feminino:**

- Alta associação entre histerectomia e STC pelo desequilíbrio do hormônio estrógeno;
- Uso de contraceptivos orais e terapia de reposição hormonal;
- Gravidez (maior correlação naquelas que estão na segunda ou terceira gestação);
- Seios maiores (mais relacionado ao IMC do que ao tamanho dos seios de forma isolada).

**c) Fatores de risco relacionados ao estilo de vida:**

- Fumantes têm uma incidência de 20% maior desenvolver STC;
- Consumo excessivo de álcool aumenta a incidência em 75% ;
- Consumo de cafeína nas bebidas aumenta a incidência em 5%;
- Sobrepeso (IMC maior do que 20-30) duplica a incidência em jovens ativos e quadriplica em idosas e inativos fisicamente;
- Baixos índices sanguíneos de vitamina B6 (necessário para correta condução do sinal nervoso) e C no sangue;
- Puxar a manga da blusa para cima de forma a criar uma banda compressiva em torno do braço;
- Uso de corticosteróides e estrogênio;
- Ocupações que requerem movimentos repetitivos do punho e mão associados com força ou vibração.

**d) Fatores de risco relacionados a aspectos anatômicos:**

- Tamanho da mão menor
- 

**Quadro 2** - Fatores de risco para desenvolver a síndrome do túnel do carpo.

### 2.1.5 Sinais e sintomas

Indivíduos com STC usualmente relatam dor, formigamento, queimação e dormência, ou a combinação desses sintomas, envolvendo o aspecto palmar do polegar, indicador, dedo médio e parte radial do anular (PHALEN, 1966; HWANG, GLASS & MOLTER, 1994; KATZ & SIMMONS, 2002; HAYASHI, 2005; AGABEGI *et al.*, 2006; ROBINSON, 2007). Entretanto, os déficits têm distribuição variável e podem não envolver toda a distribuição do nervo mediano e, além disso, estarem localizados em toda a mão ou afetar inclusive o ombro (HWANG, GLASS & MOLTER, 1994; ROBINSON, 2007). Pacientes com STC podem, ainda, referir sensação de edema nos dedos, mesmo que não seja aparente, principalmente no período da manhã, mas aliviam ou desaparecem com o uso das mãos (PHALEN, 1966; HWANG, GLASS & MOLTER, 1994).

Estes sintomas pioram no período noturno. Existe relato de uma sensação de “formigamento que tende a dormência” que, com frequência, desperta os pacientes (PHALEN, 1966; HWANG, GLASS & MOLTER, 1994; ROBINSON, 2007; TAMBURIN *et al.*, 2008). A explicação para etiologia da dor noturna sugerida por Phalen (1966) é que quando a mão e o punho estão em repouso durante o sono, ocorre venostase relativa nas pequenas veias dentro na bainha sinovial dos tendões flexores, o que produz edema, como consequência, maiores compressão nervosa e dor. Quando os sintomas são severos, é comum “chacoalhar as mãos” (KATZ & SIMMONS, 2002; LOVE, 2003). O movimento das mãos alivia o desconforto já que auxilia a reestabelecer o suprimento de fluxo ao tecido comprimido (LOVE, 2003). Essa reação é chamada de “sinal de flick” (KATZ & SIMMONS, 2002).

Ainda que os sintomas sensoriais sejam a principal queixa na STC, pacientes comumente mencionam sintomas motores como fraqueza e dificuldade na realização de tarefas como: abotoar roupas, pegar ou segurar objetos pequenos objetos entre o polegar e dedos, nas quais é necessária coordenação precisa dos dedos polegares e indicadores (LOVE, 2003). A perda de controle motor do polegar é indicativa de disfunção avançada (LOVE, 2003).

Sintomas motores das mãos aparecem nos graus moderado e severo da STC e estão relacionados ao envolvimento das fibras motoras do nervo mediano. Compressões crônicas resultam em hipotrofia progressiva da eminência ténar como pode ser observado na Figura 3 e sugerem perda de volume muscular (PHALEN, 1966; OLSEN & KNUDSON, 2001; KAROLCZAK *et al.*, 2005; LOVE, 2003). São bem conhecidas a redução na produção máxima e submáxima de força da mão, nas forças de preensão (palmar e de pinça polegar-indicador), na força de abdução do polegar, e a alteração de equilíbrio entre músculos agonista e antagonista (KAROLCZAK *et al.*, 2005).



**Figura 3** - Vista da mão em perfil evidenciando a hipotrofia da eminência tênar na mão esquerda.

**Fonte:** PHALEN, 1966, p. 213.

#### 2.1.6 Diagnóstico

O diagnóstico da STC é usualmente baseado na história e sintomas clínicos típicos incluindo parestesia intermitente e dor, freqüentemente noturna, diminuição sensorial no território do nervo mediano e fraqueza nos músculos tênares (GIANNINI *et al.*, 2002; PATTERSON & SIMMONS, 2002; LOVE, 2003; TURRINI *et al.*, 2005; LIU *et al.*, 2007; HEEBNER & RODDEY, 2008). A avaliação clínica é padrão ouro para diagnóstico da STC (Academia de Neurologia & Associação de Medicina Eletrodiagnóstica, 1993; PÁDUA *et al.*, 2008). Apesar disso, somente em casos severos déficits sensorial e/ou motores podem ser detectados por meio do exame físico (GIANNINI *et al.*, 2002).

Dois testes provocativos mais comuns, sinal de Phalen e teste de Tinel, são utilizados para induzir os sintomas e dar suporte ao diagnóstico (PATTERSON & SIMMONS, 2002; VOGT & SCHOLTZ, 2002; LOVE, 2003; TURRINI *et al.*, 2005; HEEBNER & RODDEY, 2008). O primeiro consiste na flexão a 90° do punho; se os sintomas de dor ou parestesia forem reproduzidos na distribuição do nervo mediano em 60 segundos, é considerado positivo

(PATTERSON & SIMMONS, 2002; SIMMONS & KATZ, 2002; TURRINI *et al.*, 2005). O segundo, por sua vez, é julgado presente quando uma leve percussão sobre a superfície volar do punho causa parestesia que irradia para os dedos inervados pelo nervo mediano, com dor ou formigamento no polegar e no indicador ou entre os dedos médios (PATTERSON & SIMMONS, 2002). Estudos da manobra de Phalen relatam grande amplitude de valores de sensibilidade e especificidade, de 40 a 80 %. A sensibilidade do sinal de Tinel varia de 25 a 60 %, entretanto sua especificidade é maior (67 a 87 %).

Como achados no exame físico e história tem valor diagnóstico limitado, eles são mais úteis quando existe uma suspeita de STC (quanto o paciente apresenta com sintomas na mão) (SIMMONS & KATZ, 2002). Nenhum destes testes são inteiramente confiáveis e tem resultados conflitantes na sensibilidade e especificidade (AGABEGI *et al.*, 2006).

Perda de discriminação de dois pontos na distribuição do nervo mediano (inabilidade de distinguir entre um ponto e dois aplicados com agulha na ponta do dedo) bem como hipotrofia ténar ocorre de forma tardia na STC. Estes sinais têm baixa sensibilidade e alta especificidade. Testes da habilidade do paciente em perceber vários graus de estímulo vibratório e pressão direta na polpa do dedo na distribuição do nervo mediano demandam técnica e tem sensibilidade e especificidade moderada (SIMMONS & KATZ, 2002)

Teste de força pode mostrar fraqueza ou atrofia dos músculos ténares (ROBINSON, 2007). Havendo comprometimento motor, pode-se avaliar a hipotrofia ténar, a dificuldade ou a impossibilidade de rotação dos polegares (mãos entrelaçadas, rodar um dedo em volta do outro) e a diminuição de força de pinça polegar-indicador (KAROLCZAK *et al.*, 2005), fraqueza do abductor do polegar (LIU *et al.*, 2007).

A quantificação da gravidade é uma fase fundamental de qualquer doença e pode ser considerado um passo do procedimento diagnóstico (GIANINNI *et al.*, 2002). Estudos de

condução do nervo e eletro-neuromiografia podem ser úteis em determinar a gravidade da lesão do nervo mediano (HEEBNER & RODDEY, 2008).

Em relação aos aspectos clínicos, apesar estudos como o de Szabo *et al.* (1999) terem apresentado investigado a sensibilidade e especificidade dos testes utilizados no diagnóstico da STC (Tabela 3), não existe ferramenta simples para avaliar sinais e sintomas em conjunto e classificar a gravidade da STC (GIANINNI *et al.*, 2002), tampouco critério padronizado para diagnóstico da STC (CHAN *et al.*, 2007). Critérios diagnósticos mais confiáveis para STC ainda são controversos (SZABO *et al.*, 1999). O exame físico nem sempre mostra anormalidades principais na STC (ROBINSON, 2007). Vários clínicos e pesquisadores sugerem uma combinação de sinais clínicos, sintomas e achados do estudo de eletro-neuromiografia devem ser utilizados (CHAN *et al.*, 2007).

**Tabela 3** - Sensibilidade e especificidade para valores dos testes de STC

Teste	Sensibilidade (%)	Especificidade (%)
Phalen's	75 %	95 %
Tinel's	64 %	99 %
Durkan's	89 %	91 %
Diagrama de Katz	76 %	98 %
Dor Noturna	96 %	100 %
Semmes-Weinstein (neuro)	65 %	88 %
Semmes-Weinstein e Phalen's	83 %	86 %
Preensão	48 %	46 %
Pinça lateral	33 %	61 %
Pinça tres dedos	43 %	49 %
Pinça tip	65 %	41 %

**Fonte:** Adaptado de SZABO *et al.* 1999, p.708.

Outras doenças (radiculopatia cervical e tendinoses) que apresentam sinais e sintomas semelhantes e podem coexistir com a STC. Adicionalmente, existe uma alta incidência de sinal de Tinel e de Phalen positivo (20% ou mais) em indivíduos normais (SZABO *et al.*, 1999). O diagnóstico diferencial de desconforto da mão e punho inclui compressões nervosas (como compressão do nervo ulnar e radiculopatia cervical), desordens de tendão, musculares

por excesso de uso, síndromes de dores não específicas e desordens menos comuns (KATZ & SIMMONS, 2002).

A eletroneuromiografia é bem aceita para confirmação objetiva do envolvimento nervoso, indicar a gravidade da STC e como diagnóstico diferencial entre outras patologias neuromusculares (por exemplo: exclusão de polineuropatia) (VOGT & SCHOLTZ, 2002; KATZ & SIMMONS, 2002; CARVALHO *et al.*, 2007; MEGERIAN, GONG & GOZANI, 2007). Uma combinação de estudos de eletroneurodiagnóstico (condução nervosa e eletromiografia) e conhecimento da localização e tipo dos sintomas permitem um diagnóstico mais preciso da STC. É geralmente aceito que a condução sensorial do nervo mediano é mais sensível do que condução motora. A falta de sensibilidade de estudos motores do nervo mediano pode ser devido tanto à preservação das fibras motoras quando comparado às fibras sensoriais ou à inabilidade da técnica em detectar anormalidades (LEE; LEE & KOH, 2009) e alguns estudos têm se preocupado em determinar parâmetros para condução nervosa motora (CHANG, FLANAGAN & GOODALE, 2008).

A quantificação da intensidade da STC é um passo indispensável do procedimento eletroneurodiagnóstico e importante para o prognóstico e a conduta terapêutica (SZABO *et al.*, 1999). O aspecto neurofisiológico da STC tem sido amplamente estudado e algumas classificações têm sido desenvolvidas (VOGT & SCHOLTZ, 2002; KATZ & SIMMONS, 2002; CARVALHO *et al.*, 2007). Entretanto, ainda não existe uma classificação neurofisiológica padronizada universalmente para a STC (CARVALHO *et al.*, 2007).

Existe uma evidência crescente de que o ultrassom pode ser um complemento útil ao eletroneurodiagnóstico. A habilidade do ultrassom em avaliar a morfologia dos nervos e estruturas periféricas pode auxiliar a evitar erros de diagnósticos (ex.: tumor no nervo mediano que pode simular STC), especialmente em casos de achados atípicos (NAKAMISHI & TASHIBANA, 1997).



## 2.2 FUNÇÃO MANUAL

A mão atua como órgão motor e sensitivo e tem uma funcionalidade bastante diversificada, importante nas atividades de vida diária (DESROSIERS *et al.*, 1999; FLANAGAN & JOHANSSON, 2002; MAGEE, 2005; HAMILL & KNUTZEN, 2008). A habilidade em utilizar as mãos é necessária para gesticular e comunicar-se, fazer e utilizar ferramentas, escrever, pintar, tocar música, acariciar, proteger-se, bem como durante atividades de manipulação que dependem de movimentos muito finos (DESROSIERS *et al.*, 1999; FLANAGAN & JOHANSSON, 2002; MAGEE, 2005; HAMILL & KNUTZEN, 2008). Adicionalmente, a função manual tem sido considerada uma parte essencial da medida de independência (DESROSIERS *et al.*, 1999; FLANAGAN & JOHANSSON, 2002). É uma ferramenta poderosa que o cérebro utiliza para interagir com o mundo (FLANAGAN & JOHANSSON, 2002).

A função manual é definida como todas as atividades que o indivíduo realiza com as mãos (VEN-STEVENSON *et al.*, 2009). Desta forma, a avaliação da função manual tem a finalidade de quantificar e julgar a qualidade da função da mão (BEAR-LEHMAN & ABREU, 1989). Diversos métodos têm sido desenvolvidos para determinar a função geral da mão como avaliações físicas padronizadas e testes funcionais. (HUNG, HO & LEUNG, 1999; VEN-STEVENSON *et al.*, 2009). A avaliação física inclui a medida da amplitude de movimento da mão, força muscular, sensibilidade e antropometria da mão. Os testes funcionais têm como objetivo avaliar a coordenação, destreza e sensibilidade da mão enquanto tarefas padronizadas são realizadas (HUNG, HO & LEUNG, 1999). Apesar de complexa, a avaliação da limitação da atividade de nas mãos é importante, especialmente em pacientes com doenças, já que auxilia a diagnosticar o problema e é fundamental para selecionar e direcionar o tratamento (BEAR-LEHMAN & ABREU, 1989; VEN-STEVENSON *et al.*, 2009).

### 2.2.1 Tipos de preensão manual

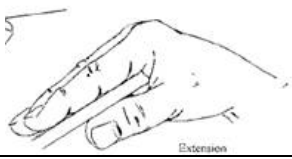


A maioria das ações durante as atividades de vida diária estão diretamente relacionadas com preensão de objetos (BOURDIN *et al.*, 1999). A preensão manual é realizada quando um objeto é segurado e pressionado sob a mão com o objetivo de manipular, transportar ou sentir. Durante a preensão, o objeto pode estar fixo ou móvel; pode ser pressionado parcial ou totalmente sob a mão; pode ser segurado por meio de pinça entre os dedos ou pressionado (NAPIER, 1983; DEMPSEY & AYOUB, 1996; BARR & BEAR-LEHMAN, 2001; MAGEE, 2005; SILVA, 2007).

A preensão manual pode ser dividida em duas etapas: 1) movimento livre: refere-se ao contato com o objeto e é controlada pela informação visual; e 2) interação dedo-objeto: fase posterior ao contato com o objeto, quando sujeito aplica a força funcional efetiva e é controlada pela integração da informação visual e sensorial relacionada ao objeto em contato (BOURDIN *et al.*, 1999). Sob o ponto de vista cinesiológico, o movimento de preensão pode ser subdividido em: 1) abertura da mão, a qual requer ação simultânea dos músculos intrínsecos da mão e dos músculos extensores longos; 2) fechamento dos dedos e do polegar para segurar o objeto e adaptar-se à sua forma, o que envolve os músculos flexores intrínsecos e extrínsecos e os músculos opositores; 3) aplicação da força, que varia dependendo do peso, das características da superfície, da fragilidade e do uso do objeto, envolvendo novamente os músculos flexores intrínsecos e extrínsecos e os músculos opositores e 4) liberação, na qual a mão se abre para liberar o objeto e que envolve os mesmos músculos utilizados para a abertura da mão (MAGEE, 2005).

Os padrões de preensão variam em função da multiplicidade de movimentos existentes, a fim de adaptar-se à localização, tamanho e formato do objeto que será pego e à atividade pretendida (NAPIER, 1983; SHUMWAY-COOK & WOOLLACOT, 2003). Mesmo

considerando todos os possíveis movimentos da mão, Napier constatou que existem dois padrões de preensão principais, usados de maneira muito diferente nas capacidades de manipulação e que são determinados pela posição do polegar em relação aos dedos: preensão de força e de precisão (NAPIER, 1983; SHUMWAY-COOK & WOOLLACOT, 2003; HAMILL & KNUTZEN, 2008).

A preensão de força é gerada quando o polegar permanece no plano da mão numa posição de adução, punho em desvio ulnar, discretamente estendido e dedos flexionados a fim de envolver e transmitir a força para o objeto ou em direção à palma da mão (HAMILL & KNUTZEN, 2008). De acordo com Magee (2005) o polegar pode ou não estar envolvido. Para conferir maior estabilidade ao movimento existe uma atuação conjunta da face radial e ulnar da mão, o suporte do objeto e controle estático do movimento, por sua vez, é proporcionado pela ação dos dedos ulnares. Mesmo na preensão de força pode ser necessário um grau de precisão, por exemplo, no direcionamento do objeto. Neste tipo de preensão, os músculos extrínsecos da mão são mais importantes. Para maior produção de força, a mão é fechada com o polegar envolvendo os demais dedos flexionados. Com essa preensão, a precisão é mínima ou inexistente (NAPIER, 1983; HAMILL & KNUTZEN, 2008). A preensão de força está muito envolvida em certas habilidades esportivas como arremesso de dardo e tacada de golfe ou atividades cotidianas de pegar objetos como pode ser observado na Figura 4 (NAPIER, 1983; SHUMWAY-COOK & WOOLLACOT, 2003; HAMILL & KNUTZEN, 2008). Os tipos de preensão de força estão apresentados no Quadro 3.

Tipo de preensão de força	Descrição	Ilustração
Preensão em gancho	Todos ou apenas o segundo e o terceiro dedo são utilizados como um gancho controlado pelos flexores e extensores do antebraço. Pode envolver apenas as articulações interfalângicas ou as articulações interfalângicas e metacarpofalângicas (o polegar não é envolvido). Ex.: segurar alça de uma mala.	
Preensão cilíndrica	É um tipo de preensão palmar ( <i>power grip</i> ) na qual o polegar é utilizado e toda a mão envolve o objeto Ex.: segurar uma garrafa.	
Preensão esférica	É um tipo de preensão palmar, na qual a oposição é maior e a mão envolve um objeto esférico. Ex.: segurar uma bola de softball.	

**Quadro 3** - Descrição dos tipos preensão de força (*power grip*).

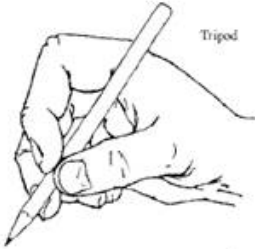
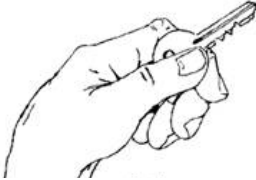

**Fonte:** Adaptado de NAPIER, 1983; SHUMWAY-COOK & WOOLLACOT, 2003; MAGEE, 2005. Fonte das figuras: LIGHT, CHAPPELL & KYBERD, 2002, p. 777.



**Figura 4** – Atividades manuais que envolvem diferentes tipos de preensão de força.

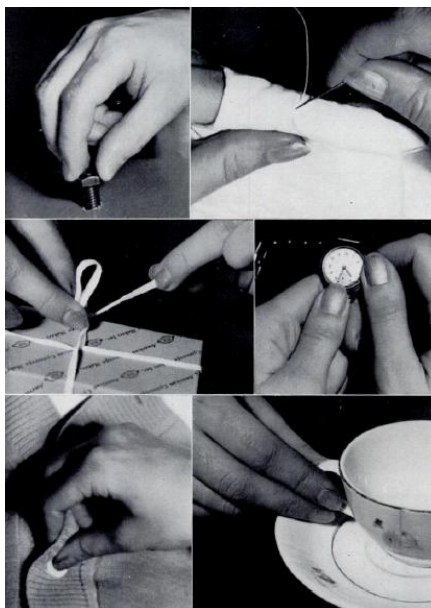
**Fonte:** MOBERG, 1958, p.457.

A preensão de precisão, por sua vez, é gerada quando o polegar é mantido numa posição mais perpendicular à mão, sendo mobilizado em oposição aos demais dedos (HAMILL & KNUTZEN, 2008). É uma atividade na qual apenas um ou dois dedos podem estar envolvidos, limitada principalmente às articulações metacarpofalângicas (com pouca flexão das articulações interfalangeanas proximal e distal) e envolve principalmente a face radial da mão, a palma pode ou não estar envolvida. Neste tipo de preensão, os músculos intrínsecos são principalmente utilizados para a “regulagem fina” dos movimentos (NAPIER, 1983; MAGEE, 2005; HAMILL & KNUTZEN, 2008). A preensão de precisão permite que o objeto movimente-se em relação à mão/dentro dela, é empregada quando a delicadeza de manuseio, a precisão e a exatidão de instrumentação constituem fatores essenciais do movimento como nas atividades ilustradas na Figura 5. Os três tipos de preensão de precisão são apresentados no Quadro 4 (NAPIER, 1983; SHUMWAY-COOK & WOOLLACOT, 2003; HAMILL & KNUTZEN, 2008).

Tipo de preensão de precisão	Descrição	Ilustração
Preensão de três pontas ou de três dedos ( <i>tripod pinch</i> )	A pinça é do tipo polpa digital com polpa digital e a oposição entre o polegar e os dedos é necessária. Pode ser denominada preensão de precisão com força. Ex.: segurar um lápis.	
Pinça lateral, preensão lateral ou oposição subtérmino-lateral ( <i>key pinch</i> )	O polegar e a face lateral do dedo indicador entram em contato. A oposição não é necessária. Ex.: segurar uma chave ou um cartão.	
Pinça de ponta de dedos, preensão de ponta de dedo com ponta de dedo ou oposição terminal ( <i>tip pinch</i> )	A ponta do polegar é levada em oposição à ponta do outro dedo. Esta pinça é utilizada em atividades que exigem coordenação motora fina em vez de força.	

**Quadro 4** - Descrição dos tipos de preensão de precisão.

**Fonte:** Adaptado de NAPIER, 1983; SHUMWAY-COOK & WOOLLACOT, 2003; MAGEE, 2005. Fonte das figuras: LIGHT, CHAPPELL & KYBERD, 2002, p. 777.



**Figura 5** - Atividades manuais que envolvem diferentes tipos de preensão de precisão.

**Fonte:** MOBERG, 1958, p. 455.

### 2.2.2 Teste de força de preensão

A mensuração da força de preensão é uma das avaliações de função manual mais comumente realizadas (KAMIMURA & IKUTA, 2001; SHECHTMAN, SINDHU & DAVENPORT, 2007). Seu teste pode apresentar diferentes finalidades como: avaliar lesões de membros superiores e outras doenças e disfunções como artrite reumatóide, síndrome da fadiga crônica, disfunções maturacionais, distrofia muscular e acidente vascular cerebral; avaliar capacidade de trabalho; como parte de avaliação geral do condicionamento físico; determinar o grau de esforço exercido (máximo ou submáximo); índice funcional do status nutricional (MYERS, GRENNEN & PALMER, 1980; GILBERT & KNOWLTON, 1983; HELLIWEL, HOWE & WRIGHT, 1987; SMITH *et al.*, 1989; INNES, 1999; DEMURA *et*

*al.*, 2000; ANDRIA *et al.*, 2006). É, também, um indicador de saúde geral já que é essencial a várias atividades diárias (NICOLAY & WALKER, 2005).

Para avaliação da força de preensão manual, diferentes dinamômetros têm sido utilizados: pneumáticos (BAUTMANS *et al.*, 2007), hidráulicos (DESROISIERS *et al.*, 1999) e extensiométricos (HELLIWELL, HOWE & WRIGHT, 1987; YAMAJI *et al.*, 2002; NICOLAY & WALKER, 2005; ANDRIA *et al.*, 2006; YAMAJI *et al.*, 2006). O sistema de aquisição de dados do dinamômetro pode ser analógico ou digital, sendo que o último tem a vantagem de permitir a análise da força de preensão em função do tempo e de parâmetros relacionados à manutenção da força muscular (MASSAY-WESTROPP *et al.*, 2004; NICOLAY & WALKER, 2005). A empunhadura dos dinamômetros hidráulicos e extensiométricos são mais rígidas, enquanto dinamômetros pneumáticos são mais confortáveis. Entretanto, de acordo com estudo de preferência mencionado por Helliwell, Howe & Wright (1987), apesar de apresentarem dor nas mãos, os pacientes optam por instrumentos que possibilitam realizar mais força e referem que dinamômetros pneumáticos são mais escorregadios. Dentre todos os equipamentos, o padrão é o dinamômetro Jamar. Este equipamento possui mecanismo hidráulico e sistema analógico que mede o pico de força aplicado, sua empunhadura é ajustável em cinco posições (SMITH *et al.*, 1989). Alguns estudos como o de Meldrum *et al.* (2007) & Smith *et al.* (1989) implementaram um sistema eletrônico ao Jamar para aquisição de dados digital.

A força de preensão, muitas vezes, é testada durante a CVM. Enoka & Stuart (1992) descreveram quatro fatores que limitam o estímulo central para a produção de força máxima e que devem ser levados em consideração também durante o teste de força de preensão isométrica máxima: 1) motivação: é necessário que os indivíduos estejam motivados e não estejam aprendendo a executar o teste, caso contrário o estímulo central (e conseqüentemente motoneurônios apropriados) são estimulados inadequadamente; 2) músculo-dependência: é

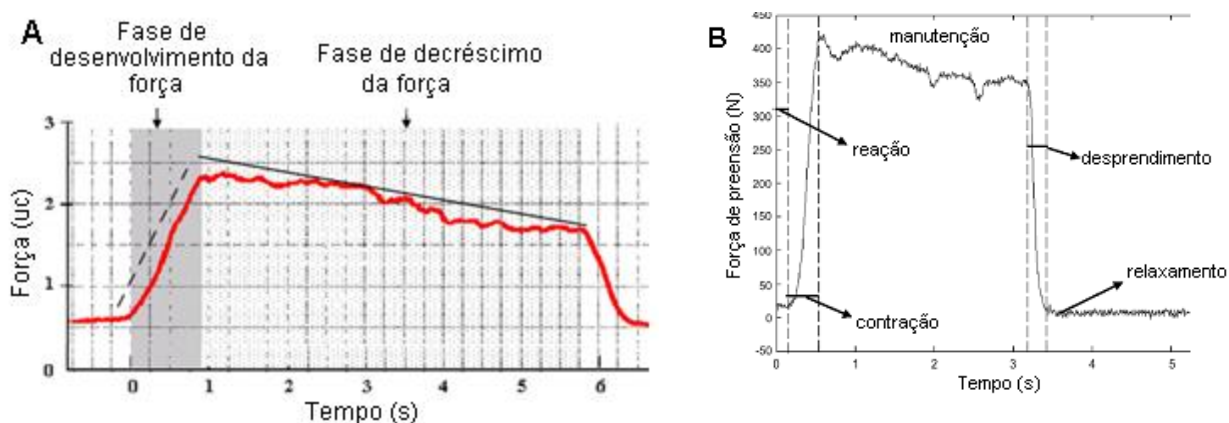
difícil manter o estímulo central para alguns músculos, mesmo em indivíduos motivados, esta limitação parece ser mais evidente em atividades sustentadas; 3) contração excêntrica: indivíduos parecem ter maior dificuldade em ativar todas as unidades motoras que inervam o músculo durante contração concêntrica do que excêntrica, esta diferença pode ser devido a mudanças centrais e propagação neuromuscular; 4) altitude: existe uma incapacidade de gerar a força máxima em ambiente hipobárico.

Os testes de força de preensão usualmente avaliam somente a força de preensão máxima. Entretanto, as atividades de preensão estão mais relacionadas à manutenção da força de preensão do que à produção de força de preensão máxima isoladamente. Adicionalmente, Shechtman, Sindhu & Davenport (2007) afirmam que parâmetros da curva força-tempo de preensão durante CVM são utilizados para avaliar adaptações neuromusculares a programas de treinamento. Além disso, eles podem ser correlacionados com eventos biomecânicos e fisiológicos importantes para a função normal da mão (MYERS, GRENNEN & PALMER, 1980; KAMIMURA & IKUTA, 2001). Desta forma, a análise dos parâmetros da força de preensão pode ser mais vantajosa do que à força máxima para avaliar disfunção manual.

A curva de força-tempo de preensão é seguida de uma mudança na inclinação da curva com subida mais suave até alcançar a força de preensão máxima e decréscimo gradual da força máxima em função do tempo (SHECHTMAN, SINDHU & DAVENPORT, 2007). A análise da força de preensão pode ser classificada de acordo com as fases definidas na curva força-tempo. Esta classificação, no entanto não é consenso os entre autores. De acordo com Shechtman, Sindhu & Davenport (2007) ocorrem fases de: geração da força (subida rápida), platô (subida suave) e decréscimo da força (Figura 6A). Andria *et al.* (2006) e Attivissimo *et al.* (2009), por sua vez, diferenciam as fases de reação, contração, manutenção, desprendimento (quando a força de preensão deixa de ser exercida no dinamômetro) e relaxamento (ocorre aplicação de uma força não-nula para sustentação do instrumento),



Figura 6B. Nesta última classificação, as fases de manutenção e relaxamento fornecem informações sobre a parte estática do movimento e as fases de contração e desprendimento sobre a parte dinâmica (ATTIVISSIMO *et al.*, 2009). O aspecto temporal de cada fase, bem como formato da curva força-tempo depende de vários fatores como: capacidade de reação a um sinal audível, ansiedade e humor, tremor, velocidade de reação, quantidade de força, características do sistema neuromuscular e sua capacidade de desenvolver força (ANDRIA *et al.*, 2006; SHECHTMAN, SINDHU & DAVENPORT, 2007).



**Figura 6** – Exemplos de curva de força-tempo de preensão. A) Fases da curva de preensão de acordo Shechtman, Sindhu & Davenport (2007) B) Fases da curva de preensão de acordo com Andria *et al.* (2006) e Attivissimo *et al.* (2009).

**Fonte:** A) Adaptado de SHECHTMAN, SINDHU & DAVENPORT, 2007, p. 38; B) Adaptado de ANDRIA *et al.*, 2006, p. 14 17.

Os estudos de força de preensão envolvem análise de diversos parâmetros da curva força-tempo. Dentre eles, serão descritos os parâmetros analisados neste estudo: força de preensão máxima, tempo para atingir a força de preensão máxima, taxa de desenvolvimento da força e área sob a curva força-tempo de preensão.

A força de preensão máxima é o parâmetro isolado mais estudado. É definida como a maior força voluntária possível nas condições de ação muscular dinâmica (concêntrica e

excêntrica) ou isométrica. Durante um esforço máximo, ocorre recrutamento máximo das unidades motoras e a uma frequência de disparo máxima, desta forma, as unidades motoras são estimuladas máxima e simultaneamente (SCHECHTMAN, SINDHU & DAVENPORT, 2007). Assim, a força máxima pode ser limitada pelo recrutamento da fibra muscular e frequência do potencial de ação (MEBES *et al.*, 2008). Massay-Westropp *et al.* (2004) apresentaram dados normativos para parâmetros da força de preensão categorizados por faixas etárias e sexo. Estudos mostraram que mulheres apresentam força de preensão máxima menor do que os homens com valores para mulheres e homens de 333,54 N e 490,50 N (KAMIMURA & IKUTA, 2001), 329,4 N e 540,8 N (LEYK *et al.*, 2007), faixa de valores entre 215,6-443,9 N e 345,9-859,5 N (NOVO JR, 1998), respectivamente. Helliwell, Howe & Wright (1987) mostraram que indivíduos com artrite reumatóide possuem força de preensão máxima menor do que pacientes sem artrite reumatóide, 238 e 60 N respectivamente.

Outro parâmetro comumente analisado é o tempo para atingir a força de preensão máxima. Estudos mostraram que indivíduos saudáveis apresentam valores de tempo para atingir a força máxima que variaram de  $1,1 \pm 0,5$  s até  $1,87 \pm 0,4$  s, que são menores do que o tempo despendido por pacientes com artrite reumatóide ( $2,3$  *standard error* (SEM) 0,2) (HELLIWEL, HOWE & WRIGHT, 1987). Kamimura & Ikuta (2001) encontraram um tempo médio de  $1,1 \pm 0,5$  s (25 mulheres, mão não-dominante) e  $1,7 \pm 1,0$  s (25 homens, mão dominante). Para Demura *et al.* (2000) foi de  $1,29 \pm 0,63$  s. Novo Jr (1998) obteve valores semelhantes para três dos quatro indivíduos avaliados em sua tese ( $1,7 \pm 0,35$  s,  $1,87 \pm 0,4$  s,  $1,30 \pm 0,7$  s). Helliwel, Howe & Wright, (1987) também determinaram o tempo para atingir a força de preensão máxima em pessoas sem artrite reumatóide com valores de 1,5 SEM 0,1 s para enfermeiras e 1,6 SEM 0,2 para pacientes sem artrite reumatóide. De acordo com Helliwe, Howe & Wright (1989), pacientes com artrite reumatóide levaram mais tempo para atingir a força de preensão máxima devido à rigidez articular, à dor nas mãos e dedos que

pode diminuir a taxa de desenvolvimento da força e às alterações musculares como a fadigabilidade. Andria *et al.* (2006) destacaram que indivíduos com doença de Parkinson não foram capazes que executar a contração muscular de forma contínua, realizaram dois ou três pequenos e sucessivos estágios para atingir a força de preensão máxima e sugerem que isso tem sido devido a dificuldades fisiológicas durante a fase de contração muscular. Stelmach *et al.* (1989) acrescentam que como um aumento do tempo para atingir a força de preensão causa um decréscimo na variabilidade da força, pacientes com doença de Parkinson optam por menor velocidade de produção da força para produzirem força com mais precisão (STELMACH *et al.*, 1989). Portanto, este parâmetro pode estar relacionado tanto às características da doença e quanto às estratégias neuromusculares adotadas pelo indivíduo para obter melhor desempenho nas atividades.

A taxa de desenvolvimento da força é determinada pela razão entre variação de força e variação de tempo e descreve a capacidade de gerar força rapidamente (ANDRIA *et al.*, 2006; MEBES *et al.*, 2008). Cada atividade está relacionada a necessidades específicas de força: durante marcha normal, por exemplo, a taxa de aceitação de peso é atingida em 150-300 ms e, neste período, a força atinge 1,2 vezes a massa corporal em uma perna; para prevenir torções do tornozelo a reação muscular deve ocorrer em até 120 ms (MEBES *et al.*, 2008). Desta forma, tem sido mostrado que curtos intervalos de tempo para contração muscular são importantes para a estabilização articular ativa que envolve propriedades neuromusculares e força muscular (MEBES *et al.*, 2008). Comparada aos demais parâmetros, a taxa de desenvolvimento da força de preensão ainda é pouco estudada. A fim de maximizar a inclinação da força no gráfico no início do teste, é importante que a instrução dada ao indivíduo seja de exercer uma força de preensão máxima o mais rápido possível e manter esta força por um tempo pré-determinado (GILBERT & KNOWLTON, 1983). De acordo com Myers *et al. apud* Helliwell, Howe & Wright (1987), este parâmetro é mais sensível para

avaliar resposta a anti-inflamatórios em indivíduos com artrite reumatóide do que a força máxima. Segundo Andria *et al.* (2006), a taxa de desenvolvimento da força de indivíduos com Parkinson foi menor do que de indivíduos saudáveis,  $1195 \pm 593$  N/s e  $2700 \pm 460$  N/s, respectivamente. Em estudo de Demura *et al.* (2000), os indivíduos que produziram maior força no teste foram aqueles que desenvolveram a força mais rápido. Helliwell, Howe & Wright (1987), por sua vez afirmam que não existe relação entre a força máxima e o tempo para atingir a força máxima.

Finalmente, o parâmetro área sob a curva força-tempo de preensão inclui todas as variáveis que caracterizam a preensão nas fases de contração, força máxima e fase de desprendimento. Tem sido relatado que este parâmetro depende menos da motivação do indivíduo durante a realização do teste e tem menos influência da força máxima (BYRD, 1982; NOVO JR., 1998). Além disso, este parâmetro é mais consistente do que a mensuração do tempo de manutenção da força isométrica para avaliar a resistência muscular e pode ser utilizado para esta finalidade (BYRD, 1982). De acordo com Andria *et al.* (2006) este parâmetro é capaz de diferenciar indivíduos entre saudáveis e com doença Parkinson (ANDRIA *et al.*, 2006). Desta forma, o mesmo autor relata que a área sob a curva força-tempo é o parâmetro mais completo e indica o comprometimento motor de forma geral.

### 2.2.3 Controle da força de preensão

Vários objetos são manuseados diariamente. Em grande parte das tarefas de manipulação, técnicas de preensão - de força e de precisão - são aplicadas para estabilizar objetos em movimento ou conforme uma ferramenta é utilizada (JOHANSSON & WESTLING, 1984; AMELI *et al.*, 2008; DE FREITAS & JARIC, 2009). Quando um objeto é manipulado, deve haver um controle entre força de preensão (força normal à superfície de

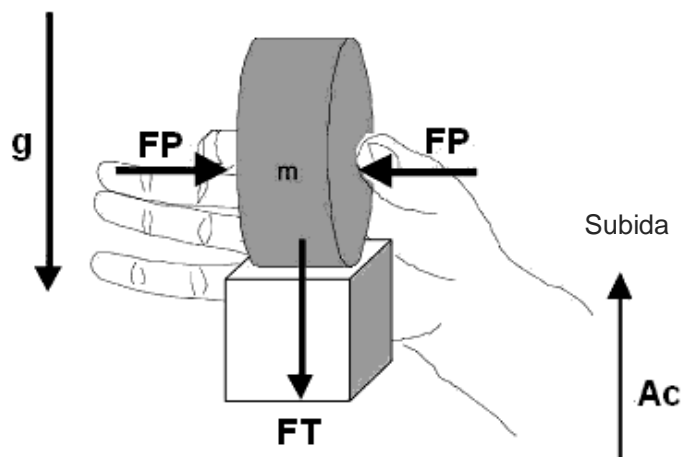
contato) e a força tangencial (tangencial à superfície de contato do objeto) (FLANAGAN & JOHANSSON, 2002). Assim, o controle da força de preensão envolve a habilidade em ajustar a força de preensão ao objetivo da tarefa, às condições do ambiente e às características mecânicas relevantes do objeto a ser manipulado (FLANAGAN & JOHANSSON, 2002; NOWAK & HERMSDÖRFER, 2006; AMELI *et al.*, 2008; DE FREITAS & JARIC, 2009). A precisão do controle da força de preensão durante manipulação de objetos é necessária para evitar deslizamentos acidentais do objeto bem como forças de preensão excessivas que prejudicam movimento fino dos dedos, podem quebrar objetos frágeis, acelerar processo de fadiga ou lesionar a mão. (FLANAGAN & JOHANSSON, 2002; NOWAK & HERMSDÖRFER, 2006; AMELI *et al.*, 2008; DE FREITAS & JARIC, 2009). A Figura 7 ilustra a importância de se aplicar uma força de preensão adequada durante a manipulação de estruturas frágeis, ou seja, nem muito fraca a ponto de dificultar que o objeto seja pego e nem muito forte para evitar ele seja danificado.



**Figura 7** – Ilustração do controle da força de preensão durante a manipulação de uma estrutura frágil.

**Fonte:** Adaptado de FLANAGAN & JOHANSSON, 2002, p. 401.

Para estudo do controle da preensão usualmente utiliza-se um objeto instrumentado com um sensor que mede força de preensão e um acelerômetro que possibilita determinar o movimento do objeto (Figura 8). A força tangencial é calculada pelo produto da massa do objeto pela aceleração nos três eixos (x, y e z) incluindo a gravidade (HERMSDÖRFER *et al.*, 2003). A partir da medida da aceleração, força de preensão e força tangencial durante o movimento do objeto, algumas variáveis - por exemplo, margem de segurança, *force rate*, diferença temporal - podem ser analisadas a fim de avaliar a eficiência do dimensionamento da força e a precisão do acoplamento temporal entre força de preensão e força tangencial (HERMSDÖRFER *et al.*, 2003).

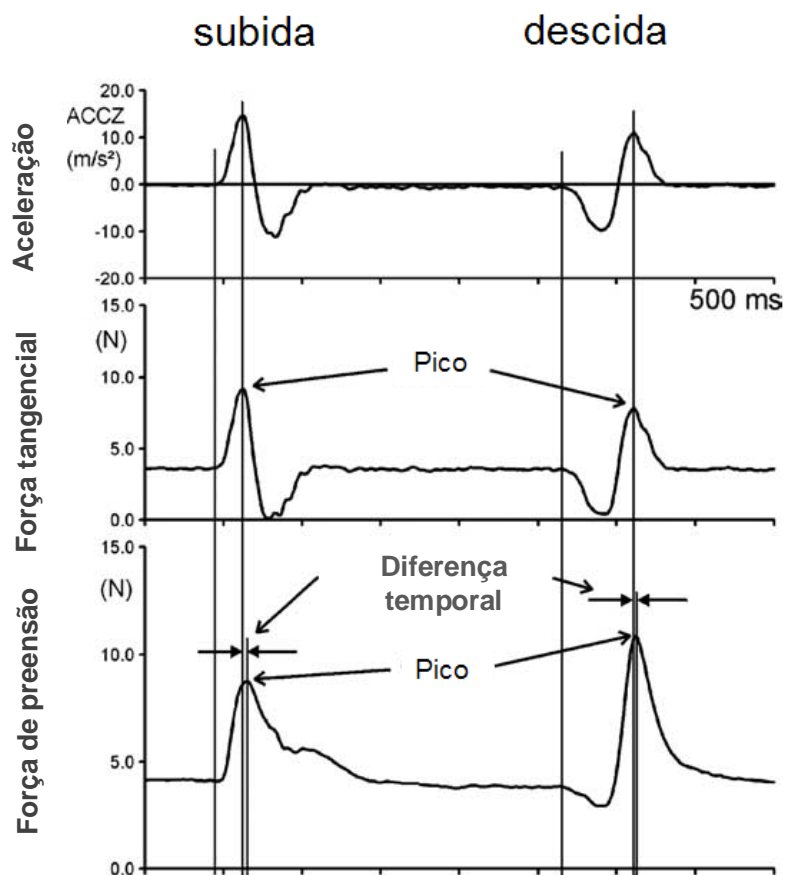


**Figura 8** - Exemplo de um objeto instrumentado utilizado para análise do controle da força de preensão.  $g$  – gravidade;  $m$  – massa;  $FT$  – força tangencial;  $FP$  – força de preensão;  $Ac$  – aceleração vertical.

**Fonte:** Adaptado de NOWAK *et al.*, 2005, p. 954.

Um teste comumente utilizado para avaliar o controle da força de preensão consiste em segurar o objeto, levantá-lo a uma determinada altura, mantê-lo na posição de forma estacionária e reposicioná-lo na superfície (HERMSDÖRFER *et al.* 2004). Para levantá-lo, uma preensão estável é estabelecida e forças de preensão e tangencial aumentam em paralelo

até que a força tangencial ultrapasse o peso do objeto. Durante a subida, como pode ser visualizado na Figura 9, a força tangencial máxima ocorre durante o pico da aceleração e a desaceleração é auxiliada pelo peso do objeto. Quando o objeto é sustentado de forma estacionária, as forças de prensão devem contrabalançar somente a força peso. Durante a descida (Figura 9), a aceleração é auxiliada pelo peso e a força tangencial é próxima a zero na primeira fase do movimento de descida; o pico da força tangencial ocorre na desaceleração, próximo ao final do movimento. A força de prensão antecipa a força tangencial já que valores máximos na força de prensão e da força tangencial ocorrem quase simultaneamente (NOWAK & HERMSDÖRFER, 2006).



**Figura 9** – Controle da força de prensão durante subida e descida de objeto em sujeito saudável. O pico da aceleração, força tangencial e força de prensão ocorrem quase simultaneamente.

**Fonte:** Adaptado de HERMSDÖRFER, HAGL & NOWAK, 2004, p. 645.

As propriedades físicas do objeto influenciam nas forças de preensão (incluindo sua magnitude, direção e ponto de aplicação) necessárias para estabilidade da preensão. Algumas delas são: massa, tamanho, distribuição da massa, o quão escorregadia ou áspera é a superfície de contato (FLANAGAN & JOHANSSON, 2002). Assim, por exemplo, quanto mais escorregadia é a superfície do objeto, maior a razão entre força de preensão e força tangencial (JOHANSSON & WESTLING, 1984).

O controle de das forças de preensão de indivíduos saudáveis é caracterizado por duas estratégias: a) dimensionamento eficiente da força às necessidades da tarefa e propriedades mecânicas do objeto a ser manipulado e b) acoplamento temporal preciso entre força de preensão e força tangencial, com a força de preensão sendo modulada conforme as flutuações da força tangencial de um objeto em movimento (NOWAK & HERMSDÖRFER, 2006). Estas características do controle da força de preensão são estabelecidas durante o desenvolvimento. O acoplamento entre força de preensão e tangencial, por exemplo, é observado inicialmente durante 8-10 meses e atinge padrão maduro até 8 anos de idade (NOWAK & HERMSDÖRFER, 2006).

De acordo com Nowak & Hermsdörfer *et al.* (2006), o controle da força de preensão patológico ocorre na alteração destas estratégias ou combinação das duas. Os déficits no controle da força de preensão podem ser diferentes para a mesma doença ou muito similares para diferentes condições. Por exemplo, a geração de força excessiva é frequentemente encontrada em várias formas de disfunção motora, o que sugere que é uma estratégia mais geral para assegurar a estabilidade. Em contraste, déficits da associação temporal entre forças de preensão e tangencial são menos observados.

Modelos internos antecipatórios têm sido sugeridos para explicar a sincronia das mudanças da força tangencial e de preensão já que a informação sensorial leva 100 ms para produzir uma resposta motora. Este modelo interno captura as relações entre as propriedades



físicas dos objetos e necessidade de força durante sua manipulação, sendo capaz de prever as conseqüências de um movimento. Acredita-se o modelo interno seja baseado no conhecimento empírico das características físicas do sistema mão-braço, na experiência prévia e nos sistemas externos a serem manipulados (WOLPERT, MIALL & KAWATO, 1998; HERMSDÖRFER *et al.*, 2003).

Outro processo envolvido no controle das forças de preensão é a capacidade de alterar a força de preensão quando existe uma mudança em uma ou mais característica do objeto manipulado, por exemplo, o peso. O conhecimento das propriedades do objeto adquirido em manipulações prévias foi denominado de memória sensoriomotora (JOHANSSON & WESTLING, 1984; FLANAGAN & JOHANSSON, 2002; NOWAK, KOUPAN & HERMSDÖRFER, 2007; CHANG, FLANAGAN & GOODALE, 2008). Indivíduos saudáveis usualmente necessitam de apenas um levantamento para ajustar sua força de preensão de acordo com o novo peso no levantamento subsequente (JOHANSSON & WESTLING, 1984).

O controle das forças de preensão e tangencial durante a manipulação de um objeto envolve, ainda, a sutil relação entre dois mecanismos de controle: controle reativo e controle preditivo ou controle antecipatório. O controle reativo é evocado quando ocorrem erros entre o *feedback* sensorial e *feedback* sensorial esperado previstos pelos mecanismos antecipatórios. Erros na previsão não são utilizados somente para controle do *feedback*, mas também para atualizar controle antecipatório e reduzir erros das previsões futuras (FLANAGAN & JOHANSSON, 2002; AMELI *et al.*, 2008).

Apesar dos diferentes processos de controle envolvidos no ajuste da força de preensão, a informação sensorial dos mecanorreceptores cutâneos fornecem *feedback* mais efetivo para ajuste e manutenção da força às propriedades mecânicas do objeto do que a informação visual, por exemplo. Assim, mesmo sob auxílio da informação visual, déficits de sensibilidade

geram grandes dificuldades em realizar tarefas de manipulação (FLANAGAN & JOHANSSON, 2002; NOWAK & HERMSDÖRFER, 2006). Existem evidências de que indivíduos com déficit de sensibilidade derrubam objetos com frequência, quebram objetos frágeis com facilidade e tem dificuldades em vestir-se por não conseguirem completar tarefas aparentemente simples como abotoar uma blusa. Desta forma, é evidente que processo de controle sensoriomotor necessário para manipulação é alterado com prejuízo da sensibilidade tátil (FLANAGAN & JOHANSSON, 2002).

#### 2.2.3.1 Efeito do déficit sensorial no controle da força de preensão

Alguns estudos avaliaram as alterações no controle da força de preensão em lesões nervosas periféricas em indivíduos com: traumas periféricos (SCHENKER *et al.*, 2006), lesões de nervos isolados (SCHENKER *et al.*, 2006), polineuropatia (NOWAK & HERMSDÖRFER, 2003), deaferentação completa de sinais táteis e proprioceptivos (NOWAK & HERMSDÖRFER, 2003; HERMSDÖRFER *et al.*, 2008), bloqueio nervoso do ramo do nervo mediano (MONZÉE, LAMARRE & SMITH, 2003; SCHENKER *et al.*, 2006), compressão mecânica externa a diferentes graus do potencial de ação do nervo sensorial (COLE, STEYERS & GRAYBILL, 2003). Todos os estudos mostraram aplicação de maiores força de preensão durante a manipulação de objetos de pesos (JOHANSSON & WESTLING, 1984; FELLOWS *et al.*, 2001; SCHENKER *et al.*, 2006), texturas (JOHANSSON & WESTLING, 1984; THONNARD, *et al.*, 1999), formatos variados (SCHENKER *et al.*, 2006), resfriamento da extremidade dos dedos (NOWAK & HERMSDÖRFER, 2003) utilizando preensão de precisão (HERMSDÖRFER *et al.*, 2003; NOWAK & HERMSDÖRFER, 2003) ou de oposição entre o polegar e os quatro dedos (ARUIN, 2005; IYENGAR *et al.*, 2009), e em protocolos que envolveram a manipulação de objetos tanto estaticamente ao levantar o

objeto a uma certa altura e mantê-lo (FELLOWS *et al.*, 2001; NOWAK & HERMSDÖRFER, 2003; MONZÉE, LAMARRE & SMITH, 2003), quando dinamicamente durante realização de movimentos cíclicos (HERMSDÖRFER *et al.*, 2003; MONZÉE, LAMARRE & SMITH, 2003; NOWAK, GLASAUER & HERMSDÖRFER, 2003; HERMSDÖRFER *et al.*; 2008).

Os autores têm sugerido que este aumento de força de preensão seja decorrente do prejuízo de sensibilidade (NOWAK & HERMSDÖRFER, 2003). Cole, Steyers & Graybill (2003) encontrou aumento da força de preensão somente a partir de 50 % potencial de ação do nervo sensorial e atribuiu esta alteração perda de informação das fibras aferentes de curta e longa duração I, e não fibras aferentes de curta duração II. Outra alteração mencionada foi o mal alinhamento dos dedos, pela inabilidade em estimar a direção e magnitude dos vetores de força tangenciais e em estimar a direção das forças do polegar e indicador (MONZÉE, LAMARRE & SMITH, 2003; SCHENKER *et al.*, 2006). Um rompimento do acoplamento temporal foi identificado em indivíduos com deafferentação crônica severa, esclerose múltipla e doenças cerebelares (FELLOWS *et al.*, 2001; HERMSDÖRFER *et al.*, 2008; IYENGAR *et al.*, 2009). Hermsdörfer *et al.* (2008) indicaram que no mínimo um *feedback* sensorial intermitente é necessário para atualizar e manter o modelo interno da dinâmica corporal e das propriedades dos objetos (HERMSDÖRFER *et al.*, 2008). Além disso, a cronicidade da doença pode ter influenciado nesses resultados (IYENGAR *et al.*, 2009). No caso das doenças cerebelares, esta perda do acoplamento temporal parece resultar em uma incapacidade de o cerebelo gerar o comando central temporal preciso (FELLOWS *et al.*, 2001).

### 2.3 FADIGA MUSCULAR E CONTROLE MOTOR

Indivíduos com STC recrutam menos unidades motoras durante a CVM o que está associado à perda de força muscular e sintomas freqüentes de fadiga (RAINOLDI, GAZZONI & CASALE, 2008). Nestes casos, as células musculares esqueléticas necessitam ser usadas próximas da sua capacidade máxima durante atividades diárias. Assim, enquanto fadiga muscular limita somente o desempenho durante atividades extenuantes (ex.: esportes) em sujeitos saudáveis, podem dificultar de forma severa atividades de vida diárias em pessoas com fraqueza muscular (WESTERBLAD *et al.*, 1998).

De acordo com Enoka & Stuart (1992), fadiga é uma das adaptações agudas do sistema neuromuscular mais conhecida. Dois conceitos de fadiga muscular são classicamente referenciados: 1) prejuízo agudo no desempenho, que inclui tanto aumento de percepção do esforço necessário para exercer força desejada quanto uma eventual inabilidade em produzir esta força (ENOKA & STUART, 1992) e 2) qualquer redução induzida por exercício na habilidade de um músculo (ou grupo muscular) gerar força ou potência (GANDEVIA, 2001; GATES & DINGWELL, 2008). Esta redução progressiva na ativação muscular é uma combinação de processo central e periférico. No primeiro, ocorre por uma diminuição do comando central em recrutar força muscular durante contração voluntária, enquanto no segundo, é causado por qualquer alteração na junção neuromuscular ou distal a ela, por exemplo: incapacidade de gerar potencial de ação, prejuízo no acoplamento contração excitação ou na ponte cruzada, na presença de estímulo neural inalterado ou aumentado (KAY *et al.*, 2000; GANDEVIA, 2001).

Os principais efeitos da fadiga descritos são a perda de força muscular e a diminuição da velocidade de contração muscular (FORESTIER & NOUGIER, 1998). Além disso, a

fadiga muscular pode alterar também a coordenação muscular (GATES & DINGWELL, 2008) e a precisão do movimento (MISSENARD, MOTTET & PERREY, 2008a).

A adaptação do sistema muscular à fadiga envolve mudanças em diferentes níveis do sistema para a produção de força (ENOKA & STUART, 1992; DANION, LATASH & ZATSIORSKY, 2001). Ao nível periférico, existe perda da capacidade das unidades motoras individuais em gerar força (FORESTIER & NOUGIER, 1998; GANDEVIA, 2001; GATES & DINGWELL, 2008). Para manter a força, o sistema nervoso central pode aumentar seu estímulo aos músculos. De acordo com Corcos *et al.* (2002), mudanças do SNC que ocorrem para reduzir o efeito de fadiga periférica e prevenir pior desempenho representam uma “estratégia de fadiga central”. Alguns autores observaram modulação de disparo dos motoneurônios em função da quantidade de fadiga muscular (FORESTIER & NOUGIER, 1998) como aumento do número e frequência de ativação de unidades motoras, o que gera maior senso de esforço (GANDEVIA, 2001; GATES & DINGWELL, 2008). Com o processo de fadiga, ocorre queda no número de unidades motoras ativas, aumento no tempo de resposta muscular - possivelmente devido a uma menor velocidade de condução da fibra muscular -, além disso, as unidades motoras tornam-se mais sincronizadas (GATES & DINGWELL, 2008).

Embora a maioria dos estudos tenha investigado os efeitos da fadiga na produção localizada de força muscular (WESTERBLAD *et al.*, 1998; FORESTIER & NOUGIER, 1998; VIDELER *et al.*, 2002; GIRARD *et al.*, 2008; ALBERT *et al.*, 2006), outros analisaram a sua influência na reorganização do movimento multi-articular (FORESTIER & NOUGIER, 1998; DANION, LATASH & ZATSIORSKY, 2001; CORCOS *et al.*, 2002; HEUER, SCHULNA & LUTTMAN, 2002; CÔTÉ *et al.*, 2002; KANEKAR, SANTOS & ARUIN, 2008). Coté *et al.* (2002), mostraram que após fadiga, durante o movimento de serrar, indivíduos saudáveis diminuíram a amplitude de movimento do cotovelo e a força da mão,

entretanto, mantiveram a duração do ciclo e a trajetória do ponto final dessa tarefa por meio do aumento da amplitude de movimento do punho, ombro e tronco. Danion, Latash & Zatsiorsky (2001) verificaram que após fadiga do dedo indicador, em tarefa multidigital, o dedo mais fadigado mostrou menos interação com os outros, a fim de propiciar a recuperação mais rápida do dedo e sua reintegração à sinergia multidigital. Heuer, Schulna & Luttman (2002) verificaram que, no movimento de oscilação rápida dos dedos, apesar de padrão intervalo dos trens de pulso serem modificados pela fadiga para compensar a diminuição da ativação muscular, a cinemática não foi alterada. Forestier & Nougier (1998) verificaram, por meio de movimentos de atirar bola em um alvo, que a fadiga altera coordenação de movimentos multi-articulares a fim de manter bom desempenho da tarefa, atuando como sistema fechado. Corcos *et al.* (2002) mostraram que após fadiga dos flexores de cotovelo, o movimento de flexão rápida de cotovelo teve menor pico de torque muscular e velocidade, quanto ao padrão temporal de ativação muscular: os trens de pulsos da musculatura fásica tiveram duração maior enquanto a ativação muscular do antagonista apresentou atraso, entretanto a cinemática do movimento não foi alterada. Pode-se observar que, em cada um destes estudos, tarefas multi-articulares exibem um número infinito de possibilidades para solução de movimentos. Desta forma, foi sugerido que sujeitos mudaram controle neural (padrão de ativação muscular) ou estratégia de coordenação para atingir o mesmo objetivo da tarefa (GATES & DINGWELL, 2008).

A fadiga provoca diferentes adaptações do movimento para a otimização do controle sensoriomotor, uma destas adaptações é a maior variabilidade da força muscular (MISSEARD MOTTET & PERREY, 2008b; GATES & DINGWELL, 2008). A variabilidade pode ser considerada como um ruído que limita a precisão do movimento. Missenard Mottet e Perrey (2008b) verificaram que apesar da variabilidade, os indivíduos realizam escalonamento linear da força durante diferentes esforços submáximos.

(MISSENARD MOTTET & PERREY, 2008b; GATES & DINGWELL, 2008). Sendo assim, sugere-se que são ativados processos em nível superior a fim de manter a precisão.

Missenard, Mottet & Perrey (2008a) investigaram a relação entre precisão do movimento após fadiga e co-contração muscular. Afirmam que mesmo quando a força muscular não é uma exigência da tarefa, a fadiga pode resultar em alteração da precisão dos movimentos. Destacam que o SNC possui duas formas de realizar o movimento com precisão (MISSENARD MOTTET & PERREY, 2008a). A primeira é adaptar a velocidade do movimento e cinemática para atender as necessidades de precisão. Por exemplo, movimentos com baixa precisão são rápidos e tem perfil de velocidade padrão, enquanto movimentos que necessitam de alta precisão são caracterizados por movimentos tempo de movimento maior e pico de velocidade mais precoce. Desta forma, quando a velocidade é imposta, o SNC pode adaptar a precisão do movimento como uma estratégia alternativa, aumentando a co-contração muscular. Foi demonstrado que com a necessidade de precisão do movimento, a co-contração muscular aumenta, o que melhora a precisão do ponto final. Desta forma, a falta de precisão dos movimentos após fadiga pode estar mais relacionada a uma diminuição no movimento de co-contração do que a diminuição da força muscular (MISSENARD MOTTET & PERREY, 2008a).

Foram apresentadas diferentes formas de adaptação do sistema neuromuscular no movimento com fadiga. Além da diminuição de força, estudos também tiveram como questões centrais: coordenação multi-segmentar, variabilidade, precisão e velocidade do movimento. Atrelados a estes itens, existem alguns conceitos que merecem atenção para entender o fenômeno da fadiga: 1) dependência da tarefa: a fadiga é relacionada a uma classe de efeitos agudos que se manifesta sob o desempenho motor e não um efeito que se manifesta sob diferentes condições; 2) relação entre fadigabilidade e força: existe uma inter-dependência entre força e tempo de resistência muscular; 3) janela muscular: entendida como a diminuição

de velocidade na taxa de relaxamento muscular e taxa de disparo dos motoneurônios que acompanha o decréscimo de força durante contração isométrica máxima e 4) senso de esforço: relação entre fenômeno psicofísico e a força que é exercida durante tarefas mantidas (ENOKA & STUART, 1992).



### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 CARACTERÍSTICAS DA PESQUISA

Esta pesquisa apresenta dois tipos de delineamento principais: experimental e correlacional. É do tipo experimental quando: *i*) verifica o efeito da STC nos parâmetros da força de preensão; *ii*) verifica o efeito o da STC (por meio de comparações entre grupos) e da fadiga nos parâmetros o controle da força de preensão na “tarefa funcional beber” e *iii*) verifica o efeito da STC (por meio de comparações entre grupos), da fadiga e do peso do objeto na “tarefa funcional transição”. Finalmente, é do tipo correlacional quando verifica associações entre os parâmetros da força de preensão e as características de indivíduos com STC.

#### 3.2 CARACTERÍSTICAS DOS INDIVÍDUOS

Os indivíduos deste estudo foram divididos em dois grupos: 13 indivíduos com STC (grupo experimental - GE) e 13 indivíduos sem STC (grupo controle - GC). Foram incluídos no GE indivíduos com diagnóstico médico de STC, do sexo feminino e com dominância de membro superior direita, encaminhados das clínicas de Fisioterapia da UDESC – Florianópolis/SC e da UNISUL – Palhoça/SC e por um médico cirurgião de mão de Florianópolis. A confirmação de STC por eletroneurodiagnóstico não foi adotada por ser um

exame de alto custo. Foram critérios de exclusão: doenças associadas à STC em membros superiores que afetassem a função (como artrite na mão e no braço, história de fratura nos últimos seis meses, polineuropatia periférica, miopatia, radiculopatia cervical, síndrome do desfiladeiro torácico), doenças sistêmicas como (*diabetes mellitus*, hipotireoidismo, fibromialgia, acromegalia ou gota), STC temporária (ex.: por gravidez) e cirurgia prévia de descompressão do nervo mediano no túnel do carpo. O GC, por sua vez, foi pareado por sexo, idade ( $\pm 2$  anos), dominância de membro superior e mão avaliada. Foram excluídos os indivíduos com qualquer doença que alterasse a função do membro superior.

Os critérios de inclusão e de exclusão na pesquisa foram definidos a fim de evitar a influência das características dos indivíduos no resultado das variáveis dependentes (por exemplo, nos “parâmetros da força de preensão”). Desta forma, somente indivíduos do sexo feminino e com dominância de membro superior direito foram avaliados em ambos os grupos. Foi avaliado o lado não-dominante de dois indivíduos do GE que apresentaram STC neste membro. No entanto, devido aos critérios de pareamento para GC, esta proporção de dominância foi mantida no GC (lado dominante: 11 indivíduos; lado não-dominante: 2 indivíduos).

### 3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA

#### 3.3.1 Ficha de Avaliação

A Ficha de Avaliação (APÊNDICE A) foi utilizada para coletar dados pessoais (como sexo, idade e dominância de membro superior) e de acesso aos indivíduos, informações gerais relacionadas à doença e aos critérios de inclusão e de exclusão da pesquisa. Nessa ficha

também foram preenchidos os resultados dos testes e demais medidas realizadas nesta pesquisa.

### 3.3.2 Questionário de Boston para Síndrome do Túnel do Carpo

O Questionário de Boston para STC - *Boston Carpal Tunnel Questionnaire* (LEVINE *et al.*, 1993) (ANEXO 1) é um instrumento destinado a avaliar a gravidade dos sintomas e o estado funcional de indivíduos com STC. Foi reconhecido como altamente reprodutível (coeficiente de correlação de Pearson,  $r = 0,91$  e  $0,93$  para gravidade dos sintomas e estado funcional, respectivamente), válido, com consistência interna (coeficiente alfa de *Cronbach* =  $0,89$  e  $0,91$  para gravidade dos sintomas e estado funcional, respectivamente) e capaz de responder a mudanças clínicas (LEVINE *et al.*, 1993). Este fornece a classificação de gravidade dos sintomas baseado em 11 questões de múltipla escolha relacionadas à STC, pontuadas de 1 (mais leve) a 5 (mais severa). As perguntas envolvem seis áreas clínicas de sintomas da STC: dor, formigamento, dormência, fraqueza, sintomas noturnos e capacidade funcional. O escore geral de gravidade dos sintomas é calculado pela média dos valores para os 11 itens e pode ser categorizado conforme apresentado no Quadro 5.

Média	Escore	Categorias
$\bar{X} = 0,0000$ até $0,9999$	1	Ausência
$\bar{X} = 1,0000$ até $1,9999$	2	Leve
$\bar{X} = 2,0000$ até $2,9999$	3	Moderada
$\bar{X} = 3,0000$ até $3,9999$	4	Intensa
$\bar{X} = 4,0000$ até $4,9999$	5	Muito intensa

**Quadro 5** – Classificação da gravidade dos sintomas.

O estado funcional, por sua vez, consiste na avaliação de oito atividades diárias realizadas pela maioria dos indivíduos que são comumente afetadas pela STC. Os indivíduos ranqueiam sua habilidade em realizar uma atividade em uma escala que varia de 1 (sem

dificuldade com a atividade) a 5 (não realizar a atividade). Neste estudo foi utilizada a versão do questionário traduzida e validada para o Brasil por Campos *et al.* (2003) que obteve reprodutibilidade, consistência interna, validade e propriedades de medida semelhantes às encontradas por Levine *et al.* (1993) na versão original. A classificação do estado funcional é apresentada no Quadro 6.

Média	Escore	Categorias
$\bar{X}$ = 0,0000 até 0,9999	1	Nenhuma dificuldade
$\bar{X}$ = 1,0000 até 1,9999	2	Dificuldade leve
$\bar{X}$ = 2,0000 até 2,9999	3	Dificuldade moderada
$\bar{X}$ = 3,0000 até 3,9999	4	Dificuldade intensa
$\bar{X}$ = 4,0000 até 4,9999	5	Incapaz de realizar devido aos sintomas da mão e punho

**Quadro 6** – Classificação do estado funcional.

### 3.3.3 Kit de monofilamentos Semmes Weinstein

O kit de monofilamentos *Semmes Weinstein (Touch-Test™ Sensory Evaluators, North Coast Medical Inc., EUA)*, Figura 10, é utilizado para avaliar o limiar de sensibilidade tátil. Este equipamento é composto de 5 monofilamentos de nylon de diferentes espessuras e mesmo comprimento (38 mm) (Figura 10) que provocam, quando aplicado sobre a pele, uma força, variando de 0,05 gf (monofilamento mais fino) à 300 gf (monofilamento mais espesso) (CARVALHO & CHIERICHETTI, 2006; GARBINO, 2006).

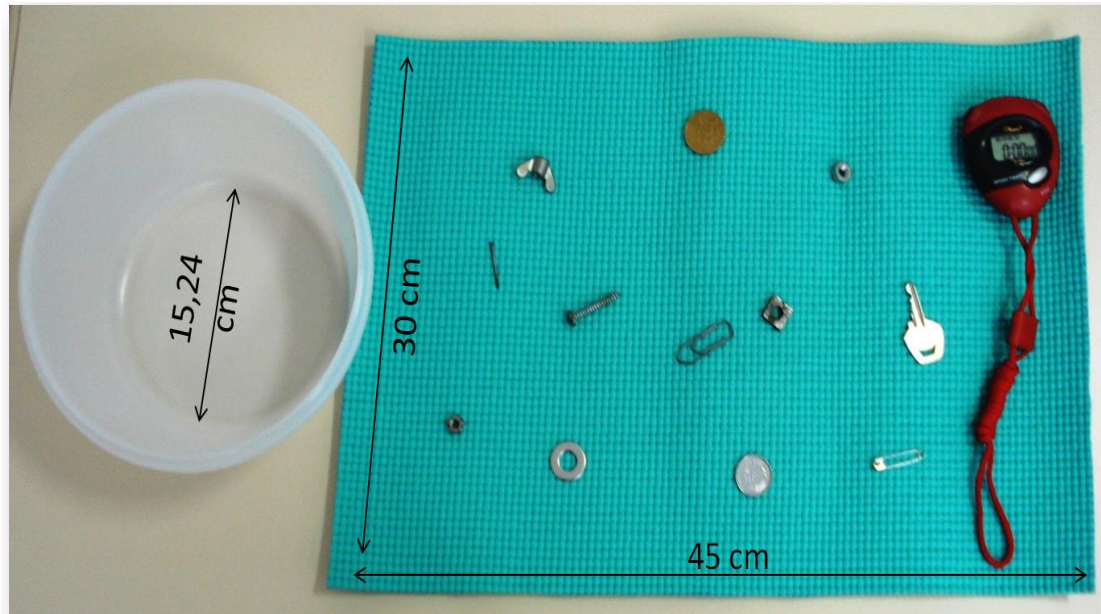


**Figura 10** - Kit de monofilamentos de nylon.

**Fonte:** Disponível em <<http://www.uoftbookstore.com/online/merchant.ihtml?id=20448&step=2>>. Acesso em: 16 ago. 2009.

### 3.3.4 Teste de Moberg

O Teste de Moberg (*Moberg Pick and Up Test*; MPTU) requer equipamento relativamente simples e avalia acuidade sensorial dos dedos da mão dominante e não-dominante separadamente. É indicado para avaliar a função manual, especialmente quando envolve território inervado pelo nervo mediano (DESROSIERS *et al.*, 1999; CHIARI-GRISAR *et al.*, 2006; AMIRJANI *et al.*, 2007; VEN-STEVENSON *et al.*, 2009). Os objetos utilizados no MPUT são ilustrados na Figura 11. O teste descrito por Amirjani *et al.* (2007) inclui borboleta, parafuso, chave, duas moedas canadenses (nickel e quarter), arruela, clip, alfinete, prego, três porcas e um pote redondo de 15,24 cm de largura e uma plataforma de 30 x 45 cm. Para este estudo, as moedas canadenses foram substituídas por moedas brasileiras de 25 centavos e de 1 real.



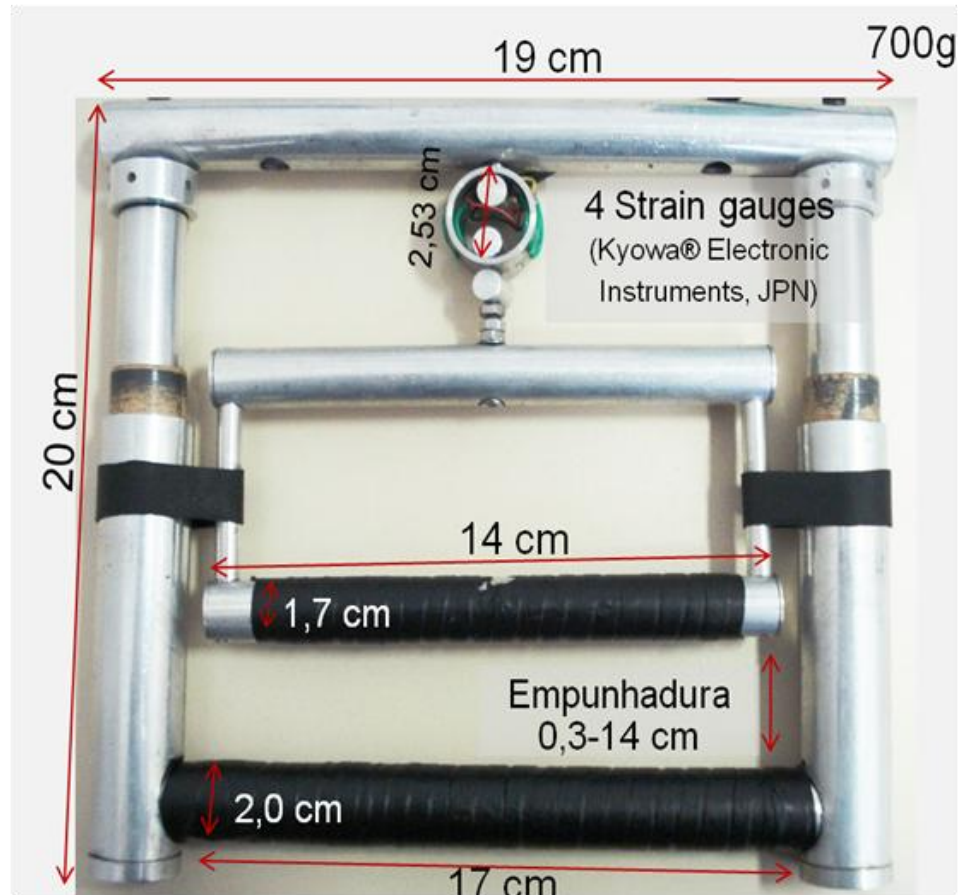
**Figura 11** - Objetos utilizados para o Teste de Moberg.

**Fonte:** Acervo pessoal.

### 3.3.5 Dinamômetro de prensão manual

Para o teste de força de prensão e para o protocolo de fadiga dos músculos da prensão foi utilizado o dinamômetro de prensão manual, desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação (LABIN), da UDESC (Figura 12). O equipamento possui dimensões de 19 x 20 cm e massa de 700 g. Sua empunhadura é formada por duas barras paralelas com distância variável entre elas (de 0,3 até 14 cm), o que possibilita ajustá-la a diferentes tamanhos de mãos de forma precisa. O componente do dinamômetro responsável por mensurar a força é uma célula de carga em anel, que possui quatro *strain gauges* (Kyowa, Japão) configurados num circuito tipo ponte de *Wheatstone* completa. O anel é ligado à barra superior da empunhadura do dinamômetro. Conforme a força é aplicada, a barra superior desloca-se para baixo e traciona o anel e os *strain gauges* da ponte de *Wheatstone*. O desequilíbrio da ponte gera um sinal elétrico proporcional à aplicação de força. O dinamômetro apresenta excelente

coeficiente de determinação ( $r^2 = 0,9999$ ) quando comparado a uma célula de carga comercial (capacidade para até 1000 N).

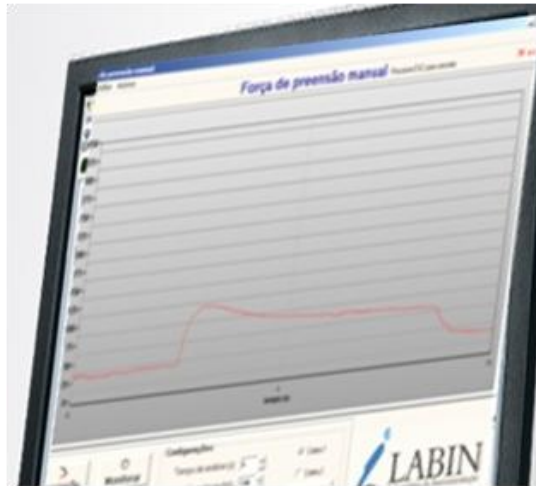


**Figura 12** - Dinamômetro de preensão manual.

**Fonte:** Acervo pessoal.

O sistema de aquisição de dados é formado por condicionador de sinais (permite um ganho 200 x, com uma filtragem a 100 Hz e ajuste do offset do sinal) e conversor analógico-digital. Possui ainda, *software* de aquisição de dados (Figura 13), escrito em C++ para *Windows*®, especialmente desenvolvido para gerenciar o sistema. Permite ajustar parâmetros da coleta de dados (frequência de aquisição, tempo de coleta de dados, optar pelo *feedback*

visual da curva), monitorar a aquisição em tempo real e gravar arquivos em extensão .txt, facilmente exportados para *softwares* de análise de dados.



**Figura 13** - *Software* de aquisição de dados do dinamômetro de prensão manual.

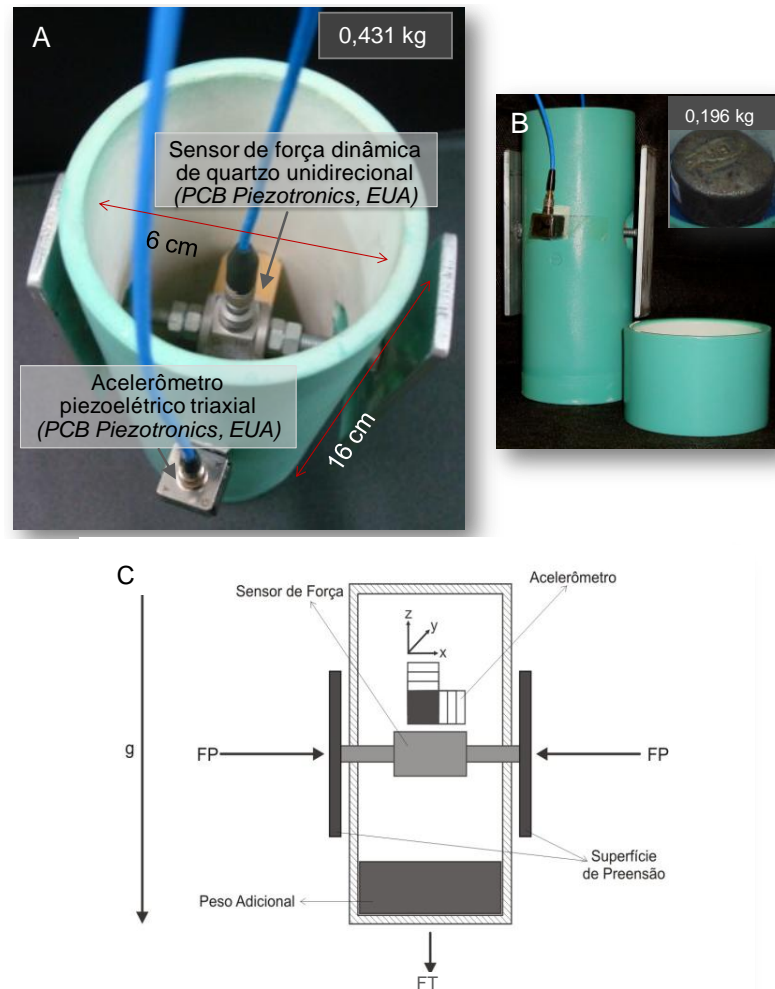
**Fonte:** Acervo pessoal.

### 3.3.6 Objeto instrumentado e sistema de aquisição de dados

Para avaliar o controle da força de prensão durante as tarefas funcionais foi utilizado um objeto instrumentado, projetado no formato de um copo de plástico cilíndrico (6 cm de diâmetro, 16 cm de altura, massa total de 0,431 kg) (Figura 14). Este objeto apresenta um sensor de força dinâmico de quartzo unidirecional (*ICP® Dynamic Force Sensor*, Modelo 208C02, Marca *PCB Piezotronics Inc.*, EUA), localizado no centro do cilindro, 9 cm abaixo do ápice, conectado por dois prolongamentos a duas placas metálicas retangulares na parte externa do copo. O sensor de força mede a força de prensão aplicada pelo polegar e os quatro dedos em oposição. Também na parte externa do copo, foi fixado um acelerômetro piezoelétrico triaxial (*ICP® Accelerometer*, Modelo J356A22, Marca *PCB Piezotronics Inc.*,



EUA) que mede a aceleração dos movimentos nas direções: vertical-horizontal, ântero-posterior e látero-lateral.

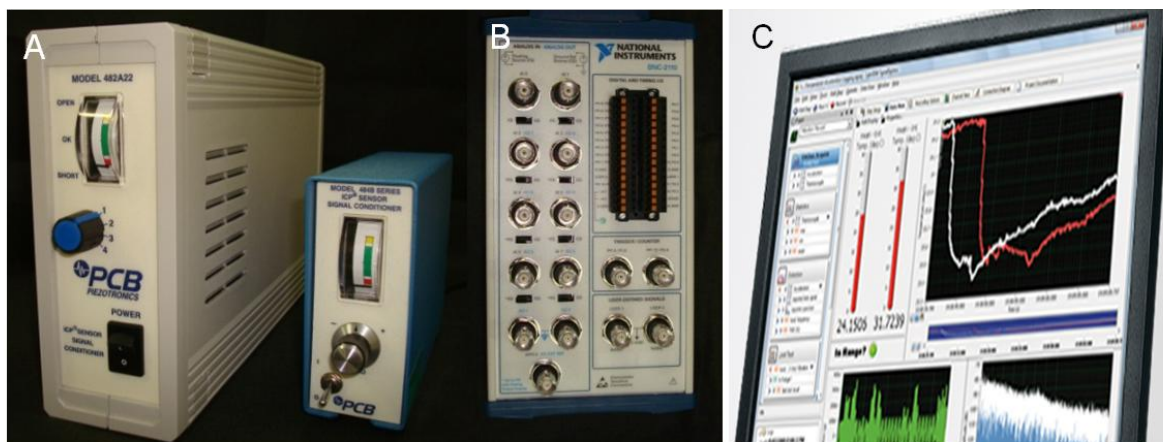


**Figura 14** - Objeto instrumentado utilizado para mensurar o controle da força de prensão durante as tarefas funcionais. A) Na vista superior do objeto podem ser visualizados o sensor de força posicionado no centro do objeto e o acelerômetro triaxial na parte externa; B) Na vista de perfil, a figura mostra a porção inferior do objeto que pode ser removida para adição de peso sem alterar as suas dimensões; em destaque está o peso utilizado neste estudo e C) Representação esquemática do objeto instrumentado com forças produzidas durante deslocamento vertical; FP: Força de prensão; FT: força tangencial; g: gravidade.

**Fonte:** Acervo pessoal.

O sistema de aquisição de dados é formado por condicionador de sinais de sinais do sensor de força (*Line-Powered ICP® Signal Conditioner*, Modelo 484B06, Marca PCB® *Inc.*, EUA) e do acelerômetro (*ICP® Sensor Signal Conditioner*, Modelo Y482A22, Marca

PCB® Inc., EUA), conversor analógico-digital (Modelo BNC 2110, Marca *National Instruments*®, EUA) e *software* de aquisição de dados *LabView SignalExpress*® (Versão 2.5.1 for Windows®, Marca *National Instruments*®, EUA) (Figura 15). Desta forma, os sinais da força de prensão e da aceleração passam pelos condicionadores de sinal e são convertidos de analógico para digital a uma frequência de amostragem de 100 Hz. O *software* foi utilizado para adquirir, monitorar, registrar e analisar dados da coleta.

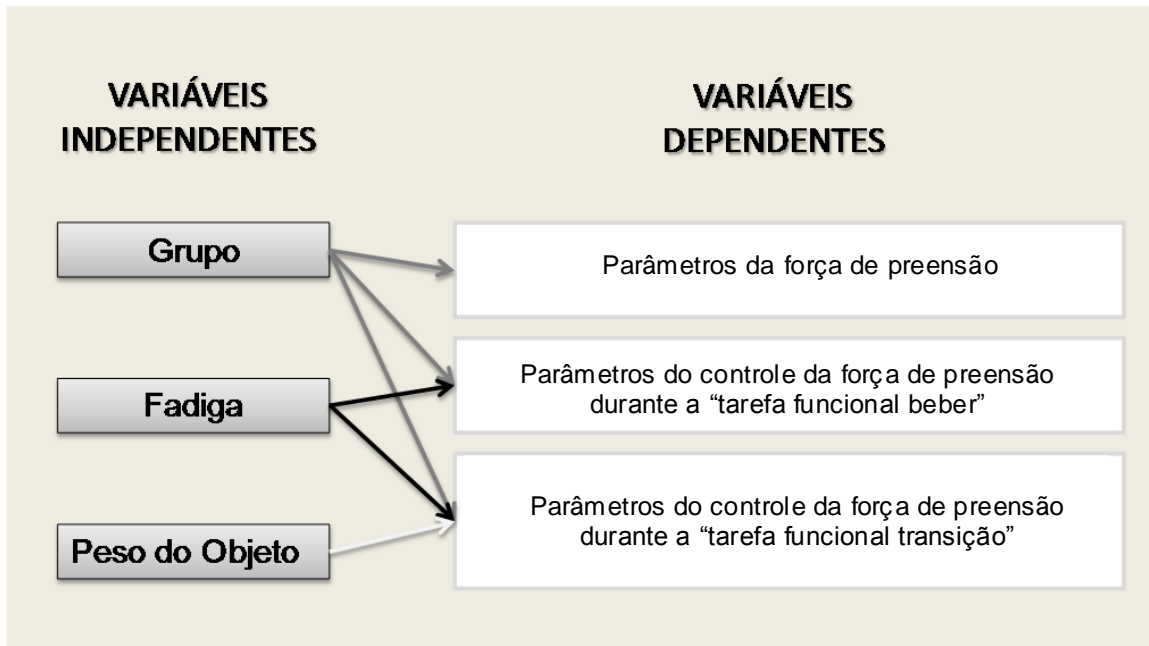


**Figura 15** - Sistema de aquisição de dados. A) Condicionadores de sinal do acelerômetro e do sensor de força; B) Conversor analógico-digital e C) *Software* de aquisição de dados *LabView SignalExpress*®.

**Fonte:** A) e B) Acervo pessoal; C) Disponível em <<http://www.ni.com/labview/signalexpress/>>, Acesso em agosto, 2009.

### 3.4 VARIÁVEIS DO ESTUDO

Serão definidas as variáveis dependentes e independentes relativas à etapa experimental do trabalho conforme a Figura 16. E em seguida, serão conceituadas as demais variáveis utilizadas para caracterização dos indivíduos.



**Figura 16** – Variáveis dependentes e independentes da etapa experimental do estudo.

**Fonte:** Acervo próprio.

### 3.4.1 Variáveis independentes

**GRUPO** - Refere-se à presença ou não da STC. Categorizada em indivíduos com STC ou grupo experimental (GE) e indivíduos sem STC ou grupo controle (GC).

**FADIGA** – Refere-se à presença ou não de decréscimo de força de preensão máxima ( $F_{max}$ ), induzido por um protocolo de fadiga. Categorizada músculos da preensão antes do protocolo de fadiga ( $FAD_1$ ) e músculos da preensão fadigados ( $FAD_2$ ).

**PESO DO OBJETO** – Refere-se à alteração do peso do objeto durante a “tarefa funcional transição”. O protocolo desta tarefa consistiu de 11 levantamentos seqüenciais: nas primeiras e últimas repetições do experimento, tentativas de 1 à 5 e 9 à 11 o objeto é levantado sem peso adicional (massa total de 341 g) e nas repetições intermediárias, tentativas 6 à 8, o objeto é levantado com peso adicional (massa total de 627 g). Assim, esta variável é categorizada em

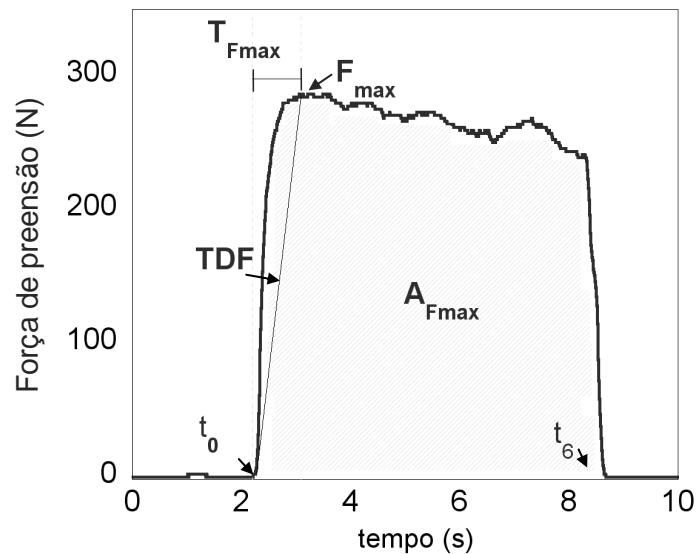
levantamento do objeto sem peso adicional ( $OBJ_{P1}$ ) que inclui a média de valores das tentativas 1-5 e com peso adicional ( $OBJ_{P2}$ ) que inclui o valor da sétima tentativa, o segundo levantamento após o acréscimo de peso ao objeto.

### 3.4.2 Variáveis dependentes

**PARÂMETROS DA FORÇA DE PREENSÃO** - - *Definição conceitual*: A força de preensão voluntária máxima é a habilidade em sustentar a força de preensão manual máxima por um tempo pré-determinado (KAMIMURA & IKUTA, 2001). *Definição operacional*: Foi mensurada com dinamômetro de preensão manual na posição recomendada pela Associação Americana de Terapia da Mão (ASTH) (CROSBY, WEHBÉ & MAWR, 1993) em um protocolo com duração de 6 s. A partir da curva de força-tempo de preensão, foram calculados os seguintes parâmetros (Quadro 7, Figura 17):

Parâmetro	Símbolo	Definição Operacional	Unidade
Força de preensão máxima	$F_{max}$	Valor máximo de força de preensão (HELLIWELL, HOWE & WRIGHT, 1987).	[N]
Tempo para atingir a força de preensão máxima	$T_{Fmax}$	Diferença entre o tempo de início da aplicação de força de preensão ( $t_0$ ) até o tempo da força de preensão máxima (MYERS, GRENNAN & PALMER, 1980).	[s]
Taxa de desenvolvimento da força de preensão	TDF	Razão de a variação entre a força máxima e força inicial pela variação entre o tempo para atingir a força máxima e o tempo de início da aplicação de força de preensão ( $t_0$ ) (ATTIVISSIMO <i>et al.</i> , 2009).	[N/s]
Área sob a curva força-tempo de preensão	$A_{Fmax}$	Área sob a curva de força-tempo de preensão. Calculada a partir do início da aplicação de força ( $t_0$ ) até os próximos seis segundos do teste ( $t_6$ ) (ATTIVISSIMO <i>et al.</i> , 2009).	[N.s]

**Quadro 7** – Definição dos parâmetros da força de preensão.



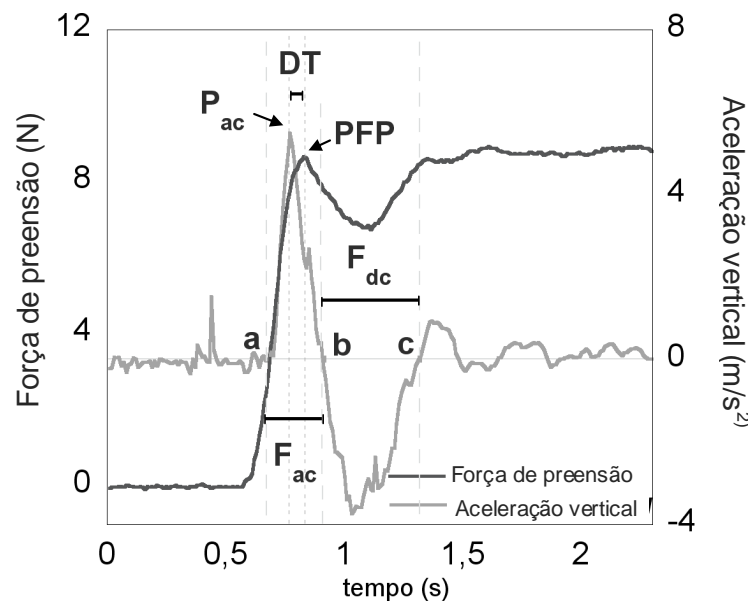
**Figura 17** – Exemplo representativo da curva força-tempo de preensão de um indivíduo obtida durante o teste de força de preensão. Foram destacados os parâmetros da força de preensão e pontos de referência utilizados no seu cálculo:  $t_0$  – instante do início de aplicação de força de preensão; TDF – taxa de desenvolvimento da força de preensão;  $T_{F_{max}}$  – tempo para atingir a força de preensão máxima;  $F_{max}$  – força de preensão máxima;  $A_{F_{max}}$  – área sob a curva força-tempo de preensão;  $t_6$  – instante 6 segundos após o início de aplicação de força de preensão.

**Fonte:** Acervo próprio.

**PARÂMETROS DO CONTROLE DA FORÇA DE PREENSÃO** - *Definição conceitual:* O controle da força de preensão é a habilidade em ajustar a força de preensão ao objetivo da tarefa, às condições do ambiente e às características mecânicas relevantes do objeto a ser manipulado (FLANAGAN & JOHANSSON, 2002; NOWAK & HERMSDÖRFER, 2006; AMELI *et al.*, 2008; DE FREITAS & JARIC, 2009). *Definição operacional:* A partir dos valores de aceleração nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  e valores de força de preensão do indivíduo durante a manipulação de objeto nas tarefas funcionais beber (Figura 18) e transição (Figura 19), foram calculados parâmetros do controle da força de preensão (Quadro 8) que relacionam a força de preensão e a aceleração do movimento:

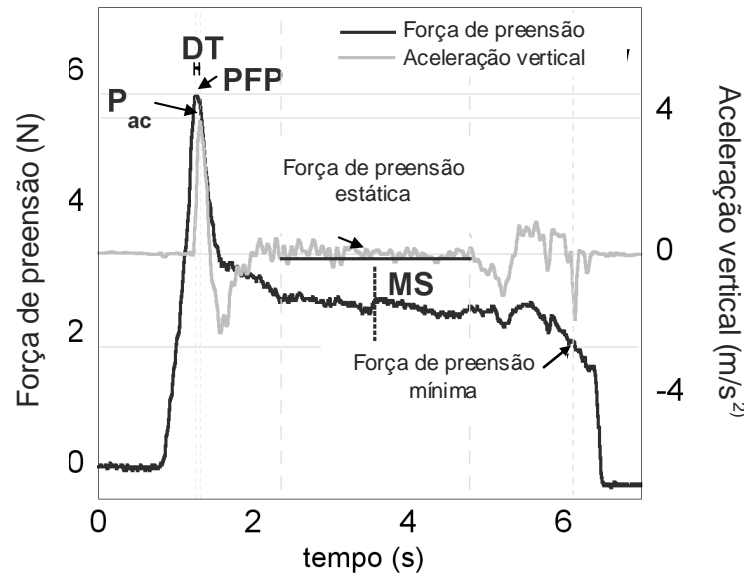
Parâmetros	Símbolo	Definição operacional	Unidade	
Comuns para as tarefas funcionais beber e transição	Pico da velocidade	$P_{vel}$	Pico da velocidade total obtida pela integral da soma dos vetores x, y e z da aceleração (IYENGAR <i>et al.</i> , 2009).	[m/s]
	Diferença temporal	DT	Diferença de tempo entre pico da força de preensão e o pico da aceleração vertical (IYENGAR <i>et al.</i> , 2009).	[s]
	Pico da força de preensão	PFP	Força de preensão máxima aplicada pelo polegar e os quatro dedos em oposição no copo durante a execução da tarefa (IYENGAR <i>et al.</i> , 2009).	[N]
Específico para a tarefa funcional beber	Média da força de preensão na fase de aceleração do movimento	$F_{ac}$	Média da força de preensão entre o instante em que o objeto é levantado da superfície até o primeiro instante em que a aceleração torna-se zero (fase de aceleração da tarefa “funcional beber”).	[N]
	Média da força de preensão na fase de desaceleração do movimento	$F_{dc}$	Média da força de preensão entre o primeiro e segundo instante em que a aceleração torna-se zero (fase de desaceleração da “tarefa funcional beber”).	[N]
Específico para a tarefa funcional transição	Margem de segurança	MS	Diferença entre a força de preensão estática e a força de preensão mínima (Figura 2D) (IYENGAR <i>et al.</i> , 2009).	[N]

**Quadro 8** – Definição dos parâmetros do controle da força de preensão.



**Figura 18** – Exemplo representativo da força de preensão (linha escura) e aceleração vertical do objeto (linha clara) durante a “tarefa funcional beber” que consistiu em pegar um objeto instrumentado com sensor de força e acelerômetro e levá-lo até próximo a boca. Foram destacados os parâmetros de controle da força de preensão e pontos de referência utilizados no seu cálculo: PFP - pico da força de preensão;  $F_{ac}$  - média de força na fase de aceleração do movimento; entre o instante em que o objeto é levantado da superfície (a) e o primeiro instante em que a aceleração retorna a zero (b);  $F_{dc}$  - média de força na fase de desaceleração do movimento entre (b) e o segundo instante em que a aceleração retorna a zero (c); DT - diferença temporal;  $P_{AC}$  - pico da aceleração vertical.

**Fonte:** Acervo próprio.



**Figura 19** – Exemplo representativo da força de preensão (linha escura) e aceleração vertical do objeto (linha clara) de um indivíduo durante a “tarefa funcional transição” que consistiu em levantar verticalmente um objeto instrumentado com sensor de força e acelerômetro e sustentá-lo parado a uma altura de 10 cm da superfície inicial e reposicioná-lo após 5 s. Foram destacados os parâmetros do controle da força de preensão e pontos de referência utilizados no seu cálculo: PFP - pico da força de preensão; MS - margem de segurança (diferença entre a força de preensão estática e a força de preensão mínima); DT - diferença temporal;  $P_{AC}$  - pico da aceleração vertical.

**Fonte:** Acervo próprio.

### 3.2.3 Demais variáveis

**MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS – Definição conceitual:** Medidas das variações das dimensões físicas e da composição bruta do corpo humano em diferentes níveis de idade e grau de nutrição (ANSELMO & BURINI, 1991). Foram mensuradas a partir dos parâmetros determinados a seguir (Quadro 9):

Parâmetro	Definição operacional	Unidade
Massa corporal	Registro da massa corporal com balança digital com indivíduo posicionado em pé na plataforma da balança (PETROSKI, 1995).	[kg]
Estatura corporal	É a distância entre a planta dos pés e o ponto mais alto da cabeça (vértex). (PETROSKI, 1995).	[m]
Tamanho da mão	Distância entre a extremidade da falange distal do polegar e o dedo mínimo com a mão aberta, medida com régua milimetrada (RUIZ-RUIZ <i>et al.</i> , 2002).	[cm]
Perímetro do antebraço	Perímetro do antebraço, 5 cm abaixo da articulação do cotovelo (NICOLAY & WALKER, 2005).	[cm]

**Quadro 9** – Definição dos parâmetros das medidas antropométricas.

CRONICIDADE DA STC – Refere-se ao tempo em que o indivíduo possui a STC, verificada por meio de entrevista, com uso da Ficha de Avaliação e exame clínico. Foram selecionados os parâmetros: hipotrofia tênar, categorizada em positiva ou negativa e tempo de diagnóstico da STC, em anos.

REPRODUTIBILIDADE DOS SINTOMAS DA STC - *Definição conceitual*: Disfunção mecânica e reprodução de sensação de desconforto quando um nervo periférico ou uma raiz nervosa é distendida (MAGEE, 2005). *Definição operacional*: Foi avaliada pelo teste de Phalen e sinal de Tinel. Foi categorizada em positiva ou negativa quando as manobras provocaram parestesia na região inervada pelo mediano (dedos polegar, indicador, médio e metade radial do anular) ou quando nenhum sintoma era desencadeado, respectivamente.

CLASSIFICAÇÃO DA GRAVIDADE DOS SINTOMAS DA STC - *Definição conceitual*: Grau de desconforto dos sintomas que a STC causa no ponto de vista do paciente (LEVINE *et al.*, 1993). *Definição operacional*: É verificada pelo Questionário de Boston para STC (ANEXO 2) baseado em 11 questões de múltipla escolha, pontuadas de 1 a 5, relacionadas à



cinco domínios prejudicados pela STC (dor, dormência, formigamento, fraqueza e capacidade funcional). O escore geral de gravidade dos sintomas foi calculado pela média dos valores para os 11 itens (BURKE *et al.* 2006; FERNANDEZ-DE-LAS-PEÑAS *et al.*, 2009). O valor final da média foi categorizado em uma escala de 5 escores como foi apresentado no Quadro 5.

**CLASSIFICAÇÃO DO ESTADO FUNCIONAL DA STC** - *Definição conceitual*: Nível de prejuízo da habilidade manual que a STC causa no ponto de vista do paciente (LEVINE *et al.*, 1993). *Definição operacional*: É determinado pelo Questionário de Boston para STC (LEVINE *et al.*, 1993) que contém oito atividades diárias realizadas pela maioria dos indivíduos que são comumente afetadas pela STC. Os indivíduos categorizam sua habilidade em realizar uma atividade em uma escala que varia de 1 a 5. O escore geral para escala de estado funcional foi calculado pela média dos valores nas oito atividades diárias (BURKE *et al.*; 2006); FERNANDEZ-DE-LAS-PEÑAS *et al.*, 2009). O valor final da média foi categorizado em uma escala de 5 escores como foi apresentado no Quadro 6.

**LIMIAR DE SENSIBILIDADE TÁTIL** - *Definição conceitual*: A sensibilidade tátil é a capacidade de perceber estímulos mecânicos de toque, pressão, vibração e agulhada, mediadas por mecanorreceptores cutâneos (BEAR, CONNORS & PARADISO, 2002; SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2003). *Definição operacional*: Foi considerado o maior limiar de pressão entre os dedos avaliados pelo teste de sensibilidade tátil (polegar, indicador e dedo médio), com uso de 5 monofilamentos *Semmes-Weinstein* de diferentes diâmetros, aplicados perpendicularmente à pele, foi categorizado como apresentado no Quadro 10 (COLE, STEYERS & GRAYBILL, 2003; GARBINO, 2006).

Menor limiar	Cor do monofilamento	Escore	Categorias
2,83	Verde	1	Sensibilidade normal
3,61	Azul	2	Sensação diminuída ao toque leve
4,61	Roxo	3	Diminuição da sensação de proteção
6,65	Vermelho	4	Perda da sensação de proteção
> 6,65	Vermelho Hachurado	5	Sem condições de teste

**Quadro 10** – Categorias do limiar de sensibilidade tátil.

DESTREZA MANUAL - *Definição conceitual*: É a habilidade em usar as mãos nas atividades diárias (FOWLER & NICOL, 2001). *Definição operacional*: Foi determinada pelo Teste de Moberg (JEROSCH-HEROLD, 2003; AMIRJANI *et al.*, 2007) que consiste em colocar 12 objetos pequenos em um pote o mais rápido possível de olhos abertos e fechados e posteriormente identificá-los de olhos fechados. Foram analisados os quatro parâmetros deste teste apresentados no Quadro 11.

Parâmetro	Símbolo	Definição Operacional	Unidade
Teste de Moberg na condição olhos abertos	MPTU <sub>OA</sub>	Tempo médio de execução Teste de Moberg de olhos abertos.	[s]
Teste de Moberg na condição olhos fechados	MPTU <sub>OF</sub>	Tempo médio de execução Teste de Moberg de olhos fechados.	[s]
Teste de Moberg na condição estereognosia	MPTU <sub>EST</sub>	Tempo médio para identificação dos objetos durante a execução Teste de Moberg de olhos fechados.	[s]
Teste de Moberg na condição número de acertos		Contagem de objetos identificados corretamente durante Teste de Moberg de olhos fechados.	

Legenda: MPTU - Teste de Moberg.

**Quadro 11** – Parâmetros do Teste de Moberg.

### 3.5 PROCEDIMENTO DE COLETA DE DADOS

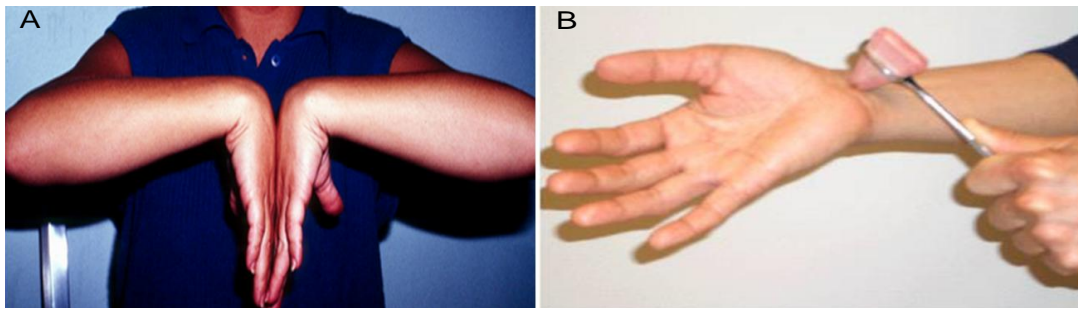
O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética de Pesquisa em Seres Humanos, da UDESC (CEPSH) sob nº de protocolos 142/2009 e 90/2009 (APÊNDICE B). Inicialmente, foram contatas clínicas das instituições de ensino da UDESC – Florianópolis/SC e da

UNISUL – Palhoça/SC e médicos cirurgiões de mão de Florianópolis a fim de obter uma relação de pacientes com diagnóstico médico de STC. Foi realizado contato inicial com os pacientes por telefone quando, aqueles que atenderam aos critérios do estudo, foram convidados a comparecer na Clínica Escola de Fisioterapia do CEFID/UEDESC, Florianópolis/SC em data e horário previamente agendados. A coleta de dados foi realizada nos meses de setembro, outubro e novembro de 2009. Após os indivíduos terem sido informados quanto aos objetivos e procedimentos da pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE C). O procedimento de coleta de dados foi dividido em três etapas: *i*) Caracterização dos indivíduos; *ii*) Teste de força de preensão e *iii*) Controle da força de preensão durante as “tarefas funcionais beber e transição”, antes e após protocolo de fadiga dos músculos da preensão.

### 3.5.1 Caracterização dos indivíduos

Todos os indivíduos foram avaliados seguindo a Ficha de Avaliação (APÊNDICE A), os dados pessoais e de anamnese foram preenchidos em forma de entrevista. Em seguida, foi examinada a presença de hipotrofia tênar comparando a região tênar bilateralmente e foram aplicados dois testes clínicos provocativos mais comumente avaliados na STC (Teste de Phalen; Figura 20A e Sinal de Tinel, Figura 20B) (LOVE, 2003), na tentativa de reproduzir os sintomas da doença. O teste de Phalen consistiu em flexionar ambos os punhos e aproximar um ao outro e manter essa posição durante 60 segundos. O sinal foi considerado positivo quando houve referência de parestesia ou dormência no território do nervo mediano (polegar, dedo indicador, médio e metade do dedo anular) nesse período de tempo (SZABO *et al.*, 1999; CIPRIANO, 2005; HOPPENFELD, 2005). Enquanto o para verificar presença de sinal de Tinel o indivíduo permaneceu com a mão supinada, e a superfície palmar do punho foi

percutida com martelo de reflexos de Buck. O sinal foi positivo quando desencadeia choque ou parestesia no local ou no território de distribuição deste nervo (CIPRIANO, 2005; HOPPENFELD, 2005).



**Figura 20** – A) Posicionamento do indivíduo durante a realização do Teste de Phalen; B) Ilustração do procedimento para verificar o Sinal de Tinel.

**Fonte:** A) Disponível em <<http://ourorthopaedics.-carpal-tunnel-syndrome.html>>. Acesso em: 16 ago. 2009. B) Disponível em <<http://www.sistemanervoso.com/>>. Acesso em 16 ago. 2009.

Em seguida, foi aplicado o Questionário de Boston para STC somente para o GE em forma de entrevista. A sensibilidade foi avaliada por meio do limiar à pressão ou toque leve. Para a realização do teste de sensibilidade, o indivíduo permaneceu com olhos fechados e a mão estabilizada sobre a mesa. Como o teste exige concentração do indivíduo, o ambiente foi silencioso e livre de distrações. Para este teste foi utilizado o Kit de 5 monofilamentos Semmes-Weinstein (MSW). Foram avaliados três locais: dedo polegar, indicador e médio a fim de identificar e classificar os déficits sensoriais na região do nervo mediano. O teste iniciou com o monofilamento de menor diâmetro. Cada monofilamento foi aplicado perpendicularmente à pele até que se curvasse levemente, sustentado durante 1-1,5 s e retirado no mesmo período de tempo, a mesma região foi avaliada três vezes. O indivíduo foi solicitado a dizer quando sentia o monofilamento. Em caso de resposta afirmativa a uma das três aplicações, o teste foi considerado positivo (COLE, STEYERS & GRAYBILL, 2003;

GARBINO, 2006). A escala de interpretação dos monofilamentos de Semmes-Weinstein foi apresentada no Quadro 10.

Dando continuidade à etapa de caracterização dos indivíduos, a destreza manual foi avaliada pelo MPUT. Os indivíduos permaneceram sentados em frente a uma mesa, com a coluna apoiada na cadeira. Uma superfície de (30 x 45) cm foi posicionada sobre o comprimento da mesa para manter os itens espalhados com limites constantes para todos os indivíduos. Os 12 objetos do teste foram espalhados randomicamente nesta plataforma. Os objetos permanecem no lado da mão testada e o pote do lado oposto.

Este teste consistiu em pegar 12 objetos pequenos o mais rápido possível e colocá-los em um pote. Os indivíduos foram instruídos a pegar os objetos um por um, sem deslizar os objetos na plataforma e sem usar os dedos anulares e mínimos. O tempo foi cronometrado. Este teste foi realizado em três condições: *i*) de olhos abertos (MPTU<sub>OA</sub>), *ii*) de olhos fechados (MPTU<sub>OF</sub>) e *iii*) de olhos fechados, sendo que o indivíduo, antes de colocar o objeto no pote, identificava cada objeto, o mais rápido possível (MPTU<sub>EST</sub>), neste última etapa foi registrado o número de acertos e o tempo (JEROSCH-HEROLD, 2003). No teste de olhos fechados, foi solicitado que os indivíduos segurassem o pote com a mão oposta e quando dois ou três objetos restassem na plataforma e foram informados dos itens restantes. Isto auxiliou a evitar a tendência a contar os objetos enquanto desempenhou a tarefa. Cada etapa do teste foi repetida três vezes a fim de obter uma média dos resultados.

Posteriormente, foram realizadas as medidas antropométricas a fim de monitorar diferença das características (físicas) entre os grupos. Para a antropometria dos membros superiores foi utilizado paquímetro (APÊNDICE C) e fita métrica: o tamanho da mão foi mensurado com os dedos da mão abduzidos e a mão apoiada em uma superfície com a face palmar para baixo, dedos distância entre ponta do dedo mínimo e do polegar, como na

Figura 21 (RUIZ-RUIZ *et al.*, 2002) e a perimetria do antebraço, 5 cm abaixo da articulação do cotovelo (NICOLAY & WALKER, 2005). A perimetria do antebraço foi mensurada, já que foi encontrada boa correlação entre massa muscular e esta medida (KALLMAN PLATO & TOBIN, 1990 *apud* FRASER *et al.*, 1999). O tamanho da mão foi mensurado a fim de eliminar a vantagem mecânica proporcionada pelos diferentes tamanhos e formatos das mãos entre indivíduos (RUIZ-RUIZ *et al.*, 2002; DIAS, 2009).



**Figura 21** – Ilustração do método de mensuração do tamanho da mão.

**Fonte:** Acervo pessoal.

Finalizada a antropometria de membro superior, os indivíduos foram pesados na balança e tiveram sua estatura corporal aferida no estadiômetro conforme descrição: o indivíduo permaneceu descalço ou usando meias finas. A postura padrão (PETROSKI, 1995) recomenda ângulo reto com o estadiômetro, procurando colocar em contato com o aparelho de medida os calcanhares, a cintura pélvica, a cintura escapular e a região occipital e a cabeça orientada no plano de Frankfurt. A medida foi registrada em 0,10 cm, com o indivíduo em apnéia, após inspiração profunda (PETROSKI, 1995). As especificações da balança e do estadiômetro são apresentadas no APÊNDICE C.

### 3.5.2 Teste força de preensão

Para este teste, o indivíduo permaneceu sentado em uma cadeira com encosto e sem suporte para os braços, ombros aduzidos e em rotação neutra, cotovelos fletidos a 90° e o antebraço e punho entre 0 e 30° de extensão e 0 a 15° de desvio ulnar, conforme as recomendações da ASHT como ilustrado na Figura 22 (CROSBY, WEHBÉ & MAWR, 1993) (ANDRIA *et al.*, 2006; SHECHTMAN, SINDHU & DAVENPORT, 2007; SCHLÜSSEL, ANJOS & KAC, 2008).

Para o teste de força de preensão foi utilizado o dinamômetro de preensão manual LABIN/UEDESC. O tamanho da empunhadura foi ajustado para cada indivíduo de acordo com a mensuração do tamanho da mão pela abaixo descrita por Ruiz-Ruiz *et al.* (2002).

$$y = \frac{x}{5} + 1,5 \text{ [cm]}$$

em que  $x$  é o tamanho da mão (comprimento máximo entre o primeiro e quinto dedos) e  $y$  é o tamanho de empunhadura ótimo em que o dinamômetro deve ser ajustado antes do teste (RUIZ-RUIZ *et al.*, 2002).



**Figura 22** – Ilustração do posicionamento do indivíduo para realização do teste de força de preensão conforme recomendação da Sociedade Americana de Terapia da Mão.

**Fonte:** Acervo Próprio.

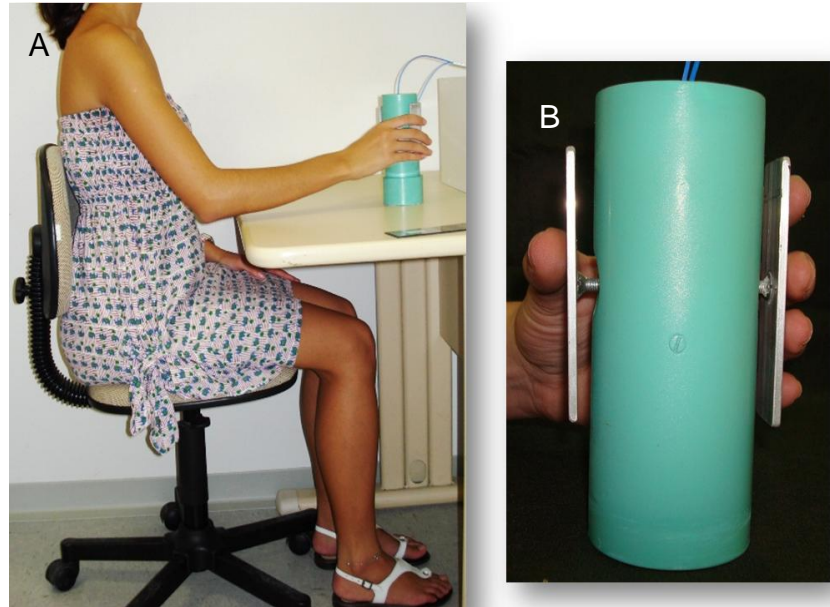
Antes da coleta propriamente dita, foi feita uma breve explicação do protocolo de coleta de dados e familiarização dos indivíduos com os procedimentos. O teste consistiu na aplicação da força de preensão voluntária máxima (com CVM), o mais rápido possível, durante 6 s. O início e o final da aplicação de força foram determinados por *feedback* visual e auditivo. Sendo assim, os indivíduos foram instruídos a exercer a sua força máxima, o mais rápido possível, assim que visualizassem a palavra “comece” e escutassem o sinal sonoro, e mantê-la até que o *software* sinalizasse com a palavra “pare” e disparasse outro sinal sonoro, após 6 s, quando deveria realizar o desprendimento da mão no dinamômetro. Foi adotado um protocolo com duração de 6 s para não provocar dor adicional no GE. Os indivíduos observaram seu desempenho pelo *feedback* da curva durante a execução do teste, bem como receberam encorajamento verbal. Foram realizadas três repetições com intervalo de 180 s (ANDRIA *et al.*, 2006; SCHLÜSSEL, ANJOS & KAC, 2008).

Os parâmetros ajustados no *software* de aquisição de dados foram: frequência de aquisição de 100 Hz, tempo de coleta de dados de 6 s, com *feedback* visual. Os arquivos gerados foram armazenados no computador para posterior análise.

### 3.5.3 Controle da força de preensão

Antes de começar o experimento, tanto as mãos dos sujeitos como a superfície de contato do objeto instrumentado (onde foi feita força de preensão) foram limpas com álcool. Os indivíduos permaneceram sentados em cadeira ajustável, em frente a uma mesa, com tronco ereto e pés apoiados no chão e iniciaram a tarefa com a seguinte postura: ombro em flexão de 30°, cotovelo em flexão de 90°, punho em posição neutra e antebraço semi-pronado como ilustrado na Figura 23 (IYENGAR *et al.*, 2009). Foram instruídos a segurar o objeto instrumentado com os quatro dedos posicionados em uma das placas e o polegar na placa em oposição.



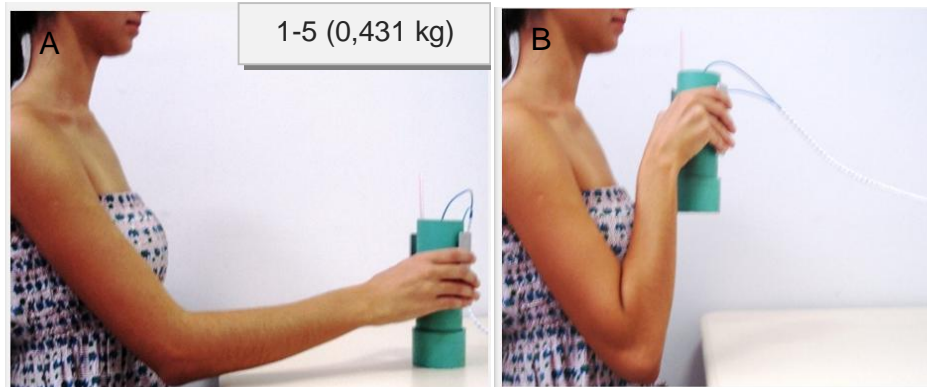


**Figura 23** – A) Ilustração do posicionamento do indivíduo para a realização das tarefas funcionais. B) Configuração dos dedos da mão na superfície metálica do objeto instrumentado.

**Fonte:** Acervo próprio.

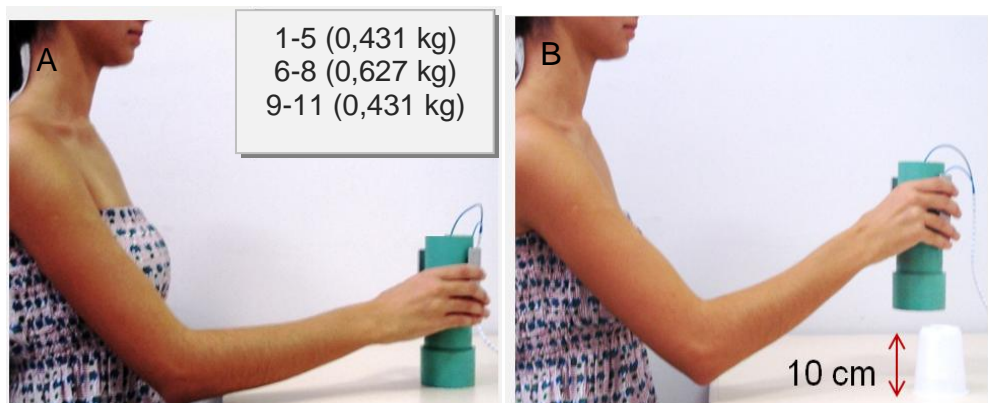
Além disso, durante as tarefas não foi permitido inclinar o objeto e tampouco mover o tronco. Foram instruídos a realizar as tarefas na mesma cadência “o mais natural possível”. O examinador monitorou os indivíduos visualmente a fim de assegurar que todas as tarefas tivessem sido realizadas corretamente. Os indivíduos realizaram duas repetições antes do início de cada tarefa para familiarização dos procedimentos.

Dois tarefas funcionais (beber e transição) foram realizadas antes e depois do protocolo de fadiga (descrito abaixo): *i*) pegar e levantar o objeto (431 g) da mesa, sustentá-lo próximo à boca por 2 segundos e colocá-lo novamente na mesa (tarefa funcional beber; Figura 24); *ii*) Pegar e levantar o objeto aproximadamente 10 cm acima da mesa e sustentá-lo por 5 s (tarefa funcional transição; Figura 25).



**Figura 24** – Ilustração de um indivíduo realizando a “tarefa funcional beber”. A) Indivíduo pegando o objeto posicionado sobre a mesa; B) Posição final do objeto próximo a boca do indivíduo. O protocolo consistiu de 5 repetições. O peso do objeto foi de 0,431 kg.

**Fonte:** Acervo próprio.



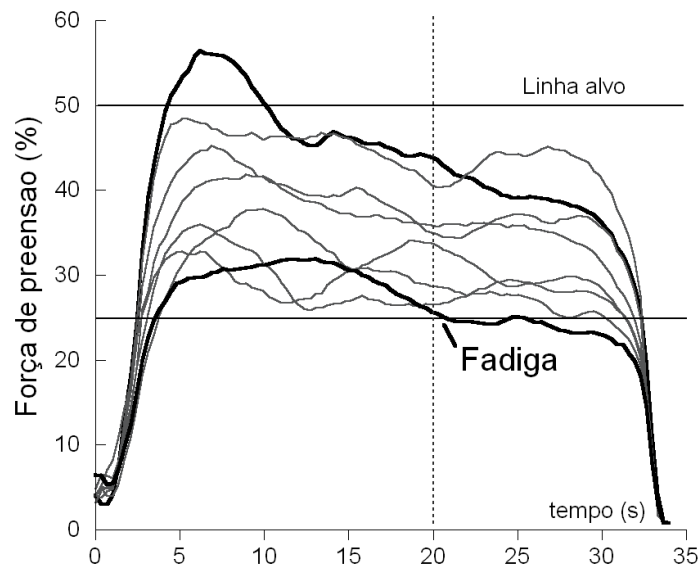
**Figura 25** – Ilustração de um indivíduo realizando a “tarefa funcional transição”. A) Indivíduo pegando o objeto posicionado sobre a mesa; B) Indivíduo sustentando o objeto parado a 10 cm acima da mesa. O protocolo consistiu de 11 levantamentos seqüenciais do objeto, sendo que o objeto teve seu peso aumentado de 0,431 kg para 0,627 kg nas repetições de 6 a 8.

**Fonte:** Acervo próprio.

Para a tarefa funcional beber, cinco repetições consecutivas foram realizadas sem peso adicional. Para a segunda tarefa, os indivíduos realizaram 11 repetições consecutivas, nas quais o peso do objeto foi manipulado: a) repetições 1-5, sem peso adicional, assim a massa total do objeto de 431 g e, b) repetições 6-8, com peso adicional de 196 g, assim a massa total do objeto era de 627 g, e c) repetições 9-11, o peso adicional era removido. A força de

escorregamento, por sua vez, que é o mínimo de força necessária para segurar um objeto, foi também mensurada. Consistiu em levantar o objeto, mantê-lo por alguns segundos e diminuir a força suavemente até que o objeto deslizesse dos dedos e polegar.

O controle da força de preensão foi avaliado antes do protocolo de fadiga dos músculos da preensão o dinamômetro de preensão manual (LABIN/UDESC) e com os músculos fadigados. Os indivíduos permaneceram na posição recomendada pela ASHT (conforme descrito no teste de força de preensão isométrica máxima). O protocolo de fadiga consistiu em realizar contrações isométricas repetidamente utilizando dinamômetro de preensão manual. Cada repetição consistiu em atingir 50 % da  $F_{\max}$  e mantê-la por 30 s. Os indivíduos foram orientados a seguir linha na tela do computador (linha alvo) que indicava a força de preensão necessária (50 %  $F_{\max}$ ). O *software* do computador possui barras horizontais que facilitam a visualização da força produzida. Esta tarefa foi repetida com intervalos de 10 s até atingir a fadiga dos músculos da preensão, a qual foi determinada quando os indivíduos não conseguiram alcançar 25 % de sua  $F_{\max}$  e mantê-la por pelo menos os 20 s iniciais (Figura 26). A  $F_{\max}$  foi novamente medida com dinamômetro de preensão manual (LABIN/UDESC) logo após o protocolo de fadiga e após a última repetição da avaliação do controle de força de preensão. A frequência de aquisição dos dados foi de 100 Hz e os arquivos foram registrados, para posterior análise.



**Figura 26** – Exemplo representativo das repetições do teste de força durante o protocolo de fadiga de um indivíduo. As linhas horizontal superior e inferior mostram 50 % da  $F_{\max}$  e 25 % da  $F_{\max}$ , respectivamente. As curvas destacadas representam a primeira e a última repetição do protocolo de fadiga realizada pelo indivíduo.

### 3.6 PROCESSAMENTO DOS DADOS

A curva de força-tempo de prensão foi processada por meio de rotina escrita em *Matlab* (*The MathWorks*<sup>TM</sup>, versão 6.5). O tempo de início da aplicação de força de prensão pelo indivíduo foi identificado visualmente em cada repetição e os cálculos subsequentes foram realizados automaticamente por meio de algoritmos. Os valores finais de cada parâmetro de força-tempo de prensão manual ( $F_{\max}$ ,  $T_{F_{\max}}$ , TDF e  $A_{F_{\max}}$ ) foram resultado da média e desvio padrão de três repetições do teste.

Para análise do controle de força de prensão, os sinais de força de prensão e aceleração também foram processados com uso de rotina escrita em *Matlab*. O valor da linha de base foi calculado considerando a média dos 100 ms iniciais das curvas. A força de prensão e o início da aceleração vertical foram identificados automaticamente por meio de algoritmo ou visualmente em cada repetição. O tempo de início do movimento para ambas as

curvas foi considerado como o instante em que os valores ultrapassassem a média do valor da linha de base mais dois desvios-padrões (IYENGAR *et al.*, 2009). A fim de controlar a influência da velocidade no controle da força de preensão durante as tarefas funcionais, as repetições do experimento antes do protocolo de fadiga dos músculos da preensão ( $FAD_1$ ) foram combinadas com as repetições com os músculos da preensão fadigados ( $FAD_2$ ) de acordo com o valor de  $P_{vel}$  conforme Kanekar, Santos & Aruin (2008). Nas tarefas em que menos do que três repetições não puderam ser combinadas devido a  $P_{vel}$  maiores do que dois desvios-padrões, os indivíduos não foram incluídos da análise dos resultados. Desta forma, foram eliminados da análise estatística da “tarefa funcional beber”, os indivíduos n<sup>os</sup> 3, 4 e 6 do GE (Tabela 6 e n<sup>o</sup> 3 do GC, e da “tarefa funcional transição” os n<sup>os</sup> 3 e 4 do GE (Tabela 6) e n<sup>os</sup> 3 e 4 do GC. Em seguida, foi calculada a média das repetições para cada indivíduo do GE e do GC. Adicionalmente, para a “tarefa funcional transição”, como indivíduos saudáveis necessitam de apenas um levantamento para realizar o ajuste preciso entre forças de preensão e a força tangencial (JOHANSSON & WESTLING, 1984), a média das repetições 1-5 (objeto levantado sem peso adicional; 431 g; OBJ<sub>P1</sub>) foi comparada com o valor da repetição 7, ou seja, o segundo levantamento do objeto com peso adicional (OBJ<sub>P2</sub>).

### 3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente, foi realizada a análise descritiva das principais variáveis do estudo. Antes de realizar os testes de comparação entre grupos ou de associação entre variáveis foram verificados os pressupostos paramétricos.

Para comparar GE e GC nas variáveis: “medidas antropométricas”, “idade” e “destreza manual – MPTU<sub>OA</sub>” foi utilizado Teste *t* independente, a um nível de significância de 5 % (hipótese bicaudal), com exceção da variável “destreza manual – MPTU<sub>OA</sub>”, que foi calculado

valor de  $t$  para hipótese unicaudal. Para comparar os grupos nas variáveis: “limiar de sensibilidade tátil” e “destreza manual -  $MPTU_{OF}$  e  $MPTU_{EST}$ ” foi utilizado o teste *U de Mann – Whitney*, a um nível de significância de 5 % (hipótese unicaudal).

Para comparar os “parâmetros da força de preensão” entre o GE e o GC foi aplicado o Teste  $t$  independente, a um nível de significância de 5 % (hipótese unicaudal).

Para verificar a associação entre os “parâmetros da força de preensão” com as características do GE (destreza manual -  $MPTU_{OA}$ ) foi empregado o teste de correlação *Pearson*, a um nível de significância de 5%. Para verificar se existe associação entre os “parâmetros da força de preensão” com as características do GE (gravidade dos sintomas e estado funcional, limiar de sensibilidade tátil, destreza manual -  $MPTU_{OF}$  e  $MPTU_{EST}$ ) foi empregado o teste de correlação *Spearman*, a um nível de significância de 5%.

Para verificar o efeito do protocolo de fadiga, a  $F_{max}$  sem fadiga (maior das três repetições) foi comparada com a  $F_{max}$  com músculos da preensão fadigados. Para assegurar presença de fadiga ao final das duas tarefas funcionais do controle da força de preensão foi comparada a  $F_{max}$  sem fadiga com a  $F_{max}$  depois das tarefas funcionais. Para tanto, foram aplicados Testes  $t$  pareados, a um nível de significância de 5 % (hipótese unicaudal).

Para verificar o efeito do “grupo” e da “fadiga” nos parâmetros de controle da força de preensão na “tarefa funcional beber”, foi utilizado o teste *ANOVA 2 – Way* (Análise de Variância 2 x 2) com o fator grupo (GE e GC) entre sujeitos e o fator fadiga ( $FAD_1$  e  $FAD_2$ ) dentre sujeitos, a um nível de significância de 5%. Foram determinados os efeitos principais das variáveis independentes (grupo e fadiga) e da sua interação sobre a variabilidade das variáveis dependentes ( $P_{vel}$ , DT, PFP,  $FP_{AC}$  e  $FP_{dc}$ ). Quando verificados efeitos principais significativos, foram identificados os efeitos simples da variável “grupo” por meio de Teste  $t$  independente e “fadiga” por meio do Teste  $t$  pareado, a um nível de significância de 5 % (hipótese unicaudal).

Para verificar o efeito do “grupo”, da “fadiga” e do “peso do objeto” nos parâmetros do controle da força de preensão na “tarefa funcional transição”, foi utilizado o teste ANOVA 3 – Way (Análise de Variância 2 x 2 x 2), considerando a variável independente “grupo” entre sujeitos (GE e GC) e as variáveis independentes “fadiga” ( $F_1$  e  $F_2$ ) e “peso do objeto” ( $OBJ_{P1}$  e  $OBJ_{P2}$ ) dentre sujeitos. Foram determinados os efeitos principais das variáveis independentes e da sua interação sobre a variabilidade das variáveis dependentes ( $P_{vel}$ , DT, PFP e MS). Quando verificados efeitos principais significativos, foram identificados os efeitos simples da variável “grupo” por meio do teste Teste  $t$  independente e por meio de Testes  $t$  pareados para as variáveis “fadiga” e “peso do objeto”, a um nível de significância de 5 % (hipótese unicaudal).

## 4 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

### 4.1 Características dos indivíduos

Na Tabela 4 são apresentadas as medidas descritivas das características dos indivíduos. Somente a “massa corporal” e o “tamanho da mão” mostraram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ( $p < 0,05$ ). Diferente da “massa corporal” que não pode ser controlada, o valor do “tamanho da mão” foi utilizado no cálculo da distância da empunhadura (ver métodos) e permitiu todos os indivíduos tivessem chances iguais para exercer sua  $F_{\max}$ .

**Tabela 4** - Medidas descritivas (média  $\pm$  desvio-padrão) das características dos indivíduos e comparação entre grupo controle e grupo experimental (teste  $t$  independente).

Variáveis	Grupo Controle ( $\bar{X} \pm S$ )	Grupo Experimental ( $\bar{X} \pm S$ )	Estatística $t$	Valor de $p$
Idade (anos)	43,23 $\pm$ 7,89	43,54 $\pm$ 7,70	0,101	0,921
Estatura corporal (m)	1,61 $\pm$ 0,07	1,59 $\pm$ 0,04	-0,905	0,376
Massa corporal (kg)	60,7 $\pm$ 0,9	75,7 $\pm$ 12,1	2,976	0,007**
Perímetro do antebraço (cm)	24,5 $\pm$ 2,5	27,1 $\pm$ 2,6	2,476	0,021
Tamanho da mão (cm)	20,3 $\pm$ 0,7	19,2 $\pm$ 1,3	0,000 <sup>†</sup>	0,0001**

Legenda:  $\bar{X}$  - média;  $S$  - desvio-padrão. <sup>†</sup>para esta variável foi calculado o valor de  $z$  (teste *U de-Mann-Whitney*).

\*Diferença estatisticamente significativa entre grupos para  $p < 0,05$ .

Na Tabela 6 estão os resultados individuais do GE para os testes realizados no estudo. Desta forma, pode-se observar que 46,15 % (6) dos indivíduos apresentaram diagnóstico de STC entre 6 meses e 1 ano, enquanto 53,85 % (7) apresentaram a doença entre 3 a 7 anos e nenhum apresentou hipotrofia ténar. Com exceção do indivíduo n° 10 (Tabela 5), os testes de Phalen e de Tinel tiveram resultado positivo para todos os indivíduos.



**Tabela 5** – Resultados individuais das características do grupo experimental.

Nº	Cronicidade da STC		Reprodutibilidade dos sintomas da STC		Questionário de Boston para STC	
	Tempo de diagnóstico (anos)*	Hipotrofia ténar	Teste de Phalen	Sinal de Tinel	Classificação Gravidade dos sintomas ( $\bar{X} \pm S$ )	Classificação do Estado Funcional ( $\bar{X} \pm S$ )
1	3	-	+	+	3,64 ± 1,57	3,63 ± 1,30
2	1	-	+	+	4,09 ± 1,58	4,38 ± 0,52
3	≤1	-	+	+	4,45 ± 0,69	4,25 ± 0,46
4	≤1	-	+	+	3,55 ± 1,29	3,00 ± 1,60
5	5	-	+	+	4,36 ± 0,67	3,88 ± 0,35
6	3	-	+	+	3,73 ± 1,10	4,50 ± 0,53
7	1	-	+	+	4,18 ± 0,87	3,75 ± 1,49
8	6	-	+	+	4,18 ± 0,87	3,75 ± 1,49
9	≤1	-	+	+	3,18 ± 1,17	3,63 ± 0,74
10	3	-	-	-	2,00 ± 0,89	1,88 ± 1,36
11	7	-	+	+	4,27 ± 0,79	3,88 ± 0,35
12	4	-	+	+	3,73 ± 1,27	4,00 ± 0,00
13	≤1	-	+	+	3,55 ± 1,29	3,50 ± 0,53

Legenda:  $\bar{X}$  - média;  $S$  - desvio-padrão; STC - síndrome do túnel do carpo; \* ≤1 corresponde a um tempo de diagnóstico de no mínimo 6 meses até a 1 ano; +: positivo; -: negativo.

A distribuição do GE entre as categorias de “gravidade dos sintomas” e “estado funcional” (avaliados pelo Questionário de Boston para STC) é apresentada na Tabela 6. Pode-se observar que, 92,30 % dos indivíduos do GE relataram sintomas da STC classificados como moderados ou intensos e a mesma percentagem referiu dificuldades classificadas como moderadas ou intensas durante as tarefas manuais.

**Tabela 6** – Distribuição de indivíduos do grupo experimental entre as categorias de “gravidade dos sintomas” e “estado funcional” do Questionário de Boston para Síndrome do Túnel do Carpo.

Categorias da gravidade dos sintomas	Frequência de indivíduos em % (valor absoluto)	Categorias do estado Funcional	Frequência de indivíduos em % (valor absoluto)
Ausência	0,00 (0)	Nenhuma dificuldade	7,69 (1)
Leve	7,69 (1)	Dificuldade leve	0,00 (0)
Moderada	46,15 (6)	Dificuldade moderada	30,77 (4)
Intensa	46,15 (6)	Dificuldade intensa	61,54 (8)
Muito intensa	0,00 (0)	Incapaz de realizar devido aos sintomas da mão e punho	0,00 (0)

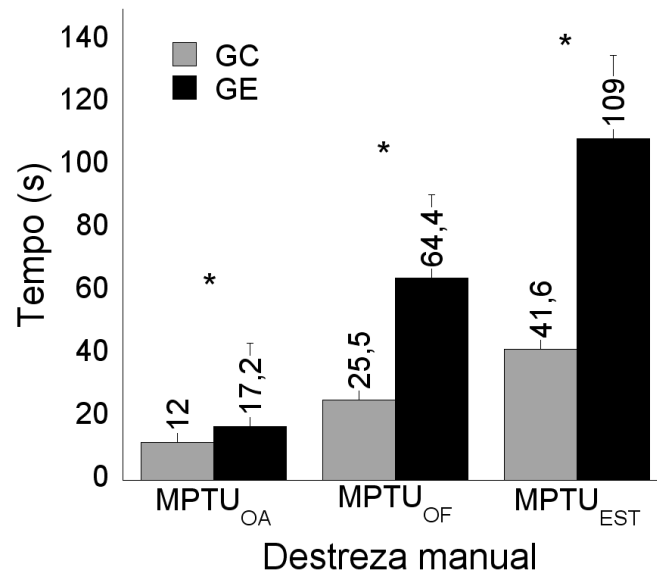
A Tabela 8 apresenta a distribuição do GC e do GE entre as categorias de “limiar de sensibilidade tátil” cujos valores foram estatisticamente diferentes entre os grupos ( $z = 3,000$ ;  $p = 0,0001$ ).

**Tabela 7** - Distribuição de indivíduos do grupo controle e grupo experimental nas categorias do “limiar de sensibilidade tátil”.

Categorias do limiar de sensibilidade tátil*	Frequência de indivíduos em % (valor absoluto)	
	Grupo controle	Grupo experimental
Sensibilidade Normal	92,31 (12)	0,00 (0)
Diminuição da sensibilidade ao toque leve	7,69 (1)	46,15 (6)
Diminuição da sensação de proteção	0,00 (0)	0,00 (0)
Perda da sensação de proteção	0,00 (0)	23,08 (3)
Sem condições de teste	0,00 (0)	30,77 (4)

Legenda: Diferença estatisticamente significativa entre grupos para  $p < 0,05$  (teste *U de-Mann-Whitney*).

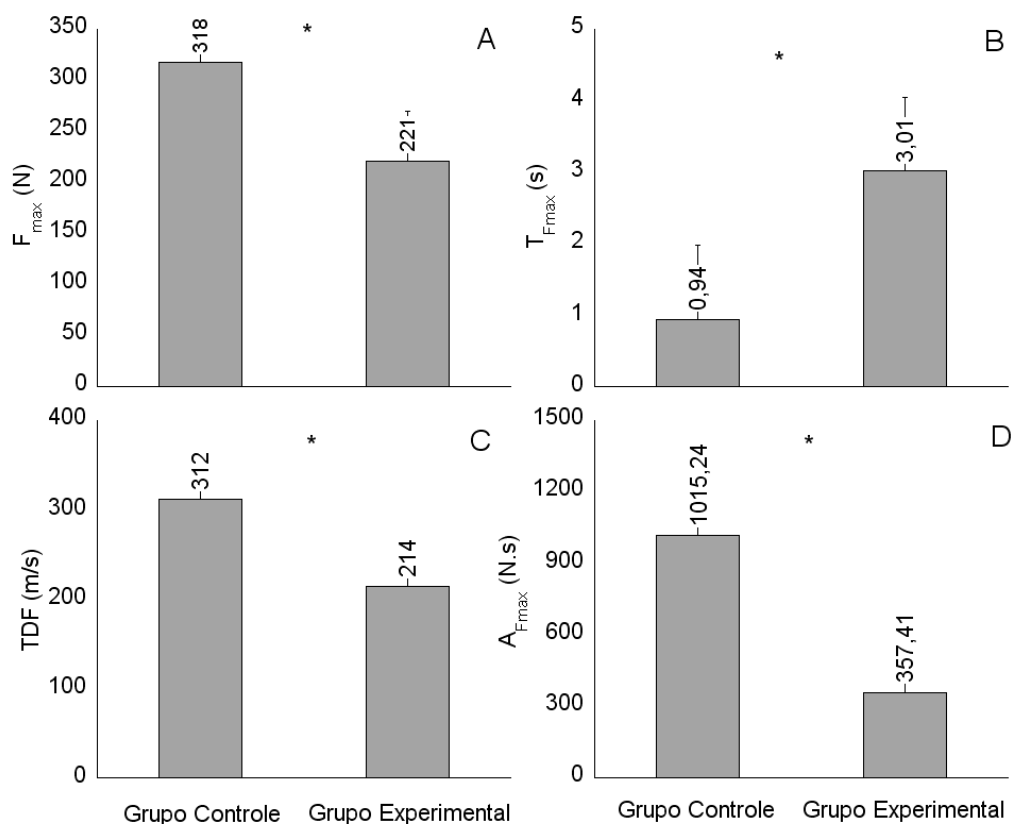
O GE precisou de mais tempo para completar o MPUT do que GC em todas as condições avaliadas ( $MPTU_{OA}$ ,  $MPTU_{OF}$ ,  $MPTU_{EST}$ ) como pode ser observado no Gráfico 1. Na contagem de acertos referente à última etapa do MPUT, todos os indivíduos do GC conseguiram identificar os 12 objetos corretamente. Entretanto, no GE, 3 pacientes pegaram todos os objetos, mas foram capazes de identificá-los corretamente (indivíduos nº 2, 7 e 8; Tabela 2) e um paciente não conseguiu finalizar o Teste de Moberg: após 240 s restaram 5 objetos sobre a superfície de teste e dos 7 objetos identificados, apenas 5 tiveram resposta correta (indivíduo nº 11; Tabela 6).



**Gráfico 1** - Comparação da destreza manual entre grupo controle (GC) e grupo experimental (GE) nas condições do Teste de Moberg (MPTU): olhos abertos (MPTU<sub>OA</sub>), olhos fechados (MPTU<sub>OF</sub>) e estereognosia (MPTU<sub>EST</sub>). São apresentados valores da média ± erro padronizado. \*Diferença estatisticamente significativa entre grupos para  $p < 0,05$ .

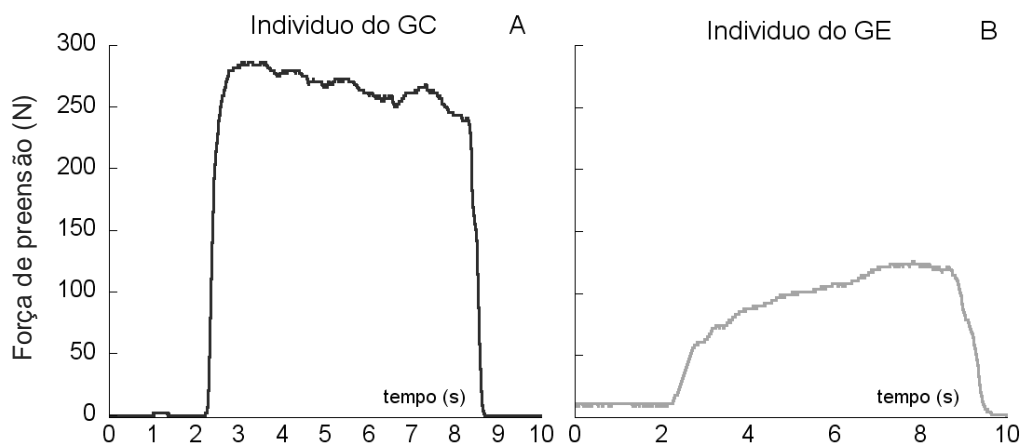
#### 4.2 Efeito da STC nos parâmetros da força de preensão

Todos os parâmetros da força de preensão apresentaram diferença estatisticamente significativa entre grupos, como pode ser visualizado no Gráfico 2. O GE apresentou  $F_{\max}$  (Gráfico 2A) 30,48 % menor do que o GC ( $t = -2,661$ ;  $p = 0,007$ ). O  $T_{F_{\max}}$  (Gráfico 2B) foi 3,22 vezes maior para o GE ( $t = 5,802$ ;  $p = 0,0001$ ). A TDF (Gráfico 2C) foi 31,35 % menor o GE ( $t = -2,722$ ;  $p = 0,001$ ). A  $A_{F_{\max}}$  (Gráfico 2D) mostrou valores 34,39 % menores para o GE quando comparado ao GC ( $t = -2,794$ ;  $p = 0,005$ ).



**Gráfico 2** – Comparação dos parâmetros da força de preensão entre grupo controle e grupo experimental: A) Força de preensão máxima ( $F_{\max}$ ); B) Tempo para atingir a força máxima ( $T_{F_{\max}}$ ); C) Taxa de desenvolvimento da força de preensão (TDF); D) Área sob a curva força-tempo de preensão ( $A_{F_{\max}}$ ). São apresentados valores da média  $\pm$  erro padronizado. \* Diferença estatisticamente significativa entre grupos para  $p < 0,05$ .

No Gráfico 3 pode ser visualizada a curva força-tempo de preensão de um indivíduo do GC e de um indivíduo do GE (nº. 6; Tabela 5). A análise descritiva da curva permite identificar que o paciente apresentou alteração no formato da curva, com diminuição da  $F_{\max}$ , aumento do  $T_{F_{\max}}$ , diminuição da TDF e diminuição da  $A_{F_{\max}}$ . Os valores dos parâmetros da força de preensão para estes indivíduos são apresentados na Tabela 8.



**Gráfico 3** – Gráfico da curva força-tempo de prensão de um indivíduo durante o teste de força prensão. A) grupo controle (GC) e B) grupo experimental (GE). Resultado referente a uma repetição teste.

**Tabela 8** – Parâmetros da força de prensão de um indivíduo do grupo controle e de um indivíduo do grupo experimental. Valores referentes a uma repetição do teste.

Parâmetros da força de prensão	Indivíduo do Grupo Controle	Indivíduo do Grupo Experimental
$F_{\max}$ (N)	286,45	153,38
$T_{F_{\max}}$ (s)	0,52	4,88
TDF (N/s)	282,72	146,70
$A_{F_{\max}}$ (N.s)	992,99	393,54

Legenda:  $F_{\max}$  – força de prensão máxima;  $T_{F_{\max}}$ : tempo para atingir a força de prensão máxima; TDF – taxa de desenvolvimento da força de prensão;  $A_{F_{\max}}$  – área sob a curva força-tempo de prensão.

#### 4.3 Associações entre parâmetros da força de prensão e características dos indivíduos com STC

Todas as correlações tiveram uma direção esperada, isto é, quanto piores foram os escores dos testes selecionados para o GE, maiores foram os prejuízos teste de prensão, como pode ser observado na Tabela 9. O  $T_{F_{\max}}$  foi o parâmetro da força de prensão manual associado à maioria das variáveis que caracterizam o GE, com correlação forte entre limiar de sensibilidade tátil e moderada entre a gravidade dos sintomas, o estado funcional e a destreza manual ( $MPUT_{OF}$ ). Por outro lado, a característica associada a um maior número de parâmetros da força de prensão a destreza manual ( $MPUT_{OF}$ ), com correlação moderada entre  $F_{\max}$ , TDF e  $A_{F_{\max}}$ .

**Tabela 9** - Coeficientes de correlação entre parâmetros da força de preensão e características do grupo experimental.

Parâmetros da força de preensão	Questionário de Boston para Síndrome do Túnel do Carpo		Monofilamentos	Destreza manual (MPUT)		
	Escore de gravidade dos sintomas <sup>†</sup>	Escore de estado funcional <sup>†</sup>	Limiar de sensibilidade tátil <sup>†</sup>	MPTU <sub>OA</sub> <sup>‡</sup>	MPTU <sub>OF</sub> <sup>†</sup>	MPTU <sub>EST</sub> <sup>†</sup>
F <sub>max</sub>	-0,367	-0,383	-0,129	-0,208	<b>-0,432*</b>	0,154
T <sub>Fmax</sub>	<b>0,532*</b>	<b>0,593*</b>	<b>0,632*</b>	<b>0,482*</b>	0,276	0,301
TDF	-0,348	-0,364	-0,092	-0,206	<b>-0,435*</b>	0,112
A <sub>Fmax</sub>	-0,312	-0,478*	-0,180	-0,284	<b>-0,454*</b>	0,021

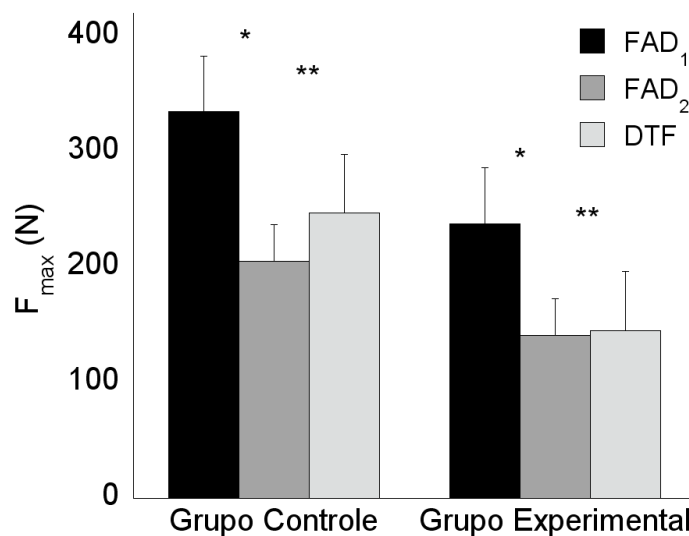
Legenda: <sup>†</sup>Coefficiente de correlação de *Spearman*; <sup>‡</sup>Coefficiente de Correlação de *Pearson*; MPUT: Teste de Moberg; MPTU<sub>OA</sub>: Tempo médio de execução Teste de Moberg de olhos abertos; MPTU<sub>OF</sub>: Tempo médio de execução Teste de Moberg de olhos fechados; MPTU<sub>EST</sub>: Tempo médio para identificação dos objetos durante a execução Teste de Moberg de olhos fechados. F<sub>max</sub> – força de preensão máxima; T<sub>Fmax</sub>: tempo para atingir a força de preensão máxima; TDF – taxa de desenvolvimento da força de preensão; A<sub>Fmax</sub> – área sob a curva força-tempo de preensão.

\*Diferença estatisticamente significativa para  $p < 0,05$ .

#### 4.4 Controle da força de preensão em indivíduos com STC

##### 4.4.1 Efeito do protocolo de fadiga na força de preensão máxima

A fadiga dos músculos da preensão resultou em uma diminuição significativa da F<sub>max</sub> como pode ser observado no Gráfico 4. Na presença de fadiga, a força teve um decréscimo de 38,87 % da F<sub>max</sub> para o GC ( $t = 8,285$ ;  $p = 0,001$ ) e 38,11 % da F<sub>max</sub> para o GE ( $t = 5,354$ ;  $p = 0,0001$ ). Ao final das tarefas funcionais do controle de força de preensão, a força permaneceu reduzida com valores de 25,59 % F<sub>max</sub> para o GC ( $t = 4,570$ ;  $p = 0,001$ ) e 37,33 % da F<sub>max</sub> para o GE ( $t = 5,835$ ;  $p = 0,001$ ), respectivamente.



**Gráfico 4** – Efeito do protocolo de fadiga dos músculos da preensão na força de preensão máxima ( $F_{max}$ ) dos indivíduos do grupo controle e do grupo experimental. FAD<sub>1</sub>: antes do protocolo de fadiga dos músculos da preensão; FAD<sub>2</sub>: com os músculos da preensão fadigados; DTF; Depois das tarefas funcionais. São apresentados valores da média  $\pm$  erro padronizado. \*Diferença estatisticamente significativa entre FAD<sub>1</sub> e FAD<sub>2</sub> para  $p < 0,05$ . \*\*Diferença estatisticamente significativa entre FAD<sub>1</sub> e DTF para  $p < 0,05$ .

#### 4.4.2 Efeito da STC e da fadiga no controle da força de preensão

Os resultados do efeito da STC (“grupo”) e da “fadiga” no controle da força de preensão são apresentados em cada tarefa separadamente.

##### 4.4.2.1 Tarefa funcional beber

As medidas descritivas dos parâmetros do controle da força de preensão da tarefa funcional beber ( $P_{vel}$ , DT PFP,  $F_{ac}$  e  $F_{dc}$ ) são apresentadas na Tabela 10.

**Tabela 10** - Medidas descritivas (média  $\pm$  desvio-padrão) dos parâmetros do controle da força de preensão durante a tarefa funcional beber para o grupo experimental e grupo controle nas condições sem e com fadiga dos músculos da preensão.

Parâmetros do controle da força de preensão durante a tarefa funcional beber	Condições de Fadiga	Grupo Controle ( $\bar{X} \pm S$ )	Grupo Experimental ( $\bar{X} \pm S$ )
$P_{vel}$ (m/s)	FAD <sub>1</sub>	29,49 $\pm$ 7,45	24,99 $\pm$ 8,54
	FAD <sub>2</sub>	32,37 $\pm$ 8,81	22,09 $\pm$ 13,29
DT (MS)	FAD <sub>1</sub>	2,91 $\pm$ 2,09	2,82 $\pm$ 2,79
	FAD <sub>2</sub>	2,33 $\pm$ 2,16	5,28 $\pm$ 4,62
PFP (N)	FAD <sub>1</sub>	7,06 $\pm$ 2,35	9,50 $\pm$ 2,55
	FAD <sub>2</sub>	6,59 $\pm$ 2,04	8,05 $\pm$ 2,81
$F_{ac}$ (N)	FAD <sub>1</sub>	5,87 $\pm$ 2,16	7,88 $\pm$ 2,38
	FAD <sub>2</sub>	5,84 $\pm$ 2,26	6,73 $\pm$ 3,03
$F_{dc}$ (N)	FAD <sub>1</sub>	6,06 $\pm$ 1,87	8,05 $\pm$ 2,48
	FAD <sub>2</sub>	5,58 $\pm$ 2,02	5,28 $\pm$ 2,59

Legenda:  $\bar{X}$  - média;  $S$  - desvio-padrão;  $P_{vel}$  - pico da velocidade; DT - diferença temporal; PFP - pico da força de preensão;  $F_{ac}$  - média da força de preensão durante a fase de aceleração do movimento;  $F_{dc}$  - média da força de preensão durante a fase de desaceleração do movimento; FAD<sub>1</sub> - antes do protocolo de fadiga dos músculos da preensão e FAD<sub>2</sub> - com os músculos da preensão fadigados.

Os resultados da ANOVA 2-way para análise do efeito do “grupo”, da “fadiga” e da sua interação nos parâmetros do controle da força de preensão podem ser observados na Tabela 11. Como pode ser observado, indivíduos de ambos os grupos realizaram a tarefa funcional beber com velocidade de movimentos similares entre condições fadiga. Além disso, a DT e a  $F_{ac}$  não foram modificadas pelas condições de “grupo” e de “fadiga”. Entretanto, foi identificado efeito do “grupo” no PFP e da “fadiga” e interação entre grupo e fadiga na  $F_{dc}$ .

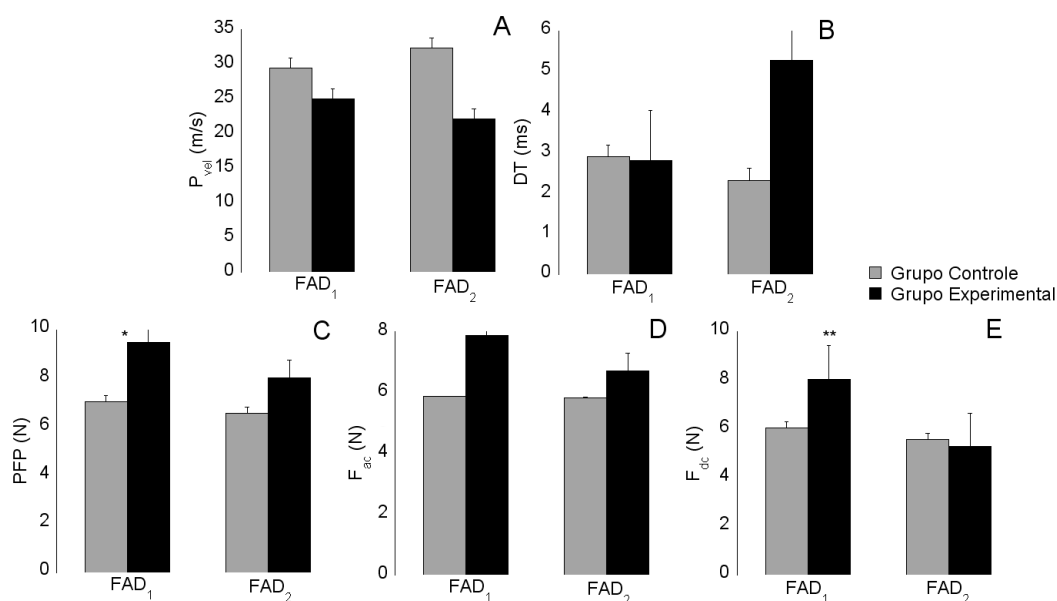


**Tabela 11** – Resultados das ANOVAs 2-way para análise do efeito do “grupo” (controle e experimental), da “fadiga” (sem e com fadiga dos músculos da preensão) e da sua interação nos parâmetros do controle da força de preensão manual durante a tarefa funcional beber.

Parâmetros do controle da força de preensão manual durante a tarefa funcional beber	Variáveis independentes e suas interações	Estatística $F$	Valor de $p$
$P_{vel}$ (m/s)	Grupo	3,793	0,066
	Fadiga	0,000	0,998
	Grupo x Fadiga	3,188	0,089
DT (MS)	Grupo	2,941	0,102
	Fadiga	0,909;	2,352
	Grupo x Fadiga	2,390	0,138
PFP (N)	Grupo	4,505	<b>0,046*</b>
	Fadiga	3,054	0,096
	Grupo x Fadiga	0,791	0,385
$F_{ac}$ (N)	Grupo	2,596	0,123
	Fadiga	1,183	0,290
	Grupo x Fadiga	1,088	0,309
$F_{dc}$ (N)	Grupo	1,166	0,293
	Fadiga	8,846	<b>0,007*</b>
	Grupo x Fadiga	4,393	<b>0,049*</b>

Legenda:  $P_{vel}$  - pico da velocidade; PFP - pico da força de preensão;  $F_{ac}$  – média da força de preensão durante a fase de aceleração do movimento;  $F_{dc}$  – média da força de preensão durante a fase de desaceleração do movimento; DT – diferença temporal. \*Diferença estatisticamente significativa para  $p < 0,05$ .

As diferenças entre grupos e condições de fadiga nos parâmetros do controle da força de preensão durante a “tarefa funcional beber” ( $P_{vel}$ , DT, PFP,  $F_{ac}$  e  $F_{dc}$ ) são apresentadas no Gráfico 5. O GE apresentou maior PFP do que GC antes do protocolo de fadiga ( $t = 2,334$ ;  $p = 0,015$ ; Gráfico 5C) e um decréscimo da  $F_{dc}$  com os músculos fadigados ( $t = 2,488$ ;  $p = 0,00175$ ; Gráfico 5E).



**Gráfico 5** – Diferenças entre grupos (controle e experimental) no controle da força de preensão durante a “tarefa funcional” beber antes do protocolo de fadiga dos músculos da preensão (FAD<sub>1</sub>) e com os músculos da preensão fadigados (FAD<sub>2</sub>). Parâmetros: A) Pico da velocidade ( $P_{vel}$ ); B) Diferença temporal (DT); C) Pico da força de preensão (PFP); D) Média da força de preensão durante a fase de aceleração do movimento ( $F_{ac}$ ); E) Média da força de preensão durante a fase de desaceleração do movimento ( $F_{dc}$ ). São apresentados valores da média  $\pm$  erro padronizado. \*Diferença estatisticamente significativa entre grupos para  $p < 0,05$ . \*\*Diferença estatisticamente significativa entre condições de fadiga para  $p < 0,05$ .

#### 4.4.2.2 Tarefa funcional transição

As medidas descritivas dos parâmetros do controle da força de preensão da “tarefa funcional transição” ( $P_{vel}$ , DT, PFP e MS) são apresentadas na Tabela 12.

**Tabela 12** - Medidas descritivas (média  $\pm$  desvio-padrão) dos parâmetros do controle da força de preensão durante a tarefa funcional transição para o grupo experimental e grupo controle nas condições sem e com fadiga dos músculos da preensão e levantamento de objeto sem e com peso adicional.

Parâmetros do controle da força de preensão durante a tarefa funcional transição	Condições de Fadiga	Condições de Peso do objeto	Grupo Controle ( $\bar{Y} \pm S$ )	Grupo Experimental ( $\bar{Y} \pm S$ )
$P_{vel}$	FAD <sub>1</sub>	OBJ <sub>P1</sub>	26,85 $\pm$ 7,44	22,12 $\pm$ 7,30
		OBJ <sub>P2</sub>	28,70 $\pm$ 14,66	21,73 $\pm$ 10,05
	FAD <sub>2</sub>	OBJ <sub>P1</sub>	26,30 $\pm$ 5,22	22,42 $\pm$ 10,97
		OBJ <sub>P2</sub>	22,37 $\pm$ 7,63	19,78 $\pm$ 10,66
DT	FAD <sub>1</sub>	OBJ <sub>P1</sub>	1,46 $\pm$ 1,78	1,38 $\pm$ 1,90
		OBJ <sub>P2</sub>	1,18 $\pm$ 3,15	1,56 $\pm$ 4,93
	FAD <sub>2</sub>	OBJ <sub>P1</sub>	1,47 $\pm$ 1,38	1,72 $\pm$ 2,34
		OBJ <sub>P2</sub>	2,86 $\pm$ 5,35	2,15 $\pm$ 4,66
PFP	FAD <sub>1</sub>	OBJ <sub>P1</sub>	7,14 $\pm$ 2,93	7,89 $\pm$ 3,58
		OBJ <sub>P2</sub>	11,14 $\pm$ 4,28	14,13 $\pm$ 6,68
	FAD <sub>2</sub>	OBJ <sub>P1</sub>	5,38 $\pm$ 2,31	6,95 $\pm$ 3,04
		OBJ <sub>P2</sub>	7,91 $\pm$ 4,04	8,87 $\pm$ 4,14
MS	FAD <sub>1</sub>	OBJ <sub>P1</sub>	3,30 $\pm$ 2,11	4,89 $\pm$ 3,18
		OBJ <sub>P2</sub>	6,24 $\pm$ 2,72	9,41 $\pm$ 5,82
	FAD <sub>2</sub>	OBJ <sub>P1</sub>	2,01 $\pm$ 1,73	3,34 $\pm$ 1,85
		OBJ <sub>P2</sub>	3,89 $\pm$ 2,87	4,98 $\pm$ 2,63

Legenda:  $\bar{X}$  - média;  $S$  - desvio-padrão;  $P_{vel}$  - pico da velocidade; DT - diferença temporal; PFP - pico da força de preensão; MS - margem de segurança; FAD<sub>1</sub> - antes do protocolo de fadiga dos músculos da preensão e FAD<sub>2</sub> - com músculos da preensão fadigados; OBJ<sub>P1</sub> - levantamento do objeto sem peso adicional (431 g); OBJ<sub>P2</sub> - segundo levantamento do objeto com peso adicional (627 g).

Os resultados da ANOVA 3-way para análise do efeito do “grupo”, da “fadiga”, do “peso do objeto” e das suas interações nos parâmetros do controle da força de preensão podem ser observados na Tabela 13. Como pode ser observado, indivíduos de ambos os grupos realizaram a tarefa funcional transição com velocidade de movimentos similares entre condições de “fadiga” e “peso do objeto”. Ainda, a DT não foi alterada entre as condições de “grupo”, “fadiga” e “peso do objeto”. Entretanto, foram encontrados efeitos do “grupo”, do “peso do objeto” e da sua interação nos parâmetros PFP e MS.

**Tabela 13** – Resultados das ANOVAs 3-way para análise do efeito do “grupo” (controle e experimental), da “fadiga” (sem e com fadiga dos músculos da preensão), do “peso do objeto” (sem e com peso adicional) e das suas interações nos parâmetros do controle da força de preensão manual durante a tarefa funcional transição.

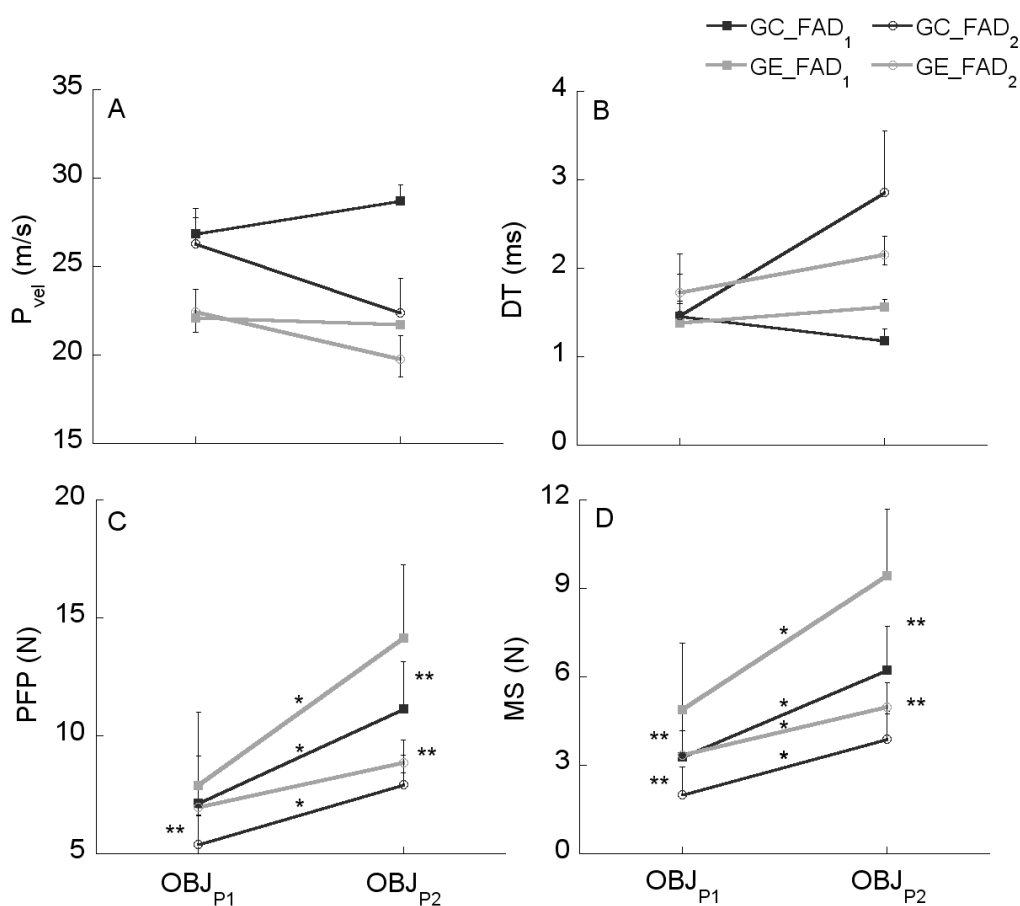
Parâmetros do controle da força de preensão manual durante a tarefa funcional transição	Variáveis independentes e suas interações	Estatística <i>F</i>	Valor de <i>p</i>
<i>P<sub>vel</sub></i>	Grupo	1,647	0,216
	Fadiga	1,378	0,256
	Peso do objeto	1,449	0,244
	Grupo x Fadiga	0,520	0,480
	Grupo x Peso do Objeto	0,049	0,828
	Fadiga x Peso do Objeto	2,466	0,134
	Grupo x Fadiga x Peso do objeto	0,475	0,499
<i>DT</i>	Grupo	0,003	0,959
	Fadiga	0,701	0,413
	Peso do objeto	0,449	0,511
	Grupo x Fadiga	0,061	0,808
	Grupo x Peso do Objeto	0,036	0,852
	Fadiga x Peso do Objeto	0,294	0,594
	Grupo x Fadiga x Peso do objeto	0,158	0,696
<i>PPF</i>	Grupo	1,038	0,332
	Fadiga	19,212	<b>0,0001*</b>
	Peso do objeto	40,923	<b>0,0001*</b>
	Grupo x Fadiga	0,231	0,637
	Grupo x Peso do Objeto	0,505	0,487
	Fadiga x Peso do Objeto	10,487	<b>0,005*</b>
	Grupo x Fadiga x Peso do objeto	2,534	0,129
<i>MS</i>	Grupo	2,475	0,133
	Fadiga	18,603	<b>0,0001*</b>
	Peso do objeto	41,984	<b>0,0001*</b>
	Grupo x Fadiga	1,082	0,312
	Grupo x Peso do Objeto	0,604	0,447
	Fadiga x Peso do Objeto	6,781	<b>0,018*</b>
	Grupo x Fadiga x Peso do objeto	1,443	0,245

Legenda: *P<sub>vel</sub>* - pico da velocidade; *DT* – diferença temporal; *PPF* - pico da força de preensão; *MS* – margem de segurança.

\*Diferença estatisticamente significativa para  $p < 0,05$ .

No Gráfico 6 podem ser visualizadas as diferenças entre grupos e condições de fadiga dos músculos da preensão no controle da força de preensão durante a tarefa funcional transição para levantamento do objeto sem e com aumento de peso. Como mostrado no Gráfico 6C, o GC apresentou maior PFP no levantamento do objeto com peso adicional nas duas condições de fadiga ( $FAD_1: t = -5,301; p = 0,0005$ ;  $FAD_2: t = -3,374; p = 0,0025$ ); enquanto o GE aplicou maior PFP ao levantar o objeto mais pesado somente antes do

protocolo de fadiga ( $t = -4,343$ ;  $p = 0,001$ ). Ainda, o GC mostrou decréscimo no PFP com os músculos da preensão fadigados, nas duas condições de peso do objeto: OBJ<sub>P1</sub> ( $t = 2,783$ ;  $p = 0,0105$ ) e OBJ<sub>P2</sub> ( $t = 6,428$ ;  $p = 0,0005$ ; Gráfico 6); o GE também apresentou menor PFP quando o objeto foi levantado na presença de fadiga, entretanto somente na condição OBJ<sub>P2</sub> ( $t = 2,936$ ;  $p = 0,0085$ ). Ambos os grupos apresentaram maior MS (Gráfico 6D) quando levantaram o objeto com peso adicional nas duas condições fadiga. Assim, o GC mostrou diferença entre OBJ<sub>P1</sub> e OBJ<sub>P2</sub> antes do protocolo de fadiga ( $t = -4,525$ ;  $p = 0,0005$ ) e com fadiga dos músculos da preensão ( $t = -3,729$ ;  $p = 0,0025$ ; Gráfico 6); enquanto o GE também mostrou diferença entre OBJ<sub>P1</sub> e OBJ<sub>P2</sub> sem fadiga ( $t = -3,979$ ;  $p = 0,003$ ) e com fadiga dos músculos da preensão ( $t = -2,084$ ;  $p = 0,0335$ ). Além disso, a MS diminuiu com a fadiga nos dois grupos. O GC realizou menor MS ao levantar o objeto sem peso adicional ( $t = 4,410$ ;  $p = 0,001$ ) e com peso adicional ( $t = 3,619$ ;  $p = 0,003$ ) e o GE também apresentou menor MS quando levantou o objeto com músculos fadigados nas condições OBJ<sub>P1</sub> ( $t = 1,886$ ;  $p = 0,046$ ) e OBJ<sub>P2</sub> ( $t = 2,825$ ;  $p = 0,010$ ).



**Gráfico 6** – Diferenças entre grupo controle (GC) e grupo experimental (GE) e antes do protocolo de fadiga (FAD<sub>1</sub>) e com os músculos da preensão fadigados (FAD<sub>2</sub>) no controle da força de preensão durante levantamento do objeto sem peso adicional (431g; OBJ<sub>P1</sub>) e com peso adicional (627 g; OBJ<sub>P2</sub>) na “tarefa funcional transição”. Parâmetros: A) Pico da velocidade (P<sub>vel</sub>); B) Diferença temporal (DT); C) Pico da força de preensão (PFP) e D) Margem de segurança (MS). São apresentados valores da média ± erro padronizado. \* Diferença estatisticamente significativa entre condições de peso do objeto (OBJ<sub>P1</sub> e OBJ<sub>P2</sub>) para  $p < 0,05$ . \*\* Diferença estatisticamente significativa entre condições de fadiga dos músculos da preensão (FAD<sub>1</sub> e FAD<sub>2</sub>) para  $p < 0,05$ .

## 5 DISCUSSÃO

### 5.1 Características dos indivíduos

Vários estudos investigaram fatores que interferem na força de preensão, como sexo, idade, dominância, massa corporal, estatura, área de secção transversa do músculo, comprimento da mão, posição da empunhadura, tamanho da empunhadura, postura corporal durante o teste, motivação, instruções, presença de *feedback* (INNES, 1999; RUIZ-RUIZ *et al.*, 2002; BOADELLA *et al.*, 2005; NICOLAY & WALKER, 2005; WU *et al.*, 2008). Grande parte destes fatores foi controlada para evitar que influenciassem na força de preensão.

Os sintomas motores das mãos costumam aparecer entre os graus moderado e intenso da STC e estão relacionados ao envolvimento das fibras motoras do nervo mediano que podem resultar em hipotrofia ténar dependendo da sua cronicidade (PHALEN, 1966; OLSEN & KNUDSON, 2001; LOVE, 2003; FREITAS & MELO, 2005; KAROLCZAK *et al.*, 2005). Neste estudo, com exceção de um indivíduo (indivíduo nº 10; Tabela 5), todos apresentaram STC moderada ou intensa pela classificação de gravidade dos sintomas e do estado funcional. Além disso, o GE mostrou aumento do limiar de sensibilidade tátil e prejuízo claro da destreza manual em todas as condições do MPUT. Apesar dos comprometimentos identificados, nenhum indivíduo do GE apresentou hipotrofia ténar.

A média de gravidade dos sintomas ( $3,76 \pm 1,08$ ) foi determinada por alteração em todos os domínios do questionário (dor, dormência, fraqueza, formigamento, capacidade funcional) confirmando os sintomas avaliados usualmente no diagnóstico clínico da doença

(LOVE, 2003; TURRINI *et al.*, 2005; LIU *et al.*, 2007; HEEBNER & RODDEY, 2008). A média do estado funcional ( $3,69 \pm 0,69$ ) mostrou que o GE apresenta dificuldades em tarefas cotidianas que envolvem o uso da mão. Desta forma, pode-se evidenciar o comprometimento que a STC causa em diversas atividades de vida diária. As alterações do GE nos testes deste estudo confirmam afirmação de Flanagan & Johansson (2002) de que o controle sensoriomotor necessário para manipulação é alterado na presença de prejuízo da sensibilidade tátil.

Foi identificado que o GE apresenta déficit no limiar de sensibilidade tátil. Isto está associado a um aumento do limiar de condução das fibras nervosas avaliadas (GELBERMAN *et al.*, 1983; BEAR-LEHMAN & ABREU, 1989; CHIARI-GRISAR *et al.*, 2006; SZABO *et al.*, 1999). Estudos prévios relataram prejuízo de sensibilidade em indivíduos com STC (THONNARD *et al.*, 1999; LOWE & FREIVALS, 1999), outras doenças que envolvem lesão nervosa (HERMSDÖRFER, HAGL & NOWAK, 2004; HERMSDÖRFER *et al.*, 2008) e doenças neurológicas (HERMSDÖRFER, HAGL & NOWAK, 2004; ARUIN, 2005; IYENGAR *et al.*, 2009).

O GE apresentou prejuízo na destreza manual identificado por maior tempo na execução MPTU do que o GC. Este achado difere da investigação realizada por Thonnard *et al.* (1999) que mostrou que a habilidade manual está preservada na STC. No entanto, a presente pesquisa difere deste estudo no teste utilizado para avaliação funcional de membro superior. Enquanto Thonnard *et al.* (1999) avaliaram a destreza manual com o *Pegboard Test*, que possui tarefas que priorizam precisão e velocidade; o MPUT, escolhido para a presente pesquisa, tem sido especialmente indicado para testar a função manual nas compressões do nervo mediano, já que inclui em uma de suas etapas, a realização do teste sem auxílio da informação visual (MPTU<sub>OF</sub>), o que permite avaliar a acuidade sensorial dos dedos (CHIARI-GRISAR *et al.*, 2006). O GE mostrou valores superiores aos do GC quando o Teste de



Moberg foi realizado de olhos fechados. De acordo com Moberg (1958), quando o indivíduo possui sensibilidade normal, isso pode ser visto “inclusive de olhos fechados”. Indivíduos saudáveis usualmente completam a primeira parte do teste (MPTU<sub>OA</sub>) em 20 s (CHIARI-GRISAR *et al.*, 2006), o que é similar aos resultados encontrados para o GC desta pesquisa.

## 5.2 Efeito da STC nos parâmetros da força de preensão

Este subitem teve como finalidade comparar os grupos a fim de determinar o efeito da STC nos parâmetros da força de preensão. Os resultados foram interpretados considerando os parâmetros: *i*)  $F_{\max}$ ; *ii*)  $T_{F_{\max}}$ ; *iii*) TDF; *iv*)  $A_{F_{\max}}$ . Todos estes parâmetros foram significativamente diferentes entre grupos e puderam identificar o comprometimento motor existente no GE.

O GE apresentou  $F_{\max}$  menor do que GC. O prejuízo da  $F_{\max}$  tem sido mostrado em indivíduos com STC (FERNANDEZ-DE-LAS-PEÑAS *et al.*, 2009), em indivíduos saudáveis após compressão experimental do nervo mediano (KOZIN *et al.*, 1999) e em indivíduos com outras doenças que alteram a função manual (MYERS, GRENNAN & PALMER, 1980; HELLIWELL; HOWE & WRIGHT, 1987; STELMACH *et al.*, 1989; SANDE *et al.*, 2001; ANDRIA *et al.*, 2006; ATIVISSIMO *et al.*, 2009). Fernandez-de-las-penãs *et al.* (2009) avaliaram a força máxima de preensão de precisão de cada dedo individualmente em mulheres com STC unilateral e mostraram que esses indivíduos apresentam déficit de força bilateralmente (FERNÁNDEZ-DE-LAS-PEÑAS, 2009). Kozin *et al.* (1999) investigaram o efeito do bloqueio do nervo mediano em voluntários saudáveis e mostraram que a anestesia provocou decréscimo da  $F_{\max}$  de 32 %. Outras doenças também apresentaram prejuízo da  $F_{\max}$ . Helliwell, Howe & Wright (1987) mostraram que artríticos apresentaram somente 25 % da  $F_{\max}$  em relação à população não-artrítica. Em pacientes com doença de Parkinson, a  $F_{\max}$

foi menor do que em idosos e adultos jovens (STELMACH *et al.*, 1989). Também foi identificado por Sande *et al.* (2001), um decréscimo na  $F_{max}$  em indivíduos com doenças osteomusculares relacionadas ao trabalho (DORT) moderada, e decréscimo ainda maior da  $F_{max}$  no indivíduos com DORT severa quando comparados com o GC.

O GE necessitou de  $T_{Fmax}$  aproximadamente 3 vezes maior do que o GC. Embora em menores proporções, esta diferença entre pacientes e controles foi mencionada anteriormente em dois estudos que investigaram indivíduos com artrite reumatóide e com doença de Parkinson (MYERS, GRENNAN & PALMER, 1980; HELLIWELL, HOWE & WRIGHT, 1987; STELMACH *et al.*, 1989). No primeiro, foi mostrado que pacientes demoraram 2,4 vezes mais tempo para atingir 95 % da  $F_{max}$  e; enquanto no segundo, demoraram 1,3 vezes mais tempo do que o GC para atingir a  $F_{max}$  (MYERS, GRENNAN & PALMER, 1980; HELLIWELL, HOWE & WRIGHT, 1987). Indivíduos com doença de Parkinson demoraram quase 2 vezes mais tempo para atingir a  $F_{max}$  do que idosos e adultos jovens (STELMACH *et al.*, 1989). Tem sido mostrado que este parâmetro depende do padrão de atividade das unidades motoras e é independente da  $T_{Fmax}$  (HELLIWELL, HOWE & WRIGHT, 1987; NOVO JR, 1998).

Pacientes com STC apresentaram TDF menor do que o GC. Em indivíduos com doença de Parkinson, a TDF foi menor tanto para homens quanto para mulheres quando comparado com o GC. Alguns autores sugeriram a utilização desta variável para discriminar a mensuração da resposta de pacientes à terapia com anti-inflamatórios (MYERS & PALMER *apud* HELLIWELL, HOWE & WRIGHT, 1987; ATIVISSIMO *et al.*, 2009). Este parâmetro tem sido relacionado com a habilidade em produzir força rapidamente. A diferença na TDF apresentada pelo GE neste estudo pode ter uma repercussão forma negativa nos movimentos que envolvem a manutenção da estabilidade (HOLTERMANN *et al.*, 2007; MEBES *et al.*, 2008).

A  $A_{F_{max}}$  foi menor no GE do que no GC. Este parâmetro também foi diferente para indivíduos com doença de Parkinson (ANDRIA *et al.*, 2006; ATIVISSIMO *et al.*, 2009). Além disso, os autores destacaram que a  $A_{F_{max}}$  permitiu identificar de forma clara as principais diferenças entre estes grupos com e sem doença de Parkinson (ANDRIA *et al.*, 2006). O formato da curva de força-tempo de preensão é determinado pelas características do sistema neuromuscular do indivíduo e sua habilidade em desenvolver força muscular durante um período de tempo. É considerada uma medida completa por refletir alterações de todas as fases da preensão manual - fase de contração (concêntrica), força máxima, manutenção (contração isométrica) e desprendimento (ANDRIA *et al.*, 2006; SHECHTMAN, SINDHU & DAVENPORT, 2007; ATIVISSIMO *et al.*, 2009). Destaca-se, ainda, que seu valor é menos relacionado à  $F_{max}$  do que os demais, assim a influência da cooperação do paciente durante os testes (motivação) de CVM – o que muitas vezes é um fator limitante na avaliação da força - é minimizada (BYRD, 1982; NOVO JR, 1998). De acordo com Byrd (1982), é uma boa opção para avaliar resistência muscular, já que é mais consistente do que o valor absoluto do tempo de resistência durante contração isométrica. Sendo assim, como diferentes parâmetros estão envolvidos no valor da área sob a curva, sugere-se que este parâmetro quantifica o comprometimento motor de forma geral.

Este estudo verificou que alterações no comprometimento motor de indivíduos com STC envolveram: força máxima menor e diminuição da velocidade de contração muscular (aumento do  $T_{F_{max}}$  e diminuição da TDF). Diferentes mecanismos, como os fatores neurais, frequência de disparos e o recrutamento dos motoneurônios, área de secção cruzada, tipo de fibra muscular e propriedades do sistema músculo-tendíneo (SAHALI *et al.*, 2001; BARRY, WARMAN & CARSON, 2005; HOLTERMANN *et al.*, 2007; CORVINO *et al.*, 2009) podem influenciar na curva força-tempo de preensão. Algumas hipóteses são sugeridas para explicar as alterações dos parâmetros encontrados para os indivíduos deste estudo. A primeira

é que os graus moderado e intenso da STC (mostrados pelos escores do Questionário de Boston) em praticamente todos os indivíduos do GE tenha causado alguma fraqueza nos músculos inervados pelo nervo mediano. Szabo *et al.* (1999) mostraram que a força está associada aos escores de gravidade dos sintomas da STC; assim, quanto piores mais são os sintomas da STC maiores prejuízos na força de preensão são esperados. Outra hipótese é que a força de preensão seja influenciada por mecanismos de sensibilização causados pela dor localizada ou durante contração dos músculos que se originam no retináculo flexor (NAKAMICHI *et al.*, 1997; GEERE *et al.*, 2007). Esta suposição é suportada pelo modelo de adaptação da dor que sugere que, na presença de dor, a estratégia motora é reorganizada, por meio de decréscimo da atividade da musculatura agonista a fim de limitar a velocidade e a força (SANDE *et al.*, 2001; GEERE *et al.*, 2007). O decréscimo bilateral da força mostrado por Fernandez-de-las-peñas *et al.* (2009) sugere, também, uma adaptação neural do sistema nervoso central seguido da neuropatia, com diminuição do estímulo central aos dedos individualmente e decréscimo da função muscular geral (DUN, KAUFMANN & LI, 2007). Por fim, a última hipótese é que a gravidade da STC possa comprometer a frequência de disparo de todas as unidades motoras, simultaneamente, o que é importante durante a CVM, quando todas as unidades motoras são ativadas máxima e simultaneamente (KOUZAKI, SHINOHARA & FUKUNAGA, 2000; SANDE *et al.*, 2001; SHECHTMAN, SINDHU & DAVENPORT, 2007). Entretanto, outras pesquisas são necessárias para que essas variáveis sejam isoladas a fim de verificar de cada hipótese. Deve-se ressaltar também, que durante as medidas de força de preensão, os músculos intrínsecos não podem ser isolados dos músculos extrínsecos da mão (SCHREUDERS *et al.*, 2004; POOLE, 2009), este fator deve ser considerado durante a análise força de preensão muscular de indivíduos com STC na presença de lesões associadas em membros superiores.

### 5.3 Associação entre parâmetros da força de preensão e características dos indivíduos com STC

Diferentes métodos são utilizados para avaliar o comprometimento motor nos membros superiores como questionários (LEVINE *et al.*, 1993; OFALE, 1995; CHIARI-GRISAR *et al.*, 2006; POOLE, 2009), exame clínico da musculatura (PHALEN, 1966; LOVE, 2003; SCHREUDERS *et al.*, 2004), teste de força manual (SCHREUDERS *et al.*, 2004, AGABEJI *et al.*, 2006), testes de destreza manual (DESROSIERS *et al.*, 1999; AMIRJANI *et al.*, 2007; VEN-STEVENSON *et al.*, 2009), eletroneuromiografia (CHAN *et al.*, 2007) e testes de força de preensão manual (INNES, 1999; ANDRIA *et al.*, 2006). No entanto, ressalta-se a importância de que estas avaliações evidenciem características clínicas da STC e sejam de simples aplicação. O teste de força de preensão máxima, por exemplo, é bastante utilizado em consultórios por possibilitar medida objetiva da força e pela sua praticidade de aplicação (INNES, 1999). Entretanto, apesar de fornecer uma informação importante, esta é uma avaliação limitada da força muscular (NICOLAY & WALKER, 2005), especialmente em indivíduos com algum comprometimento de membro superior que podem apresentar diminuição da velocidade de contração muscular associado ao decréscimo de força máxima (KAY *et al.*, 2000). Desta forma, destaca-se a inexistência de um critério padrão – e simples – para avaliar a função manual na STC (STAMM *et al.*, 2003).

A fim de avaliar a aplicabilidade dos parâmetros da força de preensão na avaliação da função muscular decorrente da compressão do nervo mediano, os mesmos foram comparados com três testes que avaliam aspectos diferentes da STC. O Questionário de Boston classifica os sintomas e as atividades manuais mais comprometidas pela STC, tendo sido especialmente desenvolvido para a STC (LEVINE *et al.*, 1993). O teste de sensibilidade tátil, por sua vez, é usado para avaliar o limiar de condução nervosa nas estruturas supridas pela porção distal do

nervo mediano (polegar, dedos indicador, médio e anular) (PHALEN, 1966; LOVE, 2003). Por fim, diferente dos testes que avaliam puramente a sensibilidade (como o teste de sensibilidade com monofilamentos de *Semmes-Weinstein*) ou a destreza manual (como *Pergboard Test*, TEMP A), o MPTU avalia a sensibilidade dos indivíduos com STC no aspecto funcional do movimento (MOBERG, 1958; STAMM *et al.*, 2003). Desta forma, todas as variáveis das características selecionadas para os testes de associação com os parâmetros da força de preensão estiveram focados em diferentes aspectos da função manual dos pacientes com STC.

A investigação das associações entre parâmetros da força de preensão e características do GE destacou dois parâmetros que reuniram um maior número de correlações: *i*) destreza manual - MPUT<sub>OF</sub> para os parâmetros da preensão e *ii*) T<sub>Fmax</sub> para as características do GE. Estudo prévio em pacientes com artrite reumatóide, também identificou uma correlação moderada entre a F<sub>max</sub> (mensurada com dinamômetro pneumático) e o MPUT em indivíduos com AR (STAMM *et al.*, 2003). Assim, sugere-se que um aumento no T<sub>Fmax</sub> indica um quadro clínico pior para a STC, marcado por sintomas de dor, dormência, formigamento e fraqueza mais acentuados e freqüentes, dificuldades na realização de atividades diárias como abrir a tampa de um vidro; prejuízo de sensibilidade e na realização de movimentos que envolvem manipulação de precisão como pegar objetos pequenos. Adicionalmente, todos os parâmetros da força de preensão, exceto o T<sub>Fmax</sub>, estiveram relacionados a uma alteração no tempo de execução do teste MPUT<sub>OF</sub>.

Assim, os resultados estatísticos apresentados pelos testes de correlação suportaram a aplicabilidade dos parâmetros da força de preensão, especialmente o T<sub>Fmax</sub>, para avaliação das características de indivíduos com STC. Os valores de correlação encontrados com o teste MPUT<sub>OF</sub> podem indicar que o comprometimento motor na capacidade de produção e desenvolvimento de força máxima de indivíduos com STC seja predominantemente

decorrente da diminuição da acuidade sensorial (CHIARI-GRISAR *et al.*, 2006). Assim, o teste de força de preensão com o protocolo adotado neste estudo mostrou ser um instrumento objetivo – e prático – para avaliação da função manual na STC.

#### 5.4 Efeito da STC no controle da força de preensão durante tarefas funcionais

A discussão do controle da força de preensão durante tarefas funcionais está apresentada em dois subitens principais: variáveis de temporais e de força.

##### 5.4.1 Efeito da STC e da fadiga nas variáveis temporais

A velocidade foi controlada neste estudo já que Iyengar, Santos & Aruin (2009) mostraram que o  $P_{vel}$  influencia no PFP durante a manipulação de objetos. Assim, o controle da força de preensão foi analisado considerando velocidades do movimento semelhantes entre grupos e condições de fadiga para “tarefa funcional beber” e, adicionalmente entre condições de peso do objeto para “tarefa funcional transição”. Este resultado era esperado já que as repetições do protocolo experimental das tarefas funcionais foram pareadas pelo  $P_{vel}$  (ver métodos) similar ao método realizado por Kanekar, Santos & Aruin (2008) durante a investigação de um protocolo de fadiga no controle motor da postura.

Sabe-se que quando um objeto é movimentado, a força tangencial varia devido à aceleração do objeto, que é acompanhado por uma variação simultânea da força de preensão (JOHANSSON & WESTLING, 1984; NOWAK & HERMSDÖRFER, 2006). O GE mostrou uma DT semelhante ao GC durante as tarefas funcionais. Este resultado foi verificado independente de os músculos da preensão estarem fadigados e independente do peso do objeto. A variação dos valores de DT encontrada nesta pesquisa foi similar a estudos

anteriores que mostraram uma DT de -10 a 26 ms em indivíduos saudáveis (controles) (IYENGAR *et al.* 2009; NOWAK *et al.*, 2002). Desta forma, o GE foi capaz de prever com precisão as alterações da força tangencial previamente ao movimento, ou seja, de força antecipatória. Outros estudos mostraram que pacientes com prejuízo de sensibilidade cutânea dos dedos apresentam acoplamento temporal entre as forças de preensão e tangencial (JOHANSSON & WESTLING, 1984; NOWAK *et al.*, 2002). Estes autores sugerem que o comando motor para o acoplamento temporal não é dependente direto do *feedback* sensorial dos mecanorreceptores da ponta dos dedos, mas sim mediado centralmente (NOWAK *et al.*, 2002; NOWAK & HERMSDÖRFER, 2003; HERMSDÖRFER *et al.*, 2003). Além disso, de acordo com Nowak *et al.* (2006), a dissociação entre forças de preensão e tangencial é dificilmente observada quando comparada com as oscilações na magnitude da força muscular. Isto pode justificar o fato de a fadiga dos músculos da preensão dos indivíduos investigados não ter alterado a DT durante a manipulação do objeto.

#### 5.4.1.1 Efeito da STC nas variáveis de força na ausência de fadiga

O presente estudo mostrou que o GE aplicou excessivas durante as tarefas funcionais, principalmente na “tarefa funcional beber” na qual teve PFP 34,57 % maior do que o GC. Este achado pode estar relacionado ao decréscimo da informação sensorial dos dedos que é usualmente encontrada nestes indivíduos. Todos os indivíduos avaliados neste trabalho apresentaram alguma alteração sensorial quando a ponta dos dedos foi avaliada com os monofilamentos de *Semmes-Weinstein* (Tabela 7). O efeito deletério do déficit sensorial dos dedos no controle da força de preensão tem sido investigado em vários estudos. Nowak & Hemsdörfer (2003) observaram maior força de preensão em pacientes com sensibilidade reduzida do que indivíduos controle. Este aumento na preensão foi de 30 a 50 % maior em



todos os estágios do movimento de levantar o objeto. Adicionalmente, força de preensão excessiva durante a manipulação do objeto foi relatada em pacientes com grande déficit sensorial como na deaferentação somatossensorial crônica (HERMSDÖRFER *et al.*, 2008), acidente vascular cerebral (HERMSDÖRFER *et al.* 2003; ARUIN, 2005), lesão nervosa periférica (THONNARD *et al.*, 1999; NOWAK & HERMSDÖRFER, 2003; SCHENKER *et al.*, 2006), cerebelopatias (FELLOWS *et al.*, 2001) e esclerose múltipla (IYENGAR *et al.*, 2009). Sendo assim, indivíduos com STC podem ser incluídos entre estes pacientes que apresentam alteração no controle da força de preensão.

Uma das questões do presente estudo foi investigar se a força de preensão em pacientes com STC é alterada quando o objeto é levantado com peso adicional. Ambos os grupos (GC e GE) aumentaram o PFP e MS quando manipularam o objeto com peso adicional. Desta forma, foram capazes de utilizar um levantamento para aumentar a força de preensão de acordo com a nova propriedade do objeto. Este resultado está de acordo com achados prévios de Thonnard *et al.* (1999), que investigou o controle da força de preensão em indivíduos com STC durante levantamento de um objeto a aproximadamente 5 cm acima da mesa utilizando preensão entre o polegar e o dedo indicador, e verificou que pacientes com STC aumentaram sua força de preensão de acordo com diferentes características do objeto utilizando maior força de preensão para superfícies mais escorregadias. De forma similar, Lowe & Freivalds (1999) observaram que sujeitos com STC mantiveram a habilidade em modular e força de preensão quando uma força aplicada externamente foi alterada de forma dinâmica. Adicionalmente, outros estudos mostraram que a habilidade em adaptar a força de preensão de acordo com a característica do objeto não depende da integridade da sensibilidade nos dedos. Por exemplo, foi demonstrado que indivíduos com anestesia cutânea nos dedos que realizaram levantamentos repetidos durante tarefa de pegar e levantar objetos, foram capazes de adaptar a força de preensão a uma nova superfície do objeto (JOHANSSON &

WESTLING,1984; NOWAK *et al.*, 2002). Os sujeitos ajustaram sua força de preensão na sua segunda tentativa (NOWAK *et al.*, 2002). Desta forma, de acordo com os resultados da presente investigação, indivíduos com STC aumentam a força de preensão quando o peso do objeto é alterado e esta adaptação é observada imediatamente após primeiro levantamento do objeto.

#### 5.4.1.2 Efeito da STC nas variáveis de força na presença de fadiga

Este estudo mostrou que durante manipulação do objeto com músculos da preensão fadigados, a força aplicada pelos indivíduos, tanto do GC quanto do GE diminui de forma geral em ambas as tarefas – de forma mais evidente na tarefa funcional transição. Além disso, não foram verificadas as diferenças de força entre grupos quando a tarefa foi realizada com músculos fadigados, provavelmente devido a um decréscimo de força mais pronunciado para o GE do que para o GC.

A diminuição na força de preensão máxima pode ser explicada pela queda no número de unidades motoras ativas e aumento no tempo de resposta muscular quem ocorrem devido a uma menor velocidade de condução da fibra muscular durante a fadiga (GATES & DINGWELL, 2008). Entretanto, para realização das tarefas funcionais são necessárias força de preensão muito abaixo da força de preensão máxima dos indivíduos, já que o objeto utilizado no estudo pesou no máximo 627 g. Assim, sugere-se que estratégias centrais tenham sido responsáveis pelo decréscimo nas forças de preensão durante a manipulação do objeto instrumentado, a fim de manter a estabilidade do movimento. Pesquisas têm mostrado que o efeito da fadiga pode envolver estratégias compensatórias centrais. De acordo com Corcos *et al.* (2002), mudanças do SNC que ocorrem para reduzir o efeito de fadiga periférica e prevenir pior desempenho representam uma “estratégia de fadiga central”. Estudo de Danion, Latash &

Zatsiorsky (2001) avaliou que o decréscimo de aproximadamente 33 % da força máxima do dedo indicador levou a uma diminuição do recrutamento deste dedo na produção de força máxima multi-digital durante a tarefa de pressionar e isso ocorreu a fim de propiciar uma recuperação mais rápida deste dedo e reintegração à sinergia do movimento. Corcos *et al.* (2002) identificou um decréscimo no pico de torque muscular em movimentos de flexão rápida do cotovelo após protocolo de fadiga. Além disso, Corcos *et al.* (2002) referiram alteração do padrão temporal de ativação muscular, com maior duração dos trens de pulso da musculatura agonista e atraso da ativação muscular do antagonista para que as conseqüências cinemáticas da fadiga muscular fossem menores. Kanekar, Santos & Aruin (2008) identificaram que a estabilidade postural dinâmica, avaliada pelo deslocamento do centro de oscilação de pressão (COP), não foi comprometida pelo protocolo de fadiga em músculos posturais e focais (deltóide).

Além disso, com os músculos fadigados, o GE não alterou sua força de preensão quando levantou pela segunda vez o objeto com peso adicional, entretanto, aumentou a MS em 93,87 % quando comparada com o levantamento do objeto sem o peso adicional. Como a MS é calculada utilizando o valor da força de preensão estática (média de força de preensão quando o objeto é mantido parado a uma determinada altura) pode-se sugerir que a força de preensão tenha sido aumentada no decorrer da tarefa de transição e não de forma antecipatória. De acordo com Flanagan, Bowman & Johansson (2006), quando o objeto é manipulado com dinâmica não-usual, neste caso, sob sensação de fadiga, podem ser necessários levantamentos repetidos para adaptar a força de preensão às propriedades do objeto. Portanto, quando os músculos da preensão estão fadigados pode ser preciso mais do que um levantamento para que indivíduos com STC possam adaptar o PFP à força tangencial. Sugere-se ainda, que como a força de preensão aplicada pelos indivíduos com STC ultrapassa seguramente o máximo do pico da força tangencial quando o movimento inicia, não seria

necessária uma força maior imediatamente após o aumento de peso do objeto para realizar a tarefa com sucesso (NOWAK *et al.*, 2002). Entretanto, isso pode implicar em maiores riscos de deslizamentos acidentais do objeto pelos indivíduos com STC já que conforme Nowak *et al.* (2002) & Hermsdörfer *et al.* (2003) afirmam, o aumento das forças de preensão é uma estratégia de controle provisória presente quando o sistema trabalha de forma subótima.

## 6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir deste estudo, foi possível analisar o comprometimento motor causado pela compressão do nervo mediano em diferentes aspectos da preensão manual. Serão destacados os achados principais desta investigação relativos à: *i*) parâmetros força de preensão; *ii*) associações entre os parâmetros de força de preensão e características dos indivíduos com STC e *iii*) controle da força de preensão de indivíduos com STC em tarefas funcionais.

Os indivíduos com STC tiveram todos os parâmetros da força de preensão alterados: mostraram aumento do  $T_{F_{max}}$  e diminuição da  $F_{max}$ , da TDF e da  $A_{F_{max}}$ . Desta forma, estes pacientes podem ter seu desempenho diminuído principalmente em movimentos que perturbem a estabilidade da preensão, por exemplo, enquanto um objeto é segurado. Estas informações podem ser utilizadas para detectar mudanças na função muscular de pacientes com STC de forma mais objetiva.

Os testes de correlação entre os parâmetros da força de preensão e as características dos indivíduos com STC deram suporte à utilização do teste de força de preensão para avaliar a função manual destes indivíduos. Os resultados das associações apontaram que o  $T_{F_{max}}$  possa ser o melhor parâmetro para indicar comprometimento da função manual na STC. Além disso, foi identificado que, com exceção do  $T_{F_{max}}$ , todas as variáveis da força de preensão estiveram relacionadas com a destreza manual. Isto indica uma associação entre a acuidade sensorial e a capacidade de produção da força. Sendo assim, sugere-se que trabalhos futuros investiguem a sensibilidade destes parâmetros para avaliar as características da STC.

A análise controle da força de preensão durante manipulação de objetos trouxe informações adicionais em relação à habilidade motora de indivíduos com STC. O

acoplamento temporal entre as forças de preensão e tangencial esteve preservado independente da presença de STC, fadiga dos músculos da preensão e do peso do objeto. Durante a manipulação do objeto sem fadiga muscular, os indivíduos com STC aplicaram forças excessivas e maiores forças de preensão imediatamente no segundo levantamento do objeto com peso adicional. A repetição do teste com os músculos da preensão fadigados, por sua vez, implicou em decréscimo da força aplicada em ambos os grupos. Adicionalmente, indivíduos com STC não mostraram aumento do pico da força de preensão quando o objeto foi levantado com peso adicional. Estes achados sugerem que a sensibilidade é importante evitar aplicação de forças de preensão excessivas em tarefas funcionais e que a manipulação de objetos com músculos da preensão fadigados pode aumentar a probabilidade de deslizamentos acidentais, especialmente em indivíduos com STC. Este conhecimento pode ser útil no desenvolvimento de estratégias adicionais durante a neuroreabilitação destes pacientes, a fim de evitar possíveis desestabilizações da força de preensão quando os indivíduos apresentam cansaço nas mãos e nos braços.

## 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGABEGI, S. S.; FREIBERG; R. A.; PLUNKETT, J. M.; STERN, P. J. Thumb abduction strength measurement in carpal tunnel syndrome. **The Journal of Hand Surgery**. v. 32A, p. 859-866, 2006.

AMELI, M.; DAFOTAKIS, M.; FINK, G. R.; NOWAK, D. A. Predictive force programming in the grip-lift task: the role of memory links between arbitrary cues and object weight. **Neuropsychologia**. v. 46, p. 2383–2388, 2008.

AMIRJANI, N.; ASHWORTH, N. L.; GORDON, T.; EDWARDS, D. C.; CHAN, M. Normative values and the effects of age, gender, and handedness on the moberg pick-up test. **Muscle & Nerve**. v. 35, p. 788-792, 2007.

ANDRIA, G.; ATTIVISSIMO, F.; GIAQUINTO, G.; LANZOLLA, A. M. L.; QUAGLIARELLA, L.; SASANELLI, N. Functional evaluation of handgrip signals for parkinsonian patients. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**. v. 55, p. 1467-1473, 2006.

ANSELMO, M. A. C.; BURINI, R. C. Antropometria: aspectos históricos e visão crítica. **Cadernos de nutrição (SBAN)**. São Paulo, v. 3, p. 11-25, 1991.

ARUIN, A. S. Support-specific modulation of grip force in individuals with hemiparesis. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 86, p. 768-775, 2005.

ATROSHI, I.; GUMMESSON, C.; JOHNSON, R.; ORNSTEIN, E.; RANSTAM, J.; ROSEN, I. Prevalence of carpal tunnel syndrome in a general population. **JAMA**. v. 282, p. 153-158, 1999.

ATTIVISSIMO; F.; CAVONE, G.; LANZOLLA; A. M. L.; SAVINO, M. Application of hand grip signals for an objective evaluation of parkinson disease: analysis and comparison with standard functional clinical tests. **Measurement**. v. 42, p. 1123–1130, 2009.

BARBOSA, V. R. N.; DANTAS, F. G.; CARDOSO, M. A. A.; MEDEIROS, J. L. A. M. Dor e parestesia nos membros superiores e diagnóstico da síndrome do túnel do carpo. **Arq Neuropsiquiatr**. v. 64, p. 997-1000, 2006.

BARR, A. E.; BEAR-LEHMAN, J. Biomechanics of the wrist and hand. In: Nordin, M.; Frankel, V. H. **Basic Biomechanics of the Muskuloskeletal System**. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2001, p. 358-387.

BARRY, B. K.; WARMAN, G. E.; CARSON, R. G. Age-related differences in rapid muscle activation after rate of force development training of the elbow flexors. **Exp Brain Res.** v. 162, p. 122–132, 2005.

BAUTMANS, I.; GORUS, E.; NJEMINI, R.; METS, T. Handgrip performance in relation to self-perceived fatigue, physical functioning and circulating IL-6 in elderly persons without inflammation. **BMC Geriatrics.** v. 7, *in press*, 2007.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências: Desvendando o sistema nervoso.** Porto Alegre: Artmed, 2002. 855p.

BEAR-LEHMAN, J.; ABREU, B. C. Evaluating the hand: issues in reliability and validity. **Phys Ther.** v. 69, p.1025-1033, 1989.

BOADELLA, J. M.; KUIJER, P. P.; SLUITER, J. K.; FRINGS-DRESEN, M. H. Effect of self-selected handgrip position on maximal handgrip strength. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 86, p. 328-331, 2005.

BOURDIN, C.; TEASDALE, N.; NOUGIER, V.; BARD, C.; FLEURY, M. Postural constraints modify the organization of grasping movements. **Human Movement Science.** v. 18, p. 87-102, 1999.

BURKE, F. D.; WILGIS, E. F. S.; DUBIN, N. H.; BRADLEY, M. J.; SINHA, S. Relationship between the duration and severity of symptoms and the outcome of carpal tunnel surgery. **The Journal of Hand Surgery.** v. 31, p. 1478-1482, 2006.

BURKE, J.; BUCHBERGER, D. J.; CAREY-LOGHMANI, M. T.; DOUGHERTY, P. E.; GRECO, D. S.; DISHMAN, J. D. A pilot study comparing two manual therapy interventions for carpal tunnel syndrome. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics.** v. 30, p. 50-61, 2007.

BYRD, R. Effect of maximal grip strength and initial grip strength on contraction time and on areas under force-time curves during isometric contractions. **Ergonomics.** v. 25, p. 387-392, 1982.

CAMPOS, C. C.; MANZANO, G. M.; ANDRADE, L. B.; CASTELO FILHO, A.; NÓBREGA, J. A. M. Tradução e validação do questionário de avaliação de gravidade dos sintomas e do estado funcional na síndrome do túnel do carpo. **Arq. Neuro-Psiquiatr.** v. 61, p. 51-55, 2003.

CARVALHO G. A.; CHIERICHETTI, H. S. L. Avaliação da sensibilidade cutânea palmar nas aplicações de crioterapia por bolsa de gelo e bolsa de gel. **R. bras. Ci e Mov.** v. 14, p. 23-30, 2006.

CARVALHO, F. N.; CARNEIRO, A. P.; PAULINELLI, R. R.; CARVALHO, T. N. Classificação neurofisiológica da síndrome do túnel do carpo. **Acta fisiatr.** v. 14, p. 190-195, 2007.

CHAN, L.; TURNER, J. A.; COMSTOCK, B. A.; LEVENSON, L. M.; HOLLINGWORTH, W.; HEAGERTY, P. J.; KLIOT, M.; JARVIK, J. G. The relationship between electrodiagnostic findings and patients symptoms and function in carpal tunnel syndrome. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 88, p. 19-24, 2007.



CHANG, E. C.; FLANAGAN, J. R.; GOODALE, M. A. The intermanual transfer of anticipatory force control in precision grip lifting is not influenced by the perception of weight. **Exp Brain Res.** v. 185, p. 319–329, 2008.

CHEUNG, S. S.; REYNOLDS, L. F.; MACDONALD, M. A. B.; TWEEDIE, C. L.; URQUHART, R. L.; WESTWOOD, D. A. Effects of local and core body temperature on grip force modulation during movement-induced load force fluctuations. **Eur J Appl Physiol.** v. 103, p. 59–69, 2008.

CHIARI-GRISAR, C.; KOLLER, U.; STAMM, T. A.; WANIVENHAUS, A.; TRIEB, K. Performance of the disabilities of the arm, shoulder and hand outcome questionnaire and the moberg picking up test in patients with finger joint arthroplasty. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 87, p. 203-206, 2006.

CIPRIANO, J. J. **Manual fotográfico de testes ortopédicos e neurológicos.** Barueri: Manole, 2005. 497p.

COLE, K.J.; STEYERS, C. M.; GRAYBILL, E. K. The effects of graded compression of the median nerve in the carpal canal on grip force. **Exp Brain Res.** v. 148, p. 150–157, 2003.

CORCOS, D. M.; JIANG H-Y.; WILDING, J., GOTTLIEB, G. L. Fatigue induced changes in phasic muscle activation patterns for fast elbow flexion movements. **Exp Brain Res.** v. 142. p. 1–12, 2002.

CORVINO, R. B.; CAPUTO, F.; OLIVEIRA, A. C.; GRECO, C. C.; DENADAI, B. S. Taxa de desenvolvimento de força em diferentes velocidades de contrações musculares. **Rev Bras Med Esporte.** v. 15, p. 428-431, 2009.

CROSBY, C. A.; WEHBÉ, M. A.; MAWR, B. Hand strength: normative values. **J Hand Surg.** v. 19A., p. 665-670, 1994.

CÔTÉ, J. N.; MATHIEU P. A.; LEVIN M. F.; FELDMAN, A. G. Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing. **Exp Brain Res.** v. 146. p. 394–398, 2002.

DANION, F.; LATASH, M. L.; LI, Z-M.; ZATSIORSKY, V. M. The effect of a fatiguing exercise by the index finger on single- and multi-finger force production tasks. **Exp Brain Res.** v. 138, p. 322–329, 2001.

DE FREITAS, P. B.; JARIC, S. Force coordination in static manipulation tasks performed using standard and non-standard grasping techniques. **Exp. Brain Research.** v. 194, p. 605-618, 2009.

DEMPSEY, P. G.; AYOUB, M. M. The influence of gender, grasp type, pinch width and wrist position on sustained pinch strength. **International Journal of Industrial Ergonomics.** v. 17, p. 259-273, 1996.

DEMURA, S.; YAMAJI, S.; NAGASAWA, Y. MINAMI, M. Examination of force-production properties during static explosive grip based on force-time curve parameters. **Perceptual and Motor Skills.** v. 91, p. 1209-1220, 2000.

DESROSIERS, J.; HÉBERT, R.; BRAVO, G.; ROCHETTE, A. Age-related changes in upper extremity performance of elderly people: A longitudinal study. **Experimental Gerontology**. v. 34, p. 393–405, 1999.

DIAS, J. A. **Características da força de preensão manual em judocas: efeitos da postura e da dominância, implicações sobre o equilíbrio e simulação da técnica morote-seionage**. 2009. 131p. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) - Centro de Ciências da Saúde e do Esporte, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, 2009.

DUN, S.; KAUFMANN, R. A.; LI, Z. Lower median nerve block impairs precision grip. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 17, p. 348–354, 2007.

ENOKA, R. M.; STUART, D. G. Neurobiology of muscle fatigue. **J. Appl. Physiol.** v. 72. p. 1631-1648, 1992.

FELLOWS, S. J.; ERNST, J.; SWARTZ, M., TÖPPER, R. NOTH, J. Precision grip deficits in cerebellar disorders in man. **Clinical Neurophysiology**. v. 112, p. 1793-1802, 2001.

FERNANDEZ-DE-LAS-PENÑAS, C.; PÉREZ-DE-HEREDIA-TORRES, M.; MARTÍNEZ-PIÉDROLA, R.; LLAVE-RINCÓN, A. I.; CLELAND, J. A. Bilateral deficits in fine motor control and pinch grip force in patients with unilateral carpal tunnel syndrome. **Exp Brain Res**. v. 194, p. 129–137, 2009.

FLANAGAN, J. R.; JOHANSSON, J. S. **Hand movements**. In. Encyclopedia of the Human Brain. v. 2. USA: Elsevier Science, 2002. p. 399-414.

FLANAGAN, J. R.; BOWMAN, M. C.; JOHANSSON, R. S. Control strategies in object manipulation tasks. **Current Opinion in Neurobiology**. v. 16. p. 650–659, 2006.

FORESTIER, N.; NOUGIER, V. The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. **Neuroscience Letters**. v. 252. p. 187–190, 1998.

FOWLER, N. K; NICOL, A. C. Functional and biomechanical assessment of the normal and rheumatoid hand. **Clinical Biomechanics**. v. 16, p. 660-666, 2001.

FRASER, A.; VALLOW, J.; PRESTON, A.; COOPER, R. G. Predicting ‘normal’ gripping strength for rheumatoid arthritis patients. **Rheumatology**. v. 38, p. 521-528, 1999.

GANDEVIA, S. C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiol Rev**. v. 81. p. 1725-1789, 2001.

GATES, D. H.; DINGWELL, J. B. The effects of neuromuscular fatigue on task performance during repetitive goal-directed movements. **Exp Brain Res**. v. 187, p. 573–585, 2008.

GARBINO, J. A. **Ensaio clínico e neurofisiológico sobre a resposta do nervo ulnar, na hanseníase em reação tipo 1 e tipo 2, sob diferentes regimes de esteróides via oral**. 2006. 115 p. Tese (Doutorado em Ciências) - Coordenadoria de Controle de Doenças da Secretaria de Estado da Saúde de São Paulo, São Paulo, 2006.

GELBERMAN, R. M.; SZABO, R. M.; WILLIAMSON, R. V.; DIMICK, M. P. Sensibility testing in peripheral-nerve compression syndromes: an experimental study in humans. **J Bone Joint Surg Am.** v. 65. p. 632-638, 1983.

GERRITSEN, A. A. M.; SCHOLTEN, R. J. P. M.; ASSENDELFT, W. J. J.; KUIPER, H.; VET, H. C. W.; BOUTER, L. M. Splinting or surgery for carpal tunnel syndrome? Design of a randomized controlled trial. **BMC Neurology.** v. 1, p. 1-8, 2001.

GIANNINI, F.; CIONI, R.; MONDELLI, M.; PADUA, R.; GREGORI, B.; D'AMICO, P.; PADUA, L. A new clinical scale of carpal tunnel syndrome: validation of the measurement and clinical-neurophysiological assessment. **Clinical Neurophysiology.** v. 113. p. 71-77, 2002.

GEERE, J.; CHESTER, R.; KALE, S. JEROSCH-HEROLD, C. Power grip, pinch grip, manual muscle testing or thenar atrophy –which should be assessed as a motor outcome after carpal tunnel decompression? A systematic review. **BMC Musculoskeletal Disorders.** v. 8, *in press.* 2007.

GILBERT, J. C.; KNOWLTON, R. Simple method to determine sincerity of effort during a maximal isometric test of grip strength. **American Journal of Physical Medicine.** v. 62, p. 135-144, 1983.

GIRARD, A. O.; LATTIER, A. G.; MAFFIULETTI, N. A.; MICALLEF, J.-P.; MILLET, G. P. Neuromuscular fatigue during a prolonged intermittent exercise: application to tennis. **Journal of Electromyography and Kinesiology.** v. 18, p. 1038-1046, 2008.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano.** 2 ed. São Paulo: Manole, 2008. 494p.

HAYASHI, M.; UCHIYAMA, S.; TORIUMI, H.; NAKAGAWA, H.; KAMIMURA, M., MIYASAKA, T. Carpal tunnel syndrome and development of trigger digit. **Journal of Clinical Neuroscience.** v. 12, p. 39-41, 2005.

HEEBNER, M. L.; RODDEY, T. S. The effects of neural mobilization in addition to standard care in persons with carpal tunnel syndrome from a community hospital. **Journal of Hand Therapy.** v. 21, p. 229-241, 2008.

HELLIWELL, P.; HOWE, A.; WRIGHT, V. H. Functional assessment of the hand: reproducibility, acceptability and utility of a new system for measuring strength. **Annals of the Rheumatic Diseases.** v. 46, p. 203-208, 1987.

HERMSDÖRFER, J.; HAGL, E.; NOWAK, D. A.; MARQUARDT, C. Grip force control during object manipulation in cerebral stroke. **Clinical Neurophysiology.** v. 114, p. 915-929, 2003.

HERMSDÖRFER, J.; HAGL, E.; NOWAK, D. A. Deficits of anticipatory grip force control after damage to peripheral and central sensorimotor systems. **Human Movement Science.** v. 23, p. 643-662, 2004.

HERMSDÖRFER, J.; ELIAS, Z.; COLE, J. D.; QUANEY, B. M.; NOWAK, D. A. Deafferentation preserved and impaired aspects of feed-forward grip force control after chronic somatosensory. **Neurorehabil Neural Repair.** v. 22, p. 374-384, 2008.

HEUER, H., SCHULNA, R., LUTTMANN, A. The effects of muscle fatigue on rapid finger oscillations. **Exp Brain Res**. v. 147. p. 124–134, 2002.

HEUSER, A.; KOURTEV, H.; WINTER, S. FENSTERHEIM, D.; BURDEA, G. HENTZ, V.; FORDUCEYHEUSER, P. Telerehabilitation using the rutgers master ii glove following carpal tunnel release surgery: proof-of-concept. **IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering**. v. 15, p. 43-49, 2007.

HOLTERMANN, H.; ROELEVELD, K.; VEREIJKEN, B.; ETTEMA, G. The effect of rate of force development on maximal force production: acute and training-related aspects. **Eur J Appl Physiol**. v. 99, p. 605–613, 2007.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica Ortopédica: Colunas e Extremidades**. São Paulo: Atheneu, 2005. 276p.

HUNG, L. K.; HO, K. K.; LEUNG, P. C. Impairment of hand function and loss of earning capacity after occupational hand injury: prospective cohort study. **HKMJ**. v. 5, p. 245-250, 1999.

HWANG, Y. M.; GLASS, R. M.; MOLTER, J. Detecting carpal tunnel syndrome. **The Journal of the American Medical Association**. v. 282, p. 206, 1994.

INNES, E. Handgrip strength testing: A review of the literature. **Australian Occupational Therapy Journal**. v. 46, p. 120–140, 1999.

IYENGAR, V.; SANTOS, M. J.; ARUIN, A. Role of movement velocity on the magnitude of grip force while lifting an object with touch from the contralateral finger. **Motor Control**. v. 13, p. 130-141, 2009.

IYENGAR, V.; SANTOS, M. J.; KO, M.; ARUIN, A. S. Grip force control in individuals with multiple sclerosis. **Neurorehabil Neural Repair**. v. 23, p. 855-861, 2009.

JENG, O.; RADWIN, R. G.; RODRIGUEZ, A. A. Functional psychomotor deficits associated with carpal tunnel syndrome. **Ergonomics**. v. 36, p. 1055-1069, 1994.

JEROSCH-HEROLD, C. A study of the relative responsiveness of five sensibility tests for assessment of recovery after median nerve injury and repair. **Journal of Hand Surgery**. v. 28B. p. 255–260, 2003.

JEROSCH-HEROLD, C.; LEITE, J. C.; SONG, F. A systematic review of outcomes assessed in randomized controlled trials of surgical interventions for carpal tunnel syndrome using the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) as a reference tool. **BMC Musculoskeletal Disorders**. v. 7, *in press*, 2006.

JOHANSSON, R. S.; WESTLING, G. Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects. **Exp Brain Res**, v. 56, p. 550-564, 1984.

KAMIMURA, T.; IKUTA, Y. Evaluation of grip strength with a sustained maximal isometric contraction for 6 and 10 seconds. **J Rehab Med**. v. 33, p. 225–229, 2001.

KANEKAR, N.; SANTOS, M. J.; ARUIN, A. S. Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles. **Clinical Neurophysiology**. v. 119. p. 2304–2313, 2008.

KAROLCZAK, A. P. B.; VAZ, M. A.; FREITAS, C. R.; MERLO, A. R. C. Síndrome do túnel do carpo. **Rev. bras. fisioter.** v. 9, p. 117-122, 2005.

KATZ, J. N.; SIMMONS, B. P. Carpal Tunnel Syndrome. **N Engl J Med**. v. 346, p. 1807-1812, 2002.

KAY, D.; GIBSON, A. S. C.; MITCHELL, M. J.; LAMBERT, M. I.; NOAKES, T. D. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 10, p. 425–431, 2000.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. **Músculos: provas e funções**. 4ed. São Paulo: Manole LTDA, 1995. 453p.

KOTSIS, S. V.; CHUNG, K. C.; ARBOR, A. Responsiveness of the Michigan Hand Outcomes Questionnaire and the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand Questionnaire in Carpal Tunnel Surgery. **The Journal of Hand Surgery**. v. 30A, p. 81-86, 2005.

KOUZAKI, M.; SHINOHARA, M.; FUKUNAGA, T. Decrease in maximal voluntary contraction by tonic vibration applied to a single synergist muscle in humans. **J Appl Physiol**. v. 89, p. 1420–1424, 2000.

KOZIN, S. H.; PORTER, S.; CLARK, P.; THODER, J. J. The contribution of the intrinsic muscles to grip and pinch strength. **The Journal of Hand Surgery**. v. 24a, p. 64-72, 1999.

LEE, K.-Y.; LEE, Y.-J.; KOH, S.-H. Usefulness of the median terminal latency ratio in the diagnosis of carpal tunnel syndrome. **Clinical Neurophysiology**. v. 120, p. 765–769, 2009.

LEIT, M. E.; WEISER, R. W.; TOMAINO, M. M. Patient-reported outcome after carpal tunnel release for advanced disease: a prospective and longitudinal assessment in patients older than age 70. **The Journal of Hand Surgery**. v. 29a, p. 379-383, 2004.

LEVINE, D. W.; SIMMONS, B. P.; KORIS, M. J.; DALTROY, L. H.; HOHL, G.; FOSSEL, A. H.; KATZ, J. N. A self-administered questionnaire for the assessment of severity of symptoms and functional status in carpal tunnel syndrome. **J Bone Joint Surg**. v. 75A, p. 1585-1592, 1993.

LEYK, D.; GORGES, W.; RIDDER, D.; WUNDERLICH, M.; RÜTHER, M.; SIEVERT, A. ESSFELD, D. Hand-grip strength of young men, women and highly trained female athletes. **Eur J Appl Physiol**. v. 99, p. 415–421, 2007.

LI, Z. M.; NIMBARTE, A. D. Peripheral median nerve block impairs precision pinch movement. **Clinical Neurophysiology**. v. 117, p. 1941–1948, 2006.

LIGHT, C. M.; CHAPPELL, P. H.; KYBERD, P. J. Establishing a standardized clinical assessment tool of pathologic and prosthetic hand function: normative data. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 83, p. 776-783, 2002.

- LIU, F.; WATSON, H. K.; CARLSON, L.; LOWN, I.; WOLLSTEIN, R. Use of quantitative abductor pollicis brevis strength testing in patients with carpal tunnel syndrome. **Plastic and Reconstructive Surgery**. v. 119, p. 1277-1283, 2007.
- LOVE, C. Carpal tunnel syndrome. **Journal of Orthopaedic Nursing**. v. 7, p. 33–42, 2003.
- LOWE, B. D; FREIVALDS, A. Effect of carpal tunnel syndrome on grip force coordination on hand tools. **Ergonomics**. v. 42, p. 550-564, 1999.
- MAGEE, D. J. **Avaliação musculoesquelética**. 4 ed. São Paulo: Manole, 2005. 1014p.
- MASSAY-WESTROPP, N.; RANKIN, W.; AHERN, M.; KRISHNAN, J. HEARN, T. C. Measuring grip strength in normal adults: reference ranges and a comparison of electronic and hydraulic instruments. **The Journal of Hand Surgery**. v. 29A, n. 3, p. 514-519, 2004.
- MEBES, C.; AMSTUTZ, A.; LUDER, G.; ZISWILER, H.-R.; STETTLER, M.; VILLIGER, P. M.; RADLINGER, L. Isometric rate of force development, maximum voluntary contraction, and balance in women with and without joint hypermobility. **Arthritis & Rheumatism**. v. 59, p. 1665–1669, 2008.
- MEGERIAN, J.T.; KONG, X.; GOZANI, S. N. Utility of nerve conduction studies for carpal tunnel syndrome by family medicine, primary care, and internal medicine physicians. **JABFM**. v. 20, p. 60-64, 2007.
- MELDRUM, D.; CAHALANE, E.; CONROY, R.; GUTHRIE, R.; HARDIMAN, O. Quantitative assessment of motor fatigue: Normative values and comparison with prior-polio patients. **Amyotrophic Lateral Sclerosis**. v. 8, p. 170–176, 2007.
- MILLER, S. A.; FREIVALDS, A. A stress-strength interference model for predicting CTD probabilities. **International Journal of Industrial Ergonomics**. v. 15, p. 447-457, 1995.
- MISSENARD, O.; MOTTET, D.; PERREY, S. The role of cocontraction in the impairment of movement accuracy with fatigue. **Exp Brain Res** v. 185, p.151–156, 2008a.
- MISSENARD, O.; MOTTET, D.; PERREY, S. Muscular fatigue increases signal-dependent noise during isometric force production. **Neuroscience Letters**. v. 437, p. 154–157 2008b.
- MYERS, D. B.; GRENNAN, D. M.; PALMER, D. G. Hand grip function in patients with rheumatoid arthritis. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 61, p. 369-373, 1980.
- MOBERG, E.; Objective methods for determining the functional value of sensibility in the hand. **The journal of bone and joint surgery**. v. 40B, p. 454-476, 1958.
- MONZÉE, J.; LAMARRE, Y.; SMITH, A. M. The effects of digital anesthesia on force control using a precision grip. **J Neurophysiol**. v. 89, p. 672–683, 2003.
- NAKAMICHI, K.; TACHIBANA, S. Ultrasonographically assisted carpal tunnel release. **J Hand Surg Am**. v. 22, p. 853-862, 1997.
- NAPIER, J. **A mão do homem: anatomia, função e evolução**. Rio de Janeiro: Zahar Editores S. A, 1983. 182 p.

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, p. 605–618, 2005.

NOVO JR, J. M. **Teste de preensão isométrica da mão: metodologia e implicações fisiológicas**. 1998. 61 p. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica) - Universidade Estadual de Campinas, 1998.

NOWAK, D. A.; HERMSDÖRFER, J. Selective deficits of grip force control during object manipulation in patients with reduced sensibility of the grasping digits. **Neuroscience Research**. v. 47, p. 65-72, 2003.

NOWAK, D. A.; ROSENKRANZ, K.; TOPKA, H.; ROTHWELL, J. Disturbances of grip force behaviour in focal hand dystonia: evidence for a generalised impairment of sensory-motor integration? **J Neurol Neurosurg Psychiatry**. v. 76, p. 953–959, 2005.

NOWAK, D. A.; HERMSDÖRFER, J. Objective evaluation of manual performance deficits in neurological movement disorders. **Brain research reviews**. v. 51, p. 108–124, 2006.

NOWAK, D. A.; KOUPAN, C.; HERMSDÖRFER, J. Formation and decay of sensorimotor and associative memory in object lifting. **Eur J Appl Physiol**. v. 100, p. 719–726, 2007.

OLSEN, K. M.; KNUDSON, D. V. Change in strength and dexterity after open carpal tunnel release. **Int J Sports Med**. v. 22, p. 301-303, 2001.

PÁDUA, L.; PAZZAGLIA, C.; CALIANDRO, P.; GRANATA, G.; FOSCHINI M.; BRIANI, C.; MARTINOLI, C. Carpal tunnel syndrome: ultrasound, neurophysiology, clinical and patient-oriented assessment. **Clinical Neurophysiology**. v. 119, p. 2064–2069, 2008.

PALMER, D. H.; PAULSON, J. C.; LANE-LARSEN, C. L.; PEULEN, V. K.; OLSON, J. D. Endoscopic carpal tunnel release: a comparison of two techniques with open release. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**. v. 9, p.498-508, 1993.

PAPANICOLAOU, G. D.; MCCABE, S. J.; FIRREL, F. The prevalence and characteristics of nerve compression symptoms in the general population. **The Journal of hand surgery**. v. 26A, p. 460-466, 2001.

PATTERSON, J. D.; SIMMONS, B. P. Outcomes assessment in carpal tunnel syndrome. **Hand Clin**. v. 18, p. 359–363, 2002.

PETROSKI, E. L. **Desenvolvimento e validação de equações generalizadas para a estimativa da densidade corporal em adultos**. 1995, 146p. Tese (Doutor em Ciência do Movimento Humano) – Universidade Federal de Santa Maria, 1995.

PHALEN, G. S. The carpal-tunnel syndrome-seventeen years' experience in diagnosis and treatment of 654 hands. **Journal of Bone and Joint Surgery**. v. 47, p. 211-228, 1966.

POOLE, K. **A review of the literature published since 2004 with potential relevance in the diagnosis of HAVS**. HSE Books. 2009, 62p.

PRICK, J. J. W.; BLAAUW, G.; VREDEVELD, J. W.; OOSTERLO, S. J. Results of carpal tunnel release. **European Journal of Neurology**. v. 10, p. 733–736, 2003.

RAINOLDI, A.; GAZZONI, M.; CASALE, R. Surface EMG signal alterations in Carpal Tunnel syndrome: a pilot study. **Eur J Appl Physiol.** v. 103, p. 233-242, 2008.

ROBINSON, L. R. Electrodiagnosis of carpal tunnel syndrome. **Phys Med Rehabil Clin N Am.** v. 18, p. 733-746, 2007.

ROTMAN, M. B.; DONOVAN, J. P. Practical anatomy of the carpal tunnel. **Hand Clin.** v. 8, p. 219-230, 2002.

ROZMARYN, L. M.; BARTKO, J. J.; ISLER, M. L. The Ab-Adductometer: a new device for measuring the muscle strength and function of the thumb. **J Hand Ther.** v. 20, p. 311-24, 2007.

RUIZ-RUIZ, J.; MESA, J. L. M.; ANGEL GUTIÉRREZ, A.; CASTILLO, M. J. Hand size influences optimal grip span in women but not in men. **The Journal of Hand Surgery.** v. 27A, p. 897-901, 2002.

SAHALI, R.; VANDEWALLE, H.; DRISS, T.; MONOD, H. Maximal voluntary force and rate of force development in humans – importance of instruction. **Eur J Appl Physiol.** v. 85, p. 345-350, 2001.

SANDE, L. P.; A, COURY, H. J. C. G.; OISHIB, J.; KUMAR, S. Effect of musculoskeletal disorders on prehension strength. **Applied Ergonomics.** v. 32, p. 609-616, 2001.

SAMBANDAM, S. N.; PRIYANKA, P.; GUL, A.; ILANGO, B. Critical analysis of outcome measures used in the assessment of carpal tunnel syndrome. **International Orthopaedics (SICOT).** v. 32, p. 497-504, 2008.

SCHENKER, M.; BURSTEDTA, M. K. O.; WIBERGB, W.; JOHANSSON, R. S. Precision grip function after hand replantation and digital nerve injury. **Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery.** v. 59, p. 706-716, 2006.

SCHREUDERS, T. A. R.; ROEBROECK, M. E.; JAQUET, J. B.; HOVIUS, S. E. R.; STAM, H. J. Long-term outcome of muscle strength in ulnar and median nerve injury: Comparing manual muscle strength testing, grip and pinch strength dynamometers and a new intrinsic muscle strength dynamometer. **J Rehabil Med.** v. 36, p. 273-278, 2004.

SCHLÜSSEL, M. M.; ANJOS, L. A.; KAC, J. A dinamometria manual e seu uso na avaliação nutricional. **Rev. Nutr.** v. 21, p. 223-235, 2008.

SCHUIND, F. A.; MOURAUX, D.; ROBERT, C.; BRASSINNE, E.; RÉMY, P.; SALVIA, P.; MEYER, A.; MOULART, F.; BURNY, B. Functional and outcome evaluation of the hand and wrist. **Hand Clin.** v. 19, p. 361-369, 2003.

SESEK, R.; KHALIGHI, M.; BLOSWICK, D. S.; ANDERSON, M.; TUCKETT, R. P. Effects of prolonged wrist flexion on transmission of sensory information in carpal tunnel syndrome. **The Journal of Pain.** v. 8, p. 137-151, 2007.

SHECHTMAN, O.; SINDHU, B. S.; DAVENPORT, P. W. Using the force-time curve to detect maximal grip strength effort. **Journal of Hand Therapy.** v. 20, p. 37-48, 2007.



SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Controle Motor: teorias e aplicações práticas**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2003. 592 p.

SMITH, G. A.; NELSON, R. C.; SADOFF, S. J.; SADOFF, A. M. Assessing sincerity of effort in maximal grip strength tests. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**. v. 58, p. 73-80, 1989.

STAMM, T. A.; PLONER, A.; MACHOLD, K. P.; SMOLEN, J. Moberg picking-up test in patients with inflammatory joint diseases: a survey of suitability in comparison with button test and measures of disease activity. **Arthritis & Rheumatism (Arthritis Care & Research)**. v. 49, p. 626-632, 2003.

STELMACH, G. E.; TEASDALE, N.; PHILLIPS, J.; WORRINGHAM, C.J. Force production characteristics in Parkinson's disease. **Experimental Brain Research**. v. 165, p. 165-172, 1989.

SZABO, R. M.; SLATER JR, R. R.; FARVER, T. B.; STANTON, D. B.; SHARMAN, W. K. The value of diagnostic testing in carpal tunnel syndrome. **The Journal of Hand Surgery**. v. 24A, p. 704-714, 1999.

TAMBURIN, S.; CACCIATORI, C.; MARANI, S.; ZANETTE, G. Pain and motor function in carpal tunnel syndrome: a clinical, neurophysiological and psychophysical study. **Journal of neurology**. v. 255, p. 1636-1643, 2008.

THONNARD, J.-L.; SAELS, P.; BERG, P. V. D; LEJEUNE, T. Effects of chronic median nerve compression at the wrist on sensation and manual skills. **Exp Brain Res**. v. 128, p. 61-64, 1999.

TURHANOĞLU, A. D.; BEYAZOVA, M. Reaction time and movement time in patients with carpal tunnel syndrome: an electromyographic study. **Clinical biomechanics**. v. 18, p. 380-384, 2003.

TURRINI, A. R.; JULIANO, Y.; FERNANDES, A. R. C.; NATOUR, J. Diagnóstico por imagem do punho na síndrome do túnel do carpo. **Rev Bras Reumatol**. v. 45, p. 81-83, 2005.

VEN-STEVENSON, L. A.; MUNNEKE, M.; TERWEE, C. B.; SPAUWEN, P. H.; LINDE, H. V. D. Clinimetric properties of instruments to assess activities in patients with hand injury: a systematic review of the literature. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 90, p. 151-169, 2009.

VIDELER, A. J.; BEELEN A.; AUFDEM KAMPE, G.; GROOT, I. J.; LEEMPUTTE, M. V. Hand strength and fatigue in patients with hereditary motor and sensory neuropathy (types I and II). **Arch Phys Med Rehabil**. v. 83, p. 1274-1278, 2002.

VOGT, T.; STOLTZ, J. Clinical outcome and predictive value of electrodiagnostics in endoscopic carpal tunnel surgery. **Neurosurg Rev**. v. 25, p. 218-221, 2002.

WESTERBLAD, H.; ALLEN, D. G.; BRUTON J. D.; ANDRADE, F. H.; LÄNNERGREN, J. Mechanisms underlying the reduction of isometric force in skeletal muscle fatigue. **Acta Physiol Scand**. v. 162, p. 253-260, 1998.

WOLPERT, D. M.; MIAL, R. C.; KAWATO, M. Internal models in the cerebellum. **Trends in Cognitive Sciences**. v. 2, p. 338-347, 1998.

WU A, S.; WU, B. S.; LIANG C. H.; WU C. Z.; DWU, S. Measuring factors affecting grip strength in a Taiwan Chinese population and a comparison with consolidated norms. **Applied Ergonomics**. v. 40, p. 811–815, 2009.

YAMAJI, S.; DEMURA, S.; NAGASAWA, N.; NAKADA, M.; KITABAYASHI, T. The effect of the measurement time when evaluating static muscle endurance during sustained static maximal gripping. **J Physiol Anthropol**. v. 21, p. 151–158, 2002.

YAMAJI, S.; DEMURA, S.; NAGASAWA, Y.; NAKADA, M. The influence of different target values and measurement times on the decreasing force curve during sustained static gripping work. **J Physiol Anthropol**. v. 25, p. 23–28, 2006.

**ANEXO 1 - Questionário de Boston para STC**

## Questionário de Boston

### GRAU DE SEVERIDADE

*As questões a seguir referem-se aos seus sintomas, num período típico de 24 horas, durante as duas últimas semanas (assinale uma resposta para cada pergunta).*

**1. Qual a intensidade da dor na mão ou no punho que você sente à noite?**

- (1) eu não tenho dor na mão ou no punho à noite.
- (2) pouca dor
- (3) dor moderada
- (4) dor intensa
- (5) dor muito intensa

**2. Quantas vezes a dor na mão ou no punho acordou você durante uma noite típica, nas duas últimas semanas?**

- (1) nenhuma
- (2) uma
- (3) duas a três vezes
- (4) quatro a cinco vezes
- (5) mais que cinco vezes.

**3. Você usualmente sente dor na mão ou no punho durante o dia?**

- (1) eu nunca tenho dor durante o dia
- (2) eu tenho pouca dor durante o dia
- (3) eu tenho dor moderada durante o dia
- (4) eu tenho dor intensa durante o dia
- (5) eu tenho dor muito intensa durante o dia

**4. Com que frequência você sente dor na mão ou no punho durante o dia?**

- (1) nunca
- (2) uma ou duas vezes por dia
- (3) três a cinco vezes por dia
- (4) mais que cinco vezes por dia
- (5) a dor é constante

**5. Quanto tempo em média duram os episódios de dor durante o dia?**

- (1) eu nunca tenho dor durante o dia
- (2) menos que 10 minutos
- (3) de 10 a 60 minutos
- (4) mais que 60 minutos
- (5) a dor é constante durante o dia

**6. Você tem adormecimento (perda da sensibilidade) em sua mão?**

- (1) não
- (2) eu tenho pouco adormecimento
- (3) eu tenho adormecimento moderado
- (4) eu tenho adormecimento intenso

- (5) eu tenho adormecimento muito intenso

**7. Você tem fraqueza na sua mão ou punho?**

- (1) sem fraqueza
- (2) pouca fraqueza
- (3) fraqueza moderada
- (4) fraqueza intensa
- (5) fraqueza muito intensa

**8. Você tem sensação de formigamento em sua mão?**

- (1) sem formigamento
- (2) pouco formigamento
- (3) formigamento moderado
- (4) formigamento intenso
- (5) formigamento muito intenso

**9. Qual a intensidade do adormecimento (perda da sensibilidade) ou do formigamento à noite?**

- (1) eu não tenho adormecimento ou formigamento à noite
- (2) pouca
- (3) moderada
- (4) intensa
- (5) muito intensa

**10. Com que frequência o adormecimento ou o formigamento acordaram você durante uma noite típica, nas duas últimas semanas?**

- (1) nenhuma
- (2) uma
- (3) duas a três vezes
- (4) quatro a cinco vezes
- (5) mais que cinco vezes

**11. Você tem dificuldade em pegar e usar pequenos objetos, tais como chaves ou canetas?**

- (1) sem dificuldade
- (2) pouca dificuldade
- (3) dificuldade moderada
- (4) dificuldade intensa
- (5) dificuldade muito intensa

## ESTADO FUNCIONAL

**Num dia típico, durante as duas últimas semanas, os sintomas da sua mão ou punho têm-lhe causado alguma dificuldade em fazer as atividades listadas abaixo?**

*Por favor circule o número que melhor descreva sua habilidade para fazer a atividade.*

- (1) Nenhuma dificuldade
- (2) Pouca dificuldade
- (3) Dificuldade moderada
- (4) Dificuldade intensa
- (5) Não realiza a atividade de jeito nenhum por causa dos sintomas nas mãos e punhos

<b>Atividade</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>
1. Escrever	1	2	3	4	5
2. Abotoar as roupas	1	2	3	4	5
3. Segurar um livro enquanto lê	1	2	3	4	5
4. Segurar o telefone	1	2	3	4	5
5. Abrir a tampa de um vidro	1	2	3	4	5
6. Trabalhos domésticos	1	2	3	4	5
7. Carregar sacos do supermercado	1	2	3	4	5
8. Tomar banho e vestir-se	1	2	3	4	5

**APÊNDICE A - Ficha de Avaliação**

**CEFID/UESC - ESTUDO DA FORÇA DE PREENSÃO MANUAL NA SÍNDROME DO TÚNEL DO CARPO**

**FICHA DE AVALIAÇÃO**

Data: \_\_\_\_\_

Avaliador: \_\_\_\_\_

Código: \_\_\_\_\_

**1 Dados de identificação**

Nome: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_ Telefone: \_\_\_\_\_

E-mail: \_\_\_\_\_ Data de Nascimento: \_\_\_ / \_\_\_ / \_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_

**2 Anamnese**

Dominância: ( ) D ( ) E ( ) Ambidestro

Mão acometida: ( ) D ( ) E ( ) Bilateral, neste caso mais acometida: ( ) D ( ) E

Tempo de sintomatologia da STC: \_\_\_\_\_ ano (s) \_\_\_\_\_ mês (es)

Apresenta atrofia tênar? ( ) Sim ( ) Não

Realizou cirurgia para a STC? ( ) Sim ( ) Não Especificar o membro: \_\_\_\_\_

Possui alguma doença no membro superior? ( ) Sim ( ) Não Especificar: \_\_\_\_\_

Apresenta algumas das condições abaixo? (*assinalar*):

( ) Artrite na mão e no braço	( ) <i>Diabetes mellitus</i>	( ) Polineuropatia periférica
( ) Hérnia cervical	( ) Fibromialgia	( ) Síndrome do desfiladeiro torácico
( ) Fratura em MMSS (últimos 6 meses)	( ) Hipotireoidismo	
( ) Miopatia	( ) Gota	
( ) Doença de origem inflamatória em MMS. Ex.: Tendinite	( ) HAS não controlada	
( ) Gravidez	( ) Doença cardíaca	

Apresenta outras doenças? ( ) Sim ( ) Não Especificar: \_\_\_\_\_

**3 Testes clínicos**

	Mão Direita	Mão Esquerda
Teste de Phalen		
Teste de Túnel		

**4 Questionário de Boston** (*anexar cópia*)

**5 Teste de Semmens**

Locais	Mão
Polegar	
Indicador	
Mínimo	

**6 Teste de Moberg**

Condições	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Média
Olhos abertos				
Olhos fechados				
Estereognosia				
Nº. de acertos				

**7 Antropometria**

Estatura (m): \_\_\_\_\_ Massa corporal (kg): \_\_\_\_\_

Perimetria do antebraço	5 cm abaixo do cotovelo.	
Tamanho da mão	Com os dedos da mão abduzidos e a mão apoiada em uma superfície com a face palmar para baixo, distância entre ponta do dedo mínimo e do polegar.	

**APÊNDICE B – Carta de Aprovação do Comitê de Ética**







**APÊNDICE C – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA  
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO – PROPPG  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS - CEPESH

## TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: ESTUDO DA FORÇA DE PREENSÃO PALMAR NA SÍNDROME DO TÚNEL DO CARPO

O(a) senhor(a) está sendo convidado a participar de um estudo que tem como finalidade analisar as características da síndrome do túnel do carpo (STC) (doença que causa principalmente diminuição de sensibilidade e força dos dedos da mão) e sua relação com a força de pegada. Este estudo incluirá dois grupos de 20 indivíduos cada: A) grupo com STC e B) grupo de indivíduos não acometidos. As coletas serão realizadas Centro de Ciências da Saúde e do Esporte (CEFID), no Laboratório de Instrumentação. Serão previamente marcados a data e horário para responder perguntas relacionadas a doença, testes clínicos provocativos (teste de Phalen e sinal de Tinel), medições da mão com paquímetro (régua), teste de sensibilidade dos dedos, teste que avalia a função da mão e teste de força de pegada com dinamômetro (equipamento que mede força). Estas medidas serão realizadas no CEFID/UDESC. Não é obrigatório participar de todas as etapas do projeto. O senhor(a) poderá referir mínimo desconforto referente ao teste de força de preensão manual palmar. Neste caso, o teste será interrompido a fim de preservar o seu conforto. O acesso aos dados é restrito aos pesquisadores envolvidos no estudo. Para garantir sigilo dos dados, os arquivos e publicações serão identificados com uso de números. Os benefícios e vantagens em participar deste estudo serão: o(a) senhor(a) saberá como está a sensibilidade dos seus dedos, sua função manual e sua força de pegada. Além disso, irá contribuir para o melhor entendimento do teste de força da pegada quando aplicado a pessoas com síndrome do túnel do carpo e terá sua evolução clínica acompanhada por um fisioterapeuta.

As pessoas que estarão acompanhando serão estudante de mestrado: Daniela Junckes da Silva Mattos e um professor responsável: Dra. Susana Cristina Domenech ou Dr. Noé Gomes Borges Júnior.

O(a) senhor(a) poderá se retirar do estudo a qualquer momento.

**Solicitamos a vossa autorização para o uso de seus dados para a produção de artigos técnicos e científicos. A sua privacidade será mantida através da não-identificação do seu nome.**

Agradecemos a vossa participação e colaboração.

PESSOA PARA CONTATO  
Dra. Susana Cristina Domenech

(pesquisador responsável)

NÚMERO DO TELEFONE: 3321-8064

ENDEREÇO: Rua João Antônio da Silveira, 210 ap. 104  
88062-150 Florianópolis - SC

## **TERMO DE CONSENTIMENTO**

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos serão feitas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso \_\_\_\_\_ .

Assinatura \_\_\_\_\_ Florianópolis, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ .



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA  
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO – PROPPG  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS - CEPESH

## TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto:

EFEITO DA FADIGA NO CONTROLE DA FORÇA PREENSÃO MANUAL NA SÍNDROME DO  
TÚNEL DO CARPO

O(a) senhor(a) está sendo convidado a participar de um estudo que tem como objetivo analisar o efeito de um protocolo de fadiga (exercício de esforço) no controle do movimento da sua mão durante o transporte de um copo em indivíduos com síndrome do túnel do carpo. Fazem parte deste estudo dois grupos: pessoas com e sem síndrome do túnel do carpo. Serão previamente marcados data e horário para: 1) avaliar a gravidade dos sintomas da síndrome do túnel do carpo, a habilidade manual e a sensibilidade da mão (por meio de questionário, ficha de avaliação, dois testes clínicos, teste de sensibilidade das mãos e teste da força de pegada) e 2) medir o controle do movimento da sua mão durante o transporte de um copo (com aparelho instrumentado com sensores de força e de aceleração) antes e após um protocolo de fadiga (esforço muscular) dos músculos da mão utilizando um dinamômetro de preensão manual (equipamento que mede a força de pegada). Caso o senhor não tenha a síndrome do túnel do carpo, medidas específicas desta doença não serão realizadas. Estas avaliações serão realizadas no CEFID/UDESC. O senhor(a) poderá para esclarecer dúvidas durante qualquer etapa do estudo. Não é obrigatório responder a todas as perguntas e o senhor(a) poderá retirar-se do estudo caso desejar.

Os riscos destes procedimentos serão mínimos por envolver medições não-invasivas. Durante ou após a coleta de dados o senhor(a) poderá sentir dor nas articulações da mão/dedos e nos músculos envolvidos na preensão da mão devido ao protocolo de esforço. Os benefícios e vantagens em participar deste estudo para o senhor(a) serão receber informações dos resultados das avaliações realizadas (sensibilidade da mão, gravidade dos sintomas da síndrome do túnel do carpo, habilidade manual e controle da força de preensão) bem como estas informações serem repassadas ao seu médico e/ou à clínica que encaminhou o senhor(a) para este estudo. O senhor também será orientado quanto ao tratamento específico para a fase em que se apresenta a doença. A partir desta pesquisa, alterações no controle de preensão manual em indivíduos com síndrome do túnel do carpo poderão ser melhores entendidas, incluindo aquelas atividades que demandam grande esforço, como, por exemplo, manipular objetos em um tempo prolongado durante as atividades da vida diária ou atividades laborais.

A sua identidade será preservada, pois cada indivíduo será identificado por um número.

As pessoas que estarão o(a) acompanhando serão: Daniela Junckes da Silva Mattos (Fisioterapeuta), Ana Paula Silveira Ramos (Acadêmica do Curso de Graduação em

Fisioterapia), Ana Paula Shiratori (Acadêmica do Curso de Graduação em Fisioterapia) e Dr. Márcio José dos Santos (Fisioterapeuta, professor responsável).

O(a) senhor(a) poderá se retirar do estudo a qualquer momento.

**Solicitamos a sua autorização para o uso de seus dados para a produção de artigos técnicos e científicos. A sua privacidade será mantida através da não-identificação do seu nome.**

Agradecemos a vossa participação e colaboração.

PESSOA PARA CONTATO

Dr. Márcio José dos Santos  
(pesquisador responsável)

NÚMERO DO TELEFONE: (48) 3321-8621

ENDEREÇO: Rua Pascoal Simone, 358  
88080-350 Florianópolis - SC

## TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos das pesquisas “Efeito da fadiga no controle da força de prensão manual na síndrome do túnel do carpo” e “Estudo da força de prensão palmar na síndrome do túnel do carpo” e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes aos projetos e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos serão feitas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso \_\_\_\_\_ .

Assinatura \_\_\_\_\_ Florianópolis, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ .

**APÊNDICE D – Especificações de outros materiais**



## ESPECIFICAÇÕES DE OUTROS MATERIAIS

Demais materiais utilizados durante o procedimento de coleta de dados foram:

- a) Martelo de reflexos de Buck (Marca Ciruvet®, BR) para testar o sinal de *Tinel*;
- b) Paquímetro em aço inox, 150 mm, margem de erro de 0,02 mm (Marca Lee Tools, BR) para realizar antropometria de membro superior;
- c) Estadiômetro, com precisão de 0,1 mm (Modelo ES2020, Fabricante *American Medical* do Brasil Ltda, Marca Sanny®, BR) para aferir a estatura;
- d) Balança digital, com precisão de 50 g (Modelo 2096PP, Marca Toledo®, BR) para mensurar a massa corporal.