



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ**

DANIEL ÉRICO RODRIGUES

**ANÁLISE COMPARATIVA DA ATIVIDADE MUSCULAR DO FLEXOR
SUPERFICIAL DOS DEDOS E FORÇA DE PREENSÃO PALMAR EM
ATIVIDADES LABORATIVAS DE UMA INDÚSTRIA**

**Guaratinguetá
2014**

UNESP
Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

Guaratinguetá
2014

DANIEL ÉRICO RODRIGUES

**ANÁLISE COMPARATIVA DA ATIVIDADE MUSCULAR DO FLEXOR
SUPERFICIAL DOS DEDOS E FORÇA DE PREENSÃO PALMAR EM
ATIVIDADES LABORATIVAS DE UMA INDÚSTRIA**

Dissertação apresentada a Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

Guaratinguetá
2014

R696a Rodrigues, Daniel Érico
Análise comparativa da atividade muscular do flexor superficial dos
dedos e força de preensão palmar em atividades laborativas de uma
indústria / Daniel Érico Rodrigues – Guaratinguetá, 2014.
84 f : il.
Bibliografia: f. 57-61

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de
Engenharia de Guaratinguetá, 2014.
Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

1. Biomecânica 2. Ergonomia I. Título

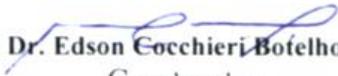
CDU 612.766 (043)

DANIEL ÉRICO RODRIGUES

**ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“MESTRE EM CIÊNCIAS”**

**PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS**

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Edson Cocchieri Botelho
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. JOSÉ ELÍAS TOMAZINI
Orientador / Unesp-Feg


Prof. Dr. MARCELO SAMPAIO MARTINS
Unesp-Feg


Prof. Dr. ELAINE CRISTINA MARTINEZ TEODORO
FAP/ Pindamonhangaba

Julho/ 2014

DADOS CURRICULARES

DANIEL ÉRICO RODRIGUES

NASCIMENTO	03.10.1976 – CAÇAPAVA / SP
FILIACAO	Lecy Aparecida de Miranda Rodrigues José Juvenal Rodrigues
2000/2006	Curso de Graduação em Fisioterapia Universidade de Taubaté – UNITAU
2007/2011	Curso de Pós-Graduação Osteopatia, nível Especialização, na Universidade Castelo Branco – Rio de Janeiro – RJ.
2012/2014	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível Mestrado, na Universidade Estadual Paulista – UNESP do Campus de Guaratinguetá.

Dedico este trabalho aos meus pais José Juvenal Rodrigues e Lecy Aparecida de Miranda Rodrigues, meus orientadores por toda a vida.

Às minhas companheiras do dia-a-dia Jane de Paula Lara e Isadora Rodrigues que por muitas vezes tiveram a paciência comigo devido a muitas horas estudando, lendo e escrevendo para que este trabalho fosse finalizado.

À minha amiga, que sempre me incentiva na busca constante do conhecimento a Professora Doutora Sandra Regina de Gouvea Padilha Galera, e às pessoas mais próximas que sempre me apoiaram. Muito Obrigado!

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. José Elias Tomazini, que sempre mostrou em seu trabalho e aos alunos conduta idônea, dedicação e compromisso com a educação.

Aos Professores Doutores do Departamento de Mecânica da FEG: José Geraldo Trani Brandão, Tamotsu Hirata, Mauro Pedro Peres que brilhantemente ministraram disciplinas que com certeza foram importantes para a minha formação.

Aos demais professores, técnicos do laboratório e funcionários do DME-FEG, em especial aos técnicos Urbano Gonçalves de Oliveira, Walter Luiz Tupinambá, pela colaboração fundamental na confecção deste trabalho.

Às funcionárias da Biblioteca e da seção de Pós-graduação da FEG/UNESP pela atenção no atendimento.

Aos amigos do curso de mestrado e doutorado da FEG: Walquiria, Gislaine, Marcelo.

Ao aluno de graduação em Engenharia Mecânica Leandro Morgado por ter feito parte deste projeto, que contribuiu com seus conhecimentos para a elaboração do desenho do dispositivo e sua construção.

Aos amigos e colegas de trabalho Ailton Benedito da Silva e Dr. Francisco por todo o conhecimento, dedicação e colaboração dispensada.

Aos funcionários da LEAR Corporation que com boa vontade aceitaram em participar deste estudo.

A toda a minha família e amigos que sempre contribuíram para meu crescimento pessoal e profissional.

RODRIGUES, D. E. Análise comparativa da atividade muscular do Flexor Superficial dos Dedos e Força de Preensão Palmar em atividades laborativas de uma indústria. 2014. 89f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2014.

RESUMO

O presente trabalho teve como objetivo desenvolver um dispositivo capaz de mensurar a força de preensão palmar de forma dinâmica e, a verificação do funcionamento e adaptabilidade desse dispositivo, através de um estudo comparativo da força e a atividade muscular por meio da Eletromiografia do Flexor Superficial dos Dedos em sujeitos saudáveis em uma atividade laborativa de grampeação em uma empresa do ramo automotivo. Para isso o estudo idealizou um Dispositivo de Mensuração da Força de Preensão Palmar contendo extensômetros para avaliar a força muscular de preensão palmar a partir da reprodução de movimentos de grampeação. Participaram do estudo 7 sujeitos do sexo masculino, com idade entre 20 a 30 anos, massa corpórea entre 55 e 80 kg ($77,39 \pm 13,46$ kg) e com estatura entre 1,65 e 1,75 m ($1,71 \pm 0,03$ m), saudáveis e sem história clínica de patologia ortopédica ou qualquer tipo de lesão no sistema musculoesquelético. Foram realizadas 3 coletas simulando o movimento de grampeação. Através da análise comparativa dos dados, não foi observada diferença estatística intrasujeitos entre as forças de preensão e o RMS em cada coleta. Conclui-se que o dispositivo construído e testado apresenta possibilidades de mensuração de parâmetros quantitativos e que possa ser direcionado a novos estudos ergonômicos e biomecânicos.

PALAVRAS-CHAVE: Força de Preensão Palmar. Dinamômetro. Biomecânica.

RODRIGUES, D. E. Comparative analysis of muscle activity of the Superficial Flexor of the Fingers and the Palmar Gripping Strength Force in work activities of an industry. 2014. 89f. Dissertation (Masters in Mechanical Engineering) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2014.

ABSTRACT

This study aimed to develop a device capable of measuring handgrip strength dynamically and verification of operation and adaptability of this device, through a comparative study of strength and muscle activity through electromyography Flexor Superficial fingers in healthy subjects in a work activity of bolting in a automotive company. For this study devised a Device for Measuring Force Gripping Palmar containing gages to evaluate muscle grip strength from playing movements stapling. The study included seven male subjects, aged 20 to 30 years, body mass index between 55 and 80 kg (77.39 ± 13.46 kg) and height between 1.65 and 1.75 m (1.71 ± 0.03 m), healthy with no history of orthopedic disease or any type of injury in the musculoskeletal system. Three collections were performed simulating the motion stitching. Through comparative analysis of the data, no statistical difference between intrasubjectives forces hold and RMS in each collection was observed. It is concluded that the device has built and tested possibilities of quantitative measurement of parameters and the new ergonomic and biomechanical studies can be directed.

PALAVRAS-CHAVE: Handgrip Force. Dynamometer. Biomechanics.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Vista anterior dos ossos do carpo (NETTER, 1999).....	18
Figura 2 – Secção Frontal do Punho e Carpo Direito (NETTER, 1999).	19
Figura 3 – Vista anterior da Mão Direita (NETTER, 1999).	20
Figura 4 – Amplitude de Movimento de Flexão e Extensão do Punho (KAPANDJI, 2000).....	20
Figura 5 – Amplitude de Movimento de Desvio Ulnar e Desvio Radial do Punho (KAPANDJI, 2000).....	21
Figura 6 – Dinamômetro JAMAR (MONTEIRO, 2008).	24
Figura 7 – Dinamômetro <i>SMEDLEY</i> (MONTEIRO, 2008).	244
Figura 8 – Dinamômetro <i>BASELINE SMEDLEY</i> (MONTEIRO, 2008).....	255
Figura 9 – Representação esquemática do Dispositivo de Mensuração da Força de Preensão.....	29
Figura 10 – Representação esquemática do dispositivo.	30
Figura 11 – Representação esquemática da disposição dos extensômetros.....	31
Figura 12 – Foto ilustrativa do equipamento de Eletromiografia da marca <i>EMG System</i> do Brasil de 8 canais.	31
Figura 13 – Foto ilustrativa do equipamento <i>Spider 8</i>	32
Figura 14 – Foto da grampeadeira.....	33
Figura 15 – Foto da pega na grampeadeira.	33
Figura 16 – Imagem do protótipo montado.....	344
Figura 17 – Figura ilustrativa do DMFPP.....	35
Figura 18 – Imagem da barra de aço utilizada no procedimento de fixação do dispositivo para a calibração.....	36
Figura 19 – Imagem do suporte para a fixação da haste.....	36
Figura 20 – Imagem da colocação das massas para a calibração.....	37
Gráfico 1: Peso[N] versus Tensão[mV/V].....	38
Figura 21 – Imagem do sistema do ponto de referência.....	39
Figura 22 – Imagem do ponto de referência.....	39
Figura 23 – Imagem da espuma com a ordem de grampeação numerada.....	41
Figura 24 – Estação de Tratamento dos Dados: Computador com o programa <i>EMG SYSTEM</i> usado para a coleta do sinal eletromiográfico (a); Notebook com o programa <i>CatmanAP</i> usado para a coleta da força de preensão palmar(b); <i>Spider 8</i> (condicionador e amplificador de sinais) (c); eletromiógrafo (<i>EMG System</i> do Brasil®) (d); DMFPP (e).....	43
Figura 25 – Imagem do posicionamento da espuma.	44
Figura 26 – Imagem do eletrodo no Músculo Flexor Superficial dos Dedos.....	44

Figura 27 – Imagem do eletrodo monopolar de referência.	45
Figura 28 – Intervalo de tempo que compreende o pico máximo de força entre 3,8s a 4,6s.....	46
Figura 29 – Intervalo de tempo que compreende o RMS entre 3,8s a 4,6s.....	47
Figura 30 – Dados de Força e RMS do sujeito 1 normalizados.....	52
Figura 31 – Imagem da curva de força em função do tempo da primeira coleta para o sujeito 1	52
Figura 32 – Imagem do sinal eletromiográfico do músculo Flexor Superficial dos Dedos da primeira coleta para o sujeito 1.	53
Figura 33 – Imagem da curva de força em função do tempo da primeira e segunda coletas para o sujeito 1.	53
Figura 34 – Imagem do sinal eletromiográfico do músculo Flexor Superficial dos Dedos para a coleta 1 e 2 respectivamente para o sujeito 1.	54
Figura 35 – Imagem da postura do sujeito no momento em que realiza o movimento de grampeação.....	55

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Características gerais do dinamômetro <i>Smedley</i>	255
Tabela 2: Valores obtidos com a calibração.	388
Tabela 3: Características antropométricas dos voluntários da pesquisa (média ± desvio padrão) (n=7).	40
Tabela 4: Teste de Normalidade Kolmogorov-Smirnov para os dados referentes à média de uma coleta da força de preensão palmar.	42
Tabela 5: Teste de Normalidade Kolmogorov-Smirnov para os dados referentes à média de uma coleta do RMS.	42
Tabela 6: Análise Descritiva a partir dos valores médios de força F (N) e RMS (μ V) obtidos nos testes de preensão palmar e atividade muscular do músculo Flexor Superficial dos Dedos respectivamente do sujeito 1.	48
Tabela 7: Análise Descritiva a partir dos valores médios de força F (N) e RMS (μ V) obtidos nos testes de preensão palmar e atividade muscular do músculo Flexor Superficial dos Dedos respectivamente do sujeito 7.	49
Tabela 8: Valores da força (N) e suas médias obtidos na comparação entre as coletas 1, 2 e 3 do sujeito 1	50
Tabela 9: Valores de RMS (μ V) e suas médias obtidos na comparação entre as coletas 1, 2 e 3 do sujeito 1.	50

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	144
1.1 OBJETIVOS.....	166
1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	16
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	18
2.1 ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO SEGMENTO PUNHO E MÃO.....	188
2.1.1 O complexo articular do punho e mão.....	188
2.1.2 Os movimentos do punho e mão.....	20
2.2 PROCEDIMENTOS DE AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE E FORÇA MUSCULAR.....	23
2.2.1 Dinamometria.....	233
2.2.2 Eletromiografia.....	266
3 METODOLOGIA.....	288
3.1 ASPECTOS ÉTICOS DA PESQUISA.....	288
3.2 SUJEITOS DA PESQUISA.....	288
3.3 MATERIAIS UTILIZADOS PARA A COLETA DOS DADOS.....	299
3.3.1 Projeto do Dispositivo.....	29
3.3.2 Eletromiógrafo.....	31
3.3.3 <i>Spider 8</i>	322
3.3.4 Dispositivo de Mensuração de Força de Preensão Palmar (DMFPP).....	32
3.3.5 Construção do Dispositivo.....	344
3.4 PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO DO DISPOSITIVO.....	355
3.5 PROCEDIMENTOS DA COLETA DOS DADOS.....	399
3.5.1 Procedimentos Específicos para a Coleta de Dados.....	41
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	466
4.1 RESULTADOS DA COMPARAÇÃO DA FORÇA DE PREENSÃO PALMAR E RMS DOS SUJEITOS.....	49
5 CONCLUSÃO.....	58
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	599
APÊNDICE A - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE/TRABALHADOR SOBRE A PESQUISA.....	644
APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO.....	655
APÊNDICE C - TABELA DAS ANÁLISES DESCRITIVAS A PARTIR DOS VALORES MÉDIOS DE FORÇA (N) E RMS (μ V) OBTIDOS NOS TESTES DE	

FORÇA DE PREENSÃO PALMAR E ATIVIDADE MUSCULAR DO FLEXOR SUPERFICIAL DOS DEDOS RESPECTIVAMENTE	66
APÊNDICE D – TABELA DAS ANÁLISES DESCRITIVAS A PARTIR DOS VALORES MÉDIOS DE FORÇA (N) E RMS (μ V) OBTIDOS NOS TESTES DE FORÇA DE PREENSÃO PALMAR E ATIVIDADE MUSCULAR DO FLEXOR SUPERFICIAL DOS DEDOS RESPECTIVAMENTE NORMALIZADOS	72
APÊNDICE E - FIGURA DOS DADOS NORMALIZADOS DE FORÇA DE PREENSÃO PALMAR E ATIVIDADE MUSCULAR DO FLEXOR SUPERFICIAL DOS DEDOS DOS SUJEITOS ANALISADOS	78

1 INTRODUÇÃO

Quando se pretende estudar os problemas gerados no cotidiano de trabalho e identificar as várias sobrecargas musculoesqueléticas e as demandas às quais os trabalhadores são expostos diariamente, atualmente é utilizada uma abordagem de estudos qualitativos e quantitativos úteis ao estudo e entendimento dos Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho (DORT) e nas suas relações com o trabalho (NORDANDER *et al.*, 2008).

Embora muitos sintomas sejam associados às disfunções musculoesqueléticas relacionadas ao trabalho, um dos mais notáveis é a dor (STRAZDINS e BAMMER, 2004; KEOGH *et al.*, 2000). Os sintomas dolorosos podem agravarem-se de forma progressiva e evoluir para a perda de função. A dor e a perda de função podem persistir durante anos e, em alguns casos, tornarem-se intratáveis (KEOGH *et al.*, 2000). Assim, a adoção de medidas para controle dessas disfunções torna-se essencial, tanto em termos sociais como econômicos.

Diante desta problemática a ergonomia é apresentada como um instrumento que avalia e analisa a situação do homem no seu posto de trabalho, procura remover aspectos que a curto ou longo prazo possam provocar ineficiência ou incapacidade ao trabalhador. Estuda os diversos fatores que influenciam no desempenho do sistema produtivo, abordando certas características específicas:

FÍSICA – características da anatomia, antropometria, fisiologia e biomecânica, relacionados com a atividade física (postura, manuseio de materiais, movimentos repetitivos, distúrbios musculoesqueléticos, segurança e saúde).

COGNITIVA – ocupa-se dos processos mentais, como percepção, raciocínio, e resposta motora, relacionados com as interações entre as pessoas e outros elementos de um sistema.

ORGANIZACIONAL – ocupa-se da otimização dos sistemas sócio-técnicos, abrangendo as estruturas organizacionais, políticas e processos (LIDA, 2005; WISNER, 1987).

O estudo ergonômico tenta otimizar a interação entre o homem e a máquina. Considera fatores de design de máquinas, postura de trabalho que afeta a interface trabalhador e condições de trabalho. Em um estudo mais amplo, os fatores ergonômicos também consideram em paralelo os aspectos organizacionais (AZADEH *et al.*, 2005).

Toda essa sistemática pode permitir um maior aprofundamento sobre a situação de trabalho, as características das tarefas e a conformação do trabalho real, evidenciando os diversos elementos da organização do trabalho e a geração das demandas aos trabalhadores

nos processos de trabalho que, habitualmente, apresentam uma substancial variabilidade. Dentro dessa perspectiva, o trabalho encontra-se cada vez mais fragmentado, monótono e repetitivo, com uma carga que exige um maior envolvimento psicofisiológico do ser humano e o aumento de suas responsabilidades nas atividades, em consequência destes fatores atualmente se faz o uso de instrumentos para quantificar e posteriormente qualificar o trabalho executado por conta principalmente da alta variabilidade existente (FERREIRA, 2002).

Segundo Guérin et al. (2001), é através da análise do trabalho que é possível entender a atividade dos trabalhadores (incluindo, por exemplo, postura, esforços, informação, condições ambientais, psíquicas, dentre outras) como uma resposta pessoal a uma série de determinantes, algumas das quais relacionadas à empresa (organização do trabalho formal, restrições de tempo, etc.) e outras relacionadas ao operário (idade, características pessoais, experiência, etc.).

Outro fator a ser mencionado dentro deste contexto são os modelos das demandas físicas no sistema musculoesquelético dos trabalhadores. Baseado especificamente nos conhecimentos da biomecânica há os processos de controle neuromuscular da postura e do movimento, mecânica muscular e energética, biomecânica das articulações e da coluna vertebral e análise eletromiográfica em geral (ARMSTRONG et al., 1993).

Atualmente é de extrema importância e se faz necessário aos profissionais da área da saúde em particular, utilizarem de recursos para poder adequar as tecnologias hoje existentes para uma criteriosa avaliação dentro das empresas para facilitar uma análise em conjunto aos resultados obtidos de forma quantitativamente (AZADEH et al., 2005).

Os estudos das atividades laborais dos seres humanos segundo Chaffin, et al., (1997) concluem que é caracterizada pelo empenho das pessoas e que a Biomecânica Ocupacional procura aprimorar as condições de trabalho objetivando prevenir e reduzir lesões, como também aumentar o empenho dos operários, reduzindo sobrecargas, a fim de evitar patologias relacionadas ao trabalho como os DORT e as Lesões por Esforços Repetitivos (LER). Esses distúrbios descritos são normalmente decorrentes do uso contínuo e excessivo de determinadas articulações de maneira inadequada, principalmente dos membros superiores (SANDE; COURY, 1998).

Segundo Fernandes et al. (2010) demandas psicossociais também tem sido identificadas como fatores de risco para o DORT. Entre as demandas psicossociais, o ritmo acelerado é o fator de risco mais citado na literatura especializada, especialmente associada ao DORT em extremidades superiores.

Segundo Duque et al. (1995) a avaliação da força de preensão ainda precisa ser melhor estudada e desenvolvida nos postos de trabalho onde profissionais da área da saúde principalmente os envolvidos em estudos ergonômicos dos postos de trabalho a faz e procuram estabelecer uma linha de base para melhorar o desempenho da atividade de preensão e comparar a sua eficácia com outros métodos de avaliação.

Levando em conta estas considerações pode-se verificar na literatura científica que há três métodos de avaliação que são mais utilizados: (a) avaliação direta utilizando transdutores colocados na mão (interferem nas atividades que os sujeitos executam), (b) avaliação indireta da força de preensão e (c) avaliação indireta através dos registros pela eletromiografia.

1.1 OBJETIVOS

Os objetivos do presente trabalho são:

a) Desenvolver um dispositivo capaz de mensurar a força de preensão palmar de forma dinâmica.

b) Verificar o funcionamento e adaptabilidade do dispositivo através da sua utilização na atividade real através de estudo da força e atividade elétrica muscular (Eletromiografia) na preensão palmar em sujeitos saudáveis em uma atividade laborativa de grampeação em uma empresa do ramo automotivo.

c) Verificar a força e atividade muscular de preensão palmar do indivíduo.

1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

O Capítulo 1 do presente trabalho consta de um texto introdutório com a colocação do problema a ser estudado, as justificativas do estudo e seus principais objetivos. Nesse texto é apresentada a necessidade de se avaliar de forma direta, precisa e dinâmica a força e atividade elétrica muscular em seres humanos e os diversos problemas encontrados em determinados métodos de avaliação ou testes de força e de eletromiografia.

No Capítulo 2 é apresentada uma revisão bibliográfica sobre aspectos envolvendo a anatomia (estrutura) e fisiologia (função) da mão, punho e antebraço, conhecimentos sobre o sistema musculoesquelético e sua capacidade de movimentar as bioalavancas, os métodos de avaliação da força (dinamometria) e atividade elétrica muscular (eletromiografia), e por fim, estudos envolvendo testes de força e atividade elétrica muscular de forma dinâmica. Neste

presente estudo vale salientar que não serão apresentados detalhes anatômicos e/ou fisiológicos dos sistemas orgânicos, tais como, inervação, vasos sanguíneos, vasos linfáticos, entre outros tecidos biológicos.

O capítulo 3 tem as informações referentes aos materiais e métodos em conjunto com a descrição do projeto e construção do dispositivo para avaliar a força muscular da preensão palmar. A etapa de desenvolvimento do referente projeto envolveu a definição do sistema de obtenção de dados e do modelo para o dispositivo que foi denominado de Dispositivo de Medição de Força de Preensão Palmar (DMFPP). Após esta etapa, iniciou-se a fase de construção do dispositivo, calibração e posteriormente testes experimentais envolvendo indivíduos adultos saudáveis e com habilidade prática na atividade escolhida dentro de uma empresa do ramo automotivo para verificar o funcionamento do aparelho.

No Capítulo 4, os resultados obtidos e as discussões de todos os aspectos mais importantes do estudo realizado e também confrontos técnicos com a literatura existente são mostrados neste item.

No Capítulo 5 são apresentadas as conclusões.

O trabalho é finalizado com a apresentação das referências bibliográficas, apêndices e anexos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A seguir serão descritos a anatomia do complexo punho e mão, com uma abordagem articular, óssea e a biomecânica.

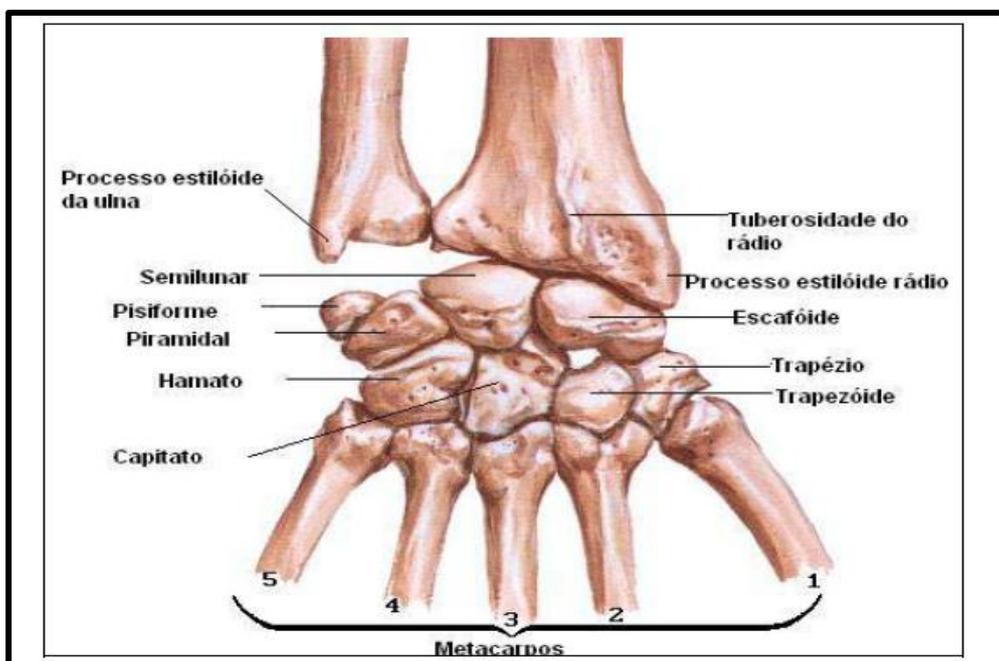
2.1 ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO SEGMENTO PUNHO E MÃO

Segundo Fornalski et al. (2003) a união das articulações do ombro, cotovelo, punho e mão formam o complexo do membro superior e tem como função permitir que a mão seja colocada em diversas posições para realizar muitas tarefas.

2.1.1 O complexo articular do punho e mão

A mão é considerada como um dos sistemas mais complexos e úteis do corpo. É capaz de gerar forças que excedem 445 N ou 45 kgf, bem como segurar e manipular um fio delicado (IMRHAN, 1989; SMITH, 1997). A Figura 1 ilustra a estrutura óssea anatômica em uma vista anterior do punho e mão esquerdo.

Figura 1 – Vista anterior dos ossos do carpo



Fonte: NETTER, 1999.

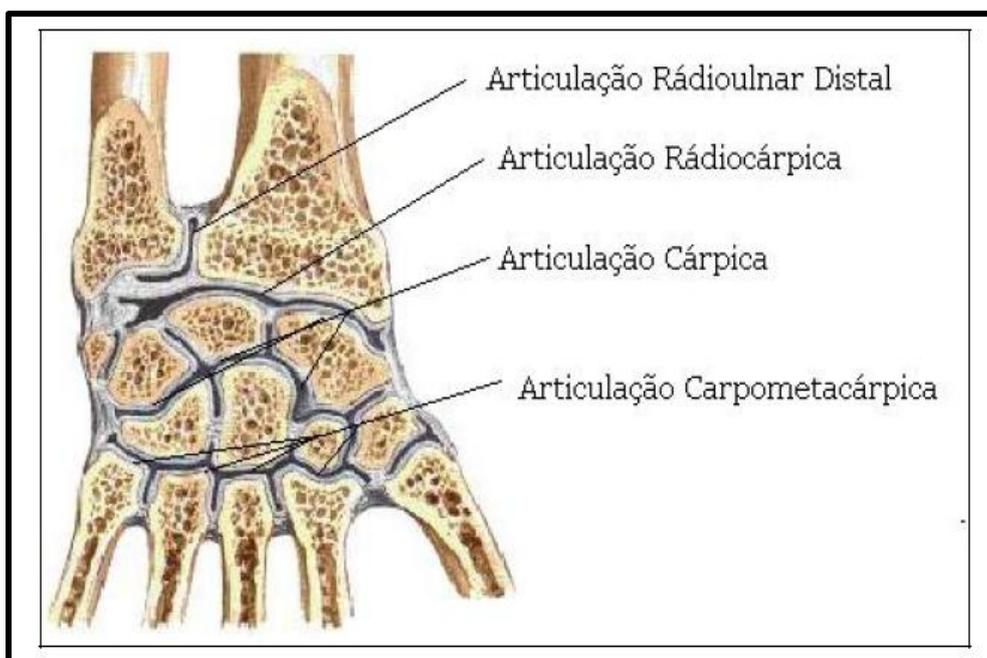
Grande parte da eficiência da mão depende do polegar, que pode opor-se a todos os outros dedos. A oposição entre os dedos reverte-se em vários tipos de preensões e/ou pinças.

Entre as preensões, a palmar é mais usada para apanhar objetos e nela pode-se medir a ação dos músculos flexores extrínsecos da mão. Alguns indivíduos, devido à profissão e à maneira particular de utilização da mão, aumentam sua força muscular (NAPIER, 1956; TIWARI et al., 2010; WERLE et al., 2009).

Entre os ossos apresentados existem várias articulações: articulação radioulnar distal, radiocárpicas, cárpicas, carpometacárpicas, intermetacárpicas, metacarpofalangeanas e interfalangeanas.

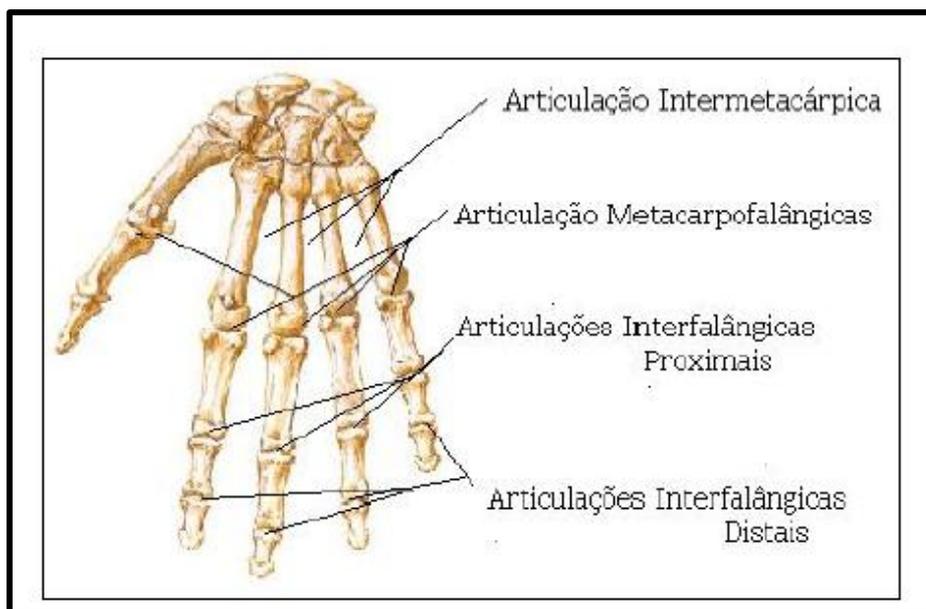
A articulação do punho, articulação radiocárpica, é o elo do antebraço com a mão, e é formada pela extremidade distal do rádio e pelos três ossos da fileira proximal dos ossos do carpo: escafoide, semilunar e piramidal. Na articulação cárpica a fileira proximal dos ossos do carpo, com exceção do pisiforme, articula-se com os quatro ossos da fileira distal. As articulações carpometacárpicas são aquelas localizadas entre os quatro ossos da fileira distal do carpo e a base dos quatro metacárpicos mediais (Figura 2). As articulações intermetacárpicas estão entre as faces colaterais dos metacárpicos adjacentes. As articulações metacarpofalângicas estão entre a cabeça do metacárpico e a face côncava da falange proximal correspondente (Figura 3). As articulações interfalângica são formadas entre as falanges, tendo interfalângicas proximal e distal (GRAY, 1988; KAPANDJI, 2000; MOREIRA, GODOY E SILVA JÚNIOR, 2004).

Figura 2 – Secção Frontal do Punho e Carpo Direito



Fonte: NETTER, 1999.

Figura 3 – Vista anterior da Mão Direita

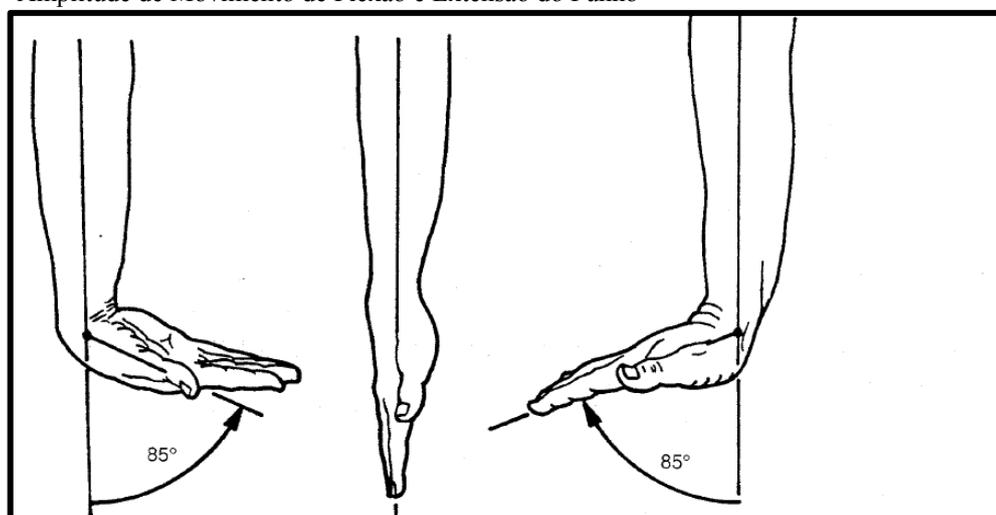


Fonte: NETTER, 1999.

2.1.2 Os movimentos do punho e mão

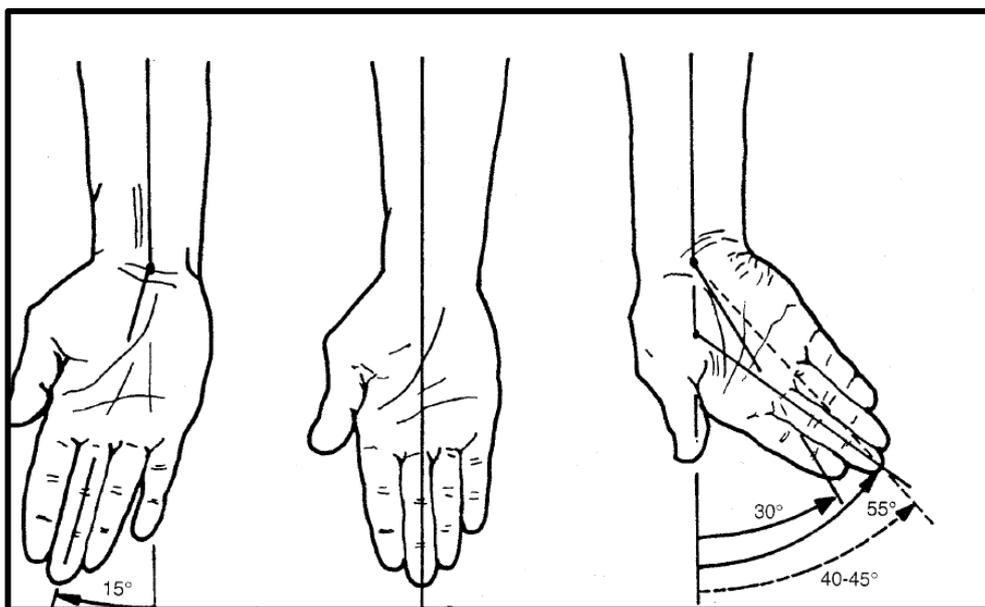
Segundo Kapandji (2000), o punho apresenta movimentos de flexão com uma amplitude de movimento de 85° assim como a extensão também apresenta 85° de movimento, ou seja, ambos os movimentos não atingem 90° (Figura 4); ao passo que para os movimentos de desvio ulnar o punho apresenta uma amplitude de movimento de 45° e o desvio radial não excede os 15° de amplitude de movimento articular (Figura 5).

Figura 4 – Amplitude de Movimento de Flexão e Extensão do Punho



Fonte: KAPANDJI, 2000.

Figura 5 – Amplitude de Movimento de Desvio Ulnar e Desvio Radial do Punho



Fonte: KAPANDJI, 2000.

A capacidade de manipular objetos (função manual) é crucial para a realização de um grande número de atividades ocupacionais e da vida diária e, desse modo, é fundamental para a manutenção de um estilo de vida independente (LIMA; SANTOS; DE FREITAS, 2011).

Tarefas manuais são realizadas pelos movimentos das mãos, no qual frequentemente envolvem movimentos de força e preensão. Movimentos fortes exercidos pelas mãos têm sido associados com o desenvolvimento de vários tipos de DORT's que afetam os músculos, tendões, nervos, e outras estruturas musculoesqueléticas (SANDE et al., 2001). Para Huang et al. (2002) a tendinite da mão e do punho, a doença de Quervain, dedo em gatilho, epicondilite ou tenossinovite foram relatados em várias tarefas no trabalho, como por exemplo, embaladores.

Dentre as atuais publicações sobre a função manual tendem a concentrar-se na força da mão. Isto provavelmente ocorre porque a avaliação da força é um dos aspectos da função manual mais fácil de mensurar, já que é feita de uma maneira objetiva (DURDWARD, BAER, ROWE, 2001).

Da Matta (2005) mostra que os fenômenos da contração muscular são de suma importância nos estudos relacionados às áreas de Fisiologia e Biomecânica. Ao passo que Martin (2007) relata que uma das características comportamentais específicas do tecido muscular é a capacidade de desenvolver esforço.

A força desenvolvida pelo músculo exerce tração sobre os ossos articulados criando um torque nas articulações atravessadas pelo músculo, permitindo o movimento das bioalavancas

e pode ser denominada pela capacidade de exercer esforço ou força contra uma resistência, envolvendo fatores mecânicos e fisiológicos (MARTIN, 2007; HALL, 2005).

A função do músculo esquelético de gerar força e trabalho é a determinante no desempenho articular, todavia os movimentos humanos dependem das articulações e só são possíveis através das contrações dos músculos esqueléticos (MOREIRA, CARVALHO, 1998; MOREIRA, GODOY, SILVA JUNIOR, 2004).

Segundo Kendall (1995) para a prevenção e identificação de possíveis disfunções, se faz necessário a avaliação dos músculos responsáveis pela movimentação dos segmentos corporais e pela estabilidade corporal. Isto também é visto por Perrin (1993) onde relata que a avaliação do desempenho do sistema musculoesquelético é foco dos cientistas e profissionais da medicina do esporte e reabilitação.

Com a tecnologia em evolução, a capacidade de quantificar o desempenho do ser humano torna-se mais possível, desta forma todo tipo de avaliação voltada ao esporte, desempenho, capacidade funcional, se faz necessário ser precedida de análise, medição e descrição. Por isso que a avaliação da força muscular com o passar dos anos vem tornando-se uma conduta muito comum realizada pelos profissionais e pesquisadores da área da saúde. Porém poucos são os profissionais da área da saúde que possuem instrumentos de mensuração precisos, e na grande maioria dos testes de força que são realizados são feitos por fisioterapeutas, educadores físicos e médicos (WINTER, 1979).

Diante de todo este contexto da capacidade de se avaliar e quantificar a capacidade do ser humano se faz necessário ressaltar que o indivíduo deve ser capaz de controlar e coordenar as forças geradas na interação dedos-objeto, aplicando uma quantidade de força de preensão que evite o escorregamento do objeto e que não seja excessiva para causar fadiga dos músculos das mãos ou danificar um objeto frágil. Apesar de a capacidade de controlar a magnitude de força de preensão ser importante, diversos estudos têm avaliado apenas a Força de Preensão Palmar Máxima (FPM_{max}) e usado tal variável como indicativo da força muscular (FM) (DE FREITAS et al., 2008; ZATSIORSKY e LATASH, 2008; WESTLING e JOHANSSON, 1984; CAPORRINO et al. 1998; MATHIOWETZ et al., 1985).

2.2 PROCEDIMENTOS DE AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE E FORÇA MUSCULAR

À análise quantitativa atribuem-se o desenvolvimento de métodos e instrumentação que auxiliam no processo de avaliação aplicada aos critérios de recuperação ou reabilitação de funções do aparelho locomotor, avaliação da função muscular e reabilitação e biomecânica clínico-ortopédica (FERNANDES et al., 2010).

2.2.1 Dinamometria

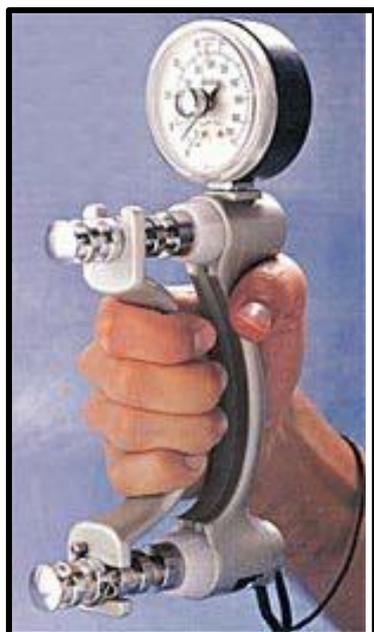
Na avaliação funcional da mão em pacientes com doenças de punho e mão são utilizadas várias ferramentas de mensuração para determinar a capacidade funcional do membro superior (REUTER, MASSY-WESTROPP, EVANS, 2011).

Segundo Brown e Weir (2001) e Reese (2000) a elaboração de instrumentos de testes musculares como o dinamômetro manual (Jamar ®, Kratos ®) e o dinamômetro computadorizado (Biodex ®) veio devido à falta de dados quantitativos em testes de força muscular manual e atualmente estes e outros instrumentos de pesquisa vem alcançando uma larga aceitação clínica dentro das investigações a respeito da força muscular.

Já existem alguns instrumentos que avaliam a força de preensão palmar e são atualmente utilizados em larga escala no âmbito médico e do esporte principalmente. Dentre eles tem o dinamômetro JAMAR que é o mais acreditado pelos profissionais devido os contatos realizados com a mão no momento de realizar a força de preensão, como também há o dinamômetro *Smedley, Baseline Smedley* os mais comuns usados e descritos a seguir (MONTEIRO, 2008).

O dinamômetro JAMAR construído por material de liga leve, capaz de absorver choques; possui uma correia de segurança para envolver o pulso de forma a evitar uma possível queda (Figura 6). O seu princípio de funcionamento resume-se num sistema hidráulico. Possui dois pistões funcionando em paralelo e ligado entre si hidraulicamente. Este dinamômetro possui um manômetro graduado em kgf/lbf, onde se deslocam dois ponteiros, um fornecendo a força instantânea e outro registrando a força máxima. No que diz respeito a escala de medição, está compreendida entre 0 kgf e 90 kgf. Este dispositivo ajusta-se facilmente a diferentes tamanhos de mãos, uma vez que possui cinco posições de ajuste, com incrementos de 13 mm entre posições. Resulta em uma distância entre as formas de segurar o equipamento variando entre 35 mm a 87 mm (MONTEIRO, 2008).

Figura 6 – Dinamômetro JAMAR.



Fonte: MONTEIRO, 2008.

O dinamômetro *Smedley* (Figura 7) é bastante utilizado no âmbito da avaliação da capacidade de preensão palmar. Este é construído recorrendo a dois materiais, sendo a pega móvel em metal e a pega fixa em material polimérico. Este dispositivo permite a regulação entre pegas, recorrendo a um parafuso de ajuste para adaptação a diferentes tamanhos de mão.

Figura 7 – Dinamômetro *SMEDLEY*.



Fonte: MONTEIRO, 2008.

O seu princípio de funcionamento se apresenta num sistema puramente mecânico. As características gerais deste dinamômetro são apresentadas na Tabela 1.

Tabela 1: Características gerais do dinamômetro *Smedley*

Faixa de Medição	0 – 100 [kgf]
Ajuste	43 - 66 [mm]
Resolução	1 [kgf]
Mostrador Analógico	
Peso	523 [g]

O dinamômetro *Baseline Smedley* é regulável entre garras, recorrendo a um parafuso de ajuste, para uma confortável adaptação a diferentes tamanhos de mão. Possui um mostrador graduado, onde se deslocam dois ponteiros, um fornecendo a força instantânea e outro registrando a força máxima. O instrumento mostrado na Figura 8 possui duas escalas sendo uma graduada em lbf e outra em kgf, permitindo uma faixa de leitura variável entre 0 kgf e 100 kgf ou de 0 lbf a 220 lbf.

Figura 8 – Dinamômetro *BASELINE SMEDLEY*



Fonte: MONTEIRO, 2008.

Segundo Amadio (1996) o dinamômetro configura-se como um equipamento que realiza medidas do comportamento da carga e o esforço por deformação das estruturas, ou seja, refere-se a qualquer processo que busque a medição de forças.

Outro contexto de avaliação e determinação da função mioarticular há a célula de carga como método de instrumentação e mensuração que auxilia na avaliação do desempenho e déficits musculares. Refere-se a todo tipo de processo que tem em vista a medição de forças, bem como, a medição da distribuição de pressões (VASCONCELOS, et al., 2009).

Segundo Van Wilgen et al. (2003) vários tipos de instrumentos de dinamometria estão disponíveis no mercado e com o passar do tempo, várias pesquisas para o aperfeiçoamento destes equipamentos vem crescendo nestes últimos tempos.

Através de revisão de literatura com relação a testes de força muscular verifica-se que uma grande porcentagem dos estudos sobre avaliação de torque e força muscular é para membros inferiores, com estes dados se faz necessário realizar pesquisas que envolvam os membros superiores (JARIC, 2002).

A necessidade da Ergonomia em conjunto com a Biomecânica em obter dados quantitativos das forças que interagem com o sistema musculoesquelético mostra que estudos, projetos e o desenvolvimento de equipamentos para medir tais forças é uma realidade nestas áreas.

2.2.2 Eletromiografia

Segundo Enoka (2000) a eletromiografia caracteriza-se através dos registros das atividades elétricas em conjunto com as contrações musculares, onde através da ativação da unidade motora indica estímulos neurais para o sistema muscular, como também a intensidade dessa ativação e a variação a cada ciclo o que proporciona um padrão temporal dos músculos envolvidos no movimento.

Técnicas de eletromiografia de superfície (EMGS) são frequentemente usadas nos postos de trabalho para o estudo dos efeitos das demandas de trabalho no sistema musculoesquelético. A EMGS é um caminho para o estudo objetivo de detalhes da interação entre músculos dos indivíduos e como se movem (MEHROTRA e SAHAY, 1994).

Segundo Clasby et al. (2003) a informação eletromiográfica permite o estudo de como os músculos são utilizados. Se a informação pode ser obtida sobre a atividade dos músculos durante o trabalho, em seguida, as estações de trabalho podem ser projetadas para otimizar os esforços dos trabalhadores. Isto levará a uma diminuição do risco de incidência de lesões relacionadas ao trabalho.

O surgimento de problemas musculoesqueléticos relacionados ao trabalho observado pela biomecânica ocupacional pode ser devido a sobrecargas ao organismo (principalmente articulações, músculos, tendões) que podem ser superiores às capacidades funcionais individuais. Portanto é necessário o estudo das pressões exercidas sobre os tecidos moles e a observação das reações desses tecidos, às quais podem ser: mecânicas (variações do comprimento, do volume, ruptura dos tecidos moles) ou fisiológicas e fisiopatológicas (mudança na concentração iônica, evolução das características do potencial de ação do músculo) (MENDES, 2003).

A função muscular com o auxílio da eletromiografia (EMG) é definida pela análise do sinal elétrico durante a contração muscular, e permite interpretações das condições patológicas e normais (OLIVEIRA et al., 2004).

3 METODOLOGIA

Para atingir os objetivos deste trabalho foi idealizada a construção de um dispositivo para medir a força de prensão palmar com transdutores baseada em uma ferramenta grampeadeira utilizada em uma empresa do ramo automotivo para o revestimento do banco do carro.

O presente projeto foi desenvolvido em etapas distintas conforme os itens a seguir: definição do modelo, desenho do protótipo chamado neste estudo de Dispositivo de Mensuração da Força de Prensão Palmar (DMFPP), construção, calibração e o estudo experimental baseado no gesto de grampear realizado pelo indivíduo.

O estudo experimental consiste na mensuração da força de prensão palmar e da atividade muscular do músculo Flexor Superficial dos Dedos em 7 sujeitos que trabalham em uma empresa do ramo automotivo e possuem experiência no gesto de grampear o tecido na espuma para montar o banco do veículo.

3.1 ASPECTOS ÉTICOS DA PESQUISA

Os sujeitos pesquisados foram devidamente informados sobre todos os procedimentos e objetivos da pesquisa.

Após esta etapa e cientes de que a participação é voluntária, podendo desistir a qualquer momento, sem ônus ou prejuízo, tiveram que ler o Registro das Explicações do Pesquisador ao Paciente / Trabalhador sobre a Pesquisa (APÊNDICE A) e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE B).

3.2 SUJEITOS DA PESQUISA

Foram selecionados 07 (sete) sujeitos, funcionários ativos da empresa do ramo automotivo situada na cidade de Caçapava-SP que atenderam aos critérios de inclusão e exclusão pré-estabelecidos:

a) **Crítérios de inclusão:**

- Faixa etária – entre vinte e trinta anos de idade;
- Gênero – masculino;

- Estado de saúde: saudável;
- Massa corporal entre 55 e 80 kg;
- Estatura entre 1,65 e 1,75 m;
- Experiência mínima de 6 meses na empresa e com a atividade de grampeação.

b) Critérios de exclusão:

- Queixas dolorosas de qualquer espécie;
- Patologias ou lesão ortopédica e do sistema musculoesquelético.

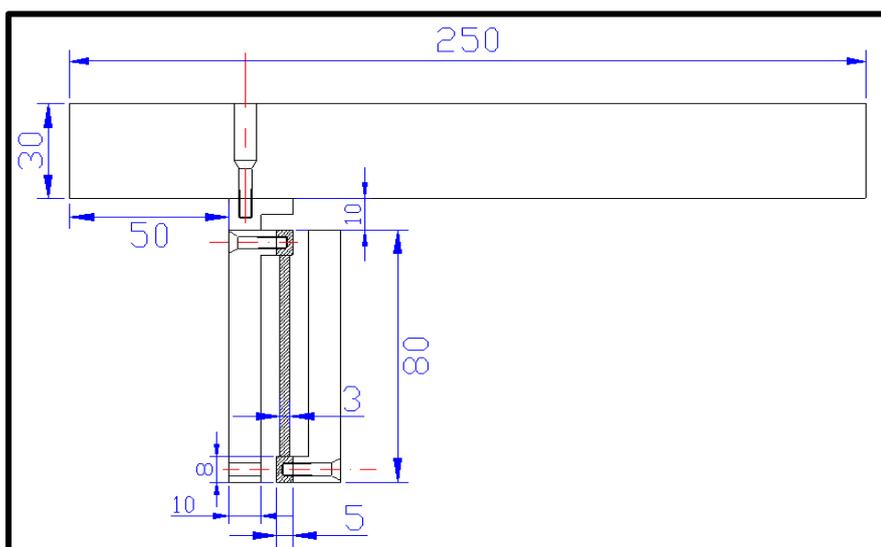
3.3 MATERIAIS UTILIZADOS PARA A COLETA DOS DADOS

3.3.1 Projeto do Dispositivo

Inicialmente foi pensado em adaptar um dispositivo para medir a força de preensão palmar (célula de carga) na própria grampeadeira, porém devido à complexidade em desmontar este dispositivo e posteriormente remontá-lo com uma célula de carga acoplada ao mesmo, foi decidido projetar e construir um protótipo de simulação.

A Figura 9 ilustra o dispositivo idealizado.

Figura 9 – Representação esquemática do Dispositivo de Mensuração da Força de Preensão Palmar.



Fonte: Morgado, 2013.

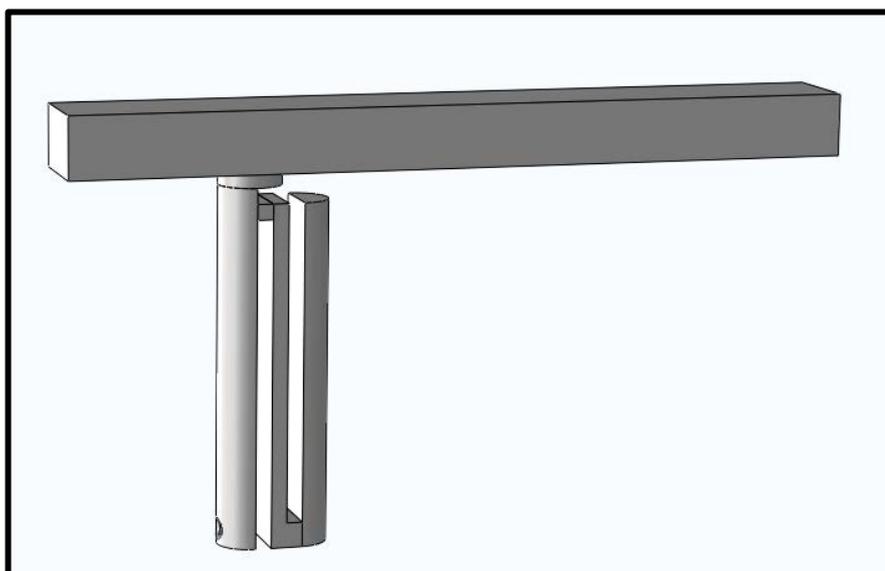
O modelo foi planejado e desenhado utilizando os softwares *SolidWorks* 2010, AutoCad e *ANSYS* respeitando esquematicamente as características da grampeadeira em termos de peso principalmente, forma e dimensões.

Foi usado um prisma retangular para formar a parte superior do dispositivo respeitando as medidas da ferramenta original com 250 mm de comprimento, em conjunto com uma empunhadura em um formato semicircular dando as mesmas características do cabo da grampeadeira com 90 mm de comprimento e 25 mm de diâmetro.

O primeiro passo do projeto foi calcular as medidas do dispositivo sendo usado o software *SolidWorks*, e ainda nesta etapa foi definida a utilização de um dispositivo medidor de força (célula de carga) com extensômetros elétricos que serão colocados em pontos de engastamento pois apresenta maior deformação. A célula de carga foi projetada para uma força de 300 N.

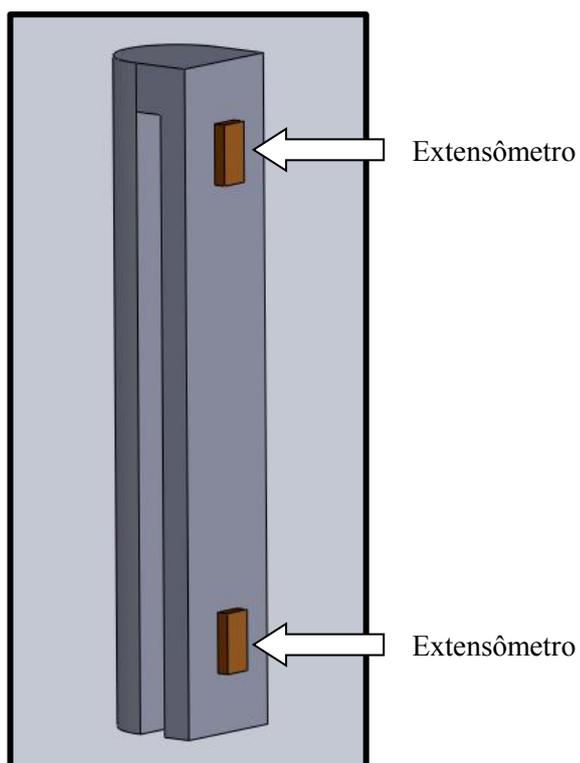
Em consequencia do uso deste *software* também foi possível visualizar de forma tridimensional toda a peça devido o posicionamento de cada uma das partes no local estabelecido obtendo assim o resultado final do desenho do dispositivo como mostra a Figura 10 e também a visualização dos locais onde foi projetada a colocação dos extesômetros (Figura 11).

Figura 10 – Representação esquemática do dispositivo.



Fonte: Morgado, 2013.

Figura 11 – Representação esquemática da disposição dos Extensômetros.



Fonte: Morgado, 2013.

3.3.2 Eletromiógrafo

O Eletromiógrafo (EMG) utilizado na pesquisa é da marca *EMG System do Brasil*®, de oito canais, banda de frequência de 20 a 500 Hz e ganho igual a 2000 vezes (amplificação do sinal) e uma frequência de aquisição de 100 Hz.

Este equipamento operou com bateria LI – ION, +12V / -12V – 2,2 A/h (Figura 12).

Figura 12 – Foto ilustrativa do equipamento de Eletromiografia da marca *EMG System do Brasil* de 8 canais.

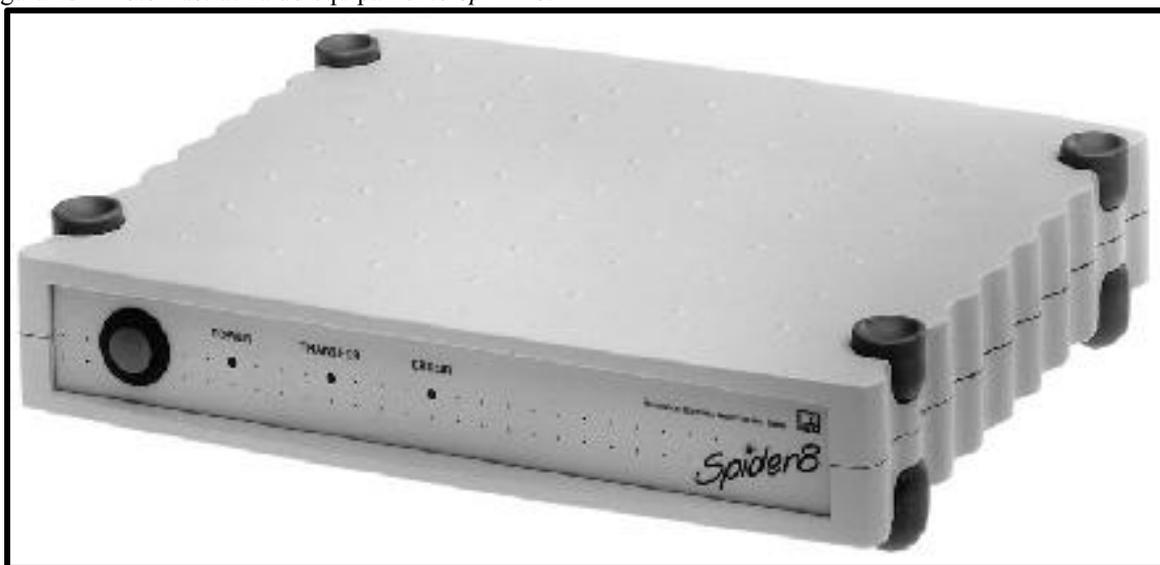


Fonte: Autor.

3.3.3 Spider 8

O *Spider 8* – HBM é um sistema de aquisição de sinais (condicionador e amplificador) pronto a medir sinais elétricos (tensão elétrica) de vários tipos de transdutores, no caso do presente estudo extensômetros elétricos (Figura 13).

Figura 13 – Foto ilustrativa do equipamento *Spider 8*.



Fonte: Autor.

3.3.4 Dispositivo de Mensuração de Força de Preensão Palmar (DMFPP)

O DMFPP apresenta características semelhantes de dimensionamento e peso da grampeadeira (Figura 14) utilizada nas atividades laborais dos funcionários da empresa automotiva.

A grampeadeira apresenta características com um peso de 1.883 kg, 280 mm de comprimento e um cabo com 80 mm de comprimento.

Ela é usada nas atividades laborativas para a montagem dos bancos na empresa em um período de 08 (oito) horas diárias executando 14 movimentos de grampear a cada 65 segundos aproximadamente, produzindo em torno de 50 bancos por hora.

Outro ponto importante para o desenvolvimento do projeto foi analisar tanto a formada pega na grampeadeira e sua movimentação (Figura 15).

Figura 14 – Foto da Grampeadeira.



Fonte: Autor.

Figura 15 – Foto da pega na Grampeadeira.

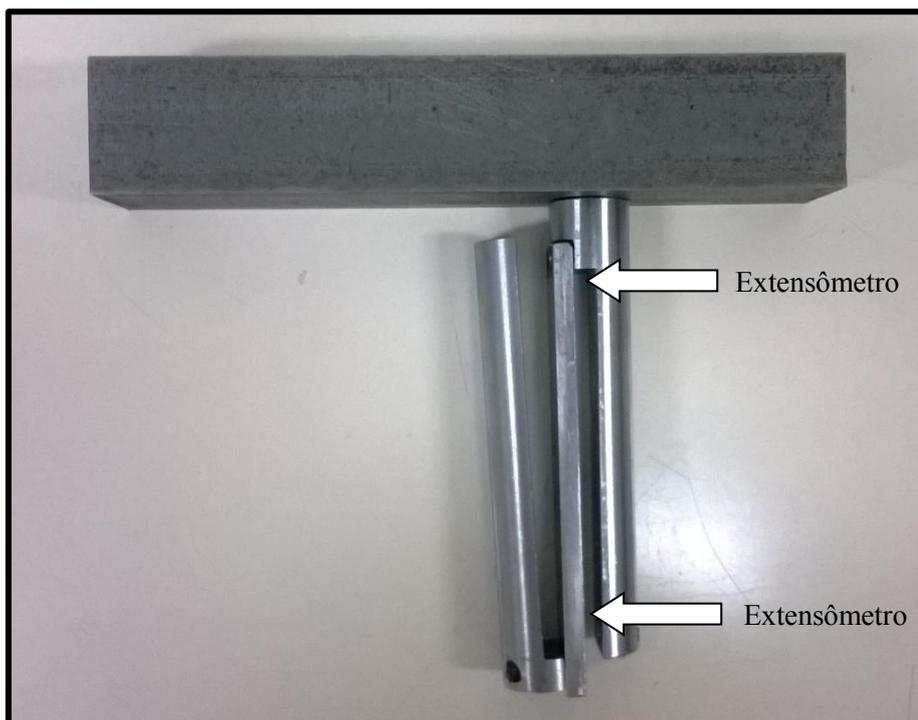


Fonte: Autor.

3.3.5 Construção do Dispositivo

Após esta etapa importante do projeto que foi o dispositivo ser desenhado, foi realizada a etapa de usinagem da peça. A Figura 16 mostra o dispositivo pronto e o local onde foram colados os extensômetros.

Figura 16– Imagem do protótipo montado.

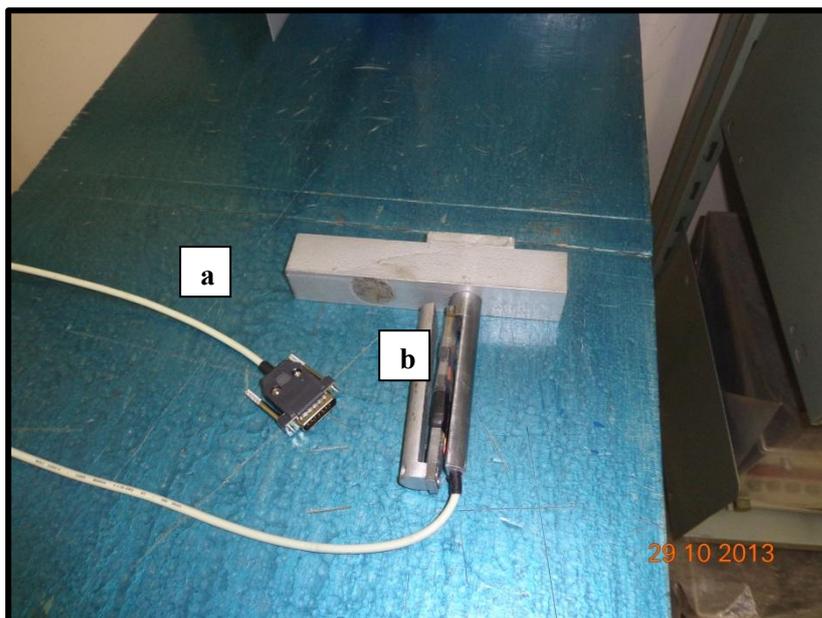


Fonte: Morgado, 2013.

Os dois extensômetros elétricos de resistência (*straingages*) utilizados eram da marca Kyowa, $119,8 \pm 0,2$ Ohms, os quais formaram um circuito em meia ponte de Wheatstone, cujos sinais individuais foram coletados pelos canais do sistema de aquisição *Spider 8* da marca HBM para a medição das pressões palmares.

Acoplou-se no dispositivo um cabo do tipo Manga 4 / 26 AWG e um conector DB – 15 como mostra a Figura 17.

Figura 17 – Figura ilustrativa do DMFPP: (a) cabo do tipo Manga; (b) conector DB – 15.



Fonte: Autor.

3.4 PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO DO DISPOSITIVO

A calibração do dispositivo foi realizada no Laboratório de Mecânica da Universidade Estadual Paulista – Campus de Guaratinguetá, local apropriado para esta prática devido apresentar espaço, equipamentos e técnicos o que proporcionou o apoio necessário para que esta etapa fosse realizada.

Foi utilizado um suporte de aço para que desse apoio para a fixação do dispositivo (Figura 18).

Para que a carga seja aplicada em todo o comprimento do cabo no dispositivo, simulando corretamente a força palmar, foi construído um suporte para aplicação dos pesos. A Figura 19 mostra este suporte que auxiliou na calibração e na aplicação dos pesos.

Figura 18 – Imagem da barra de aço utilizada no procedimento de fixação do dispositivo para a calibração.



Fonte: Autor.

Figura 19 – Imagem do suporte para a fixação da haste.



Fonte: Autor.

A calibração foi efetuada de forma estática através de pesos pré-definidos simulando a força de prensão palmar no dispositivo respeitando o esforço horizontal.

Uma haste de 1,32 kg para o suporte das massas de 8kg / 7,64kg / 7,64kg / 3,06 kg. Primeiro foi colocado somente a haste, em seguida a massa de 8 kg, depois as duas de 7,64 kg e por último o peso de 3,06 kg como mostra a Figura 20.

Figura 20 – Imagem da colocação das massas para a calibração.



Fonte: Autor.

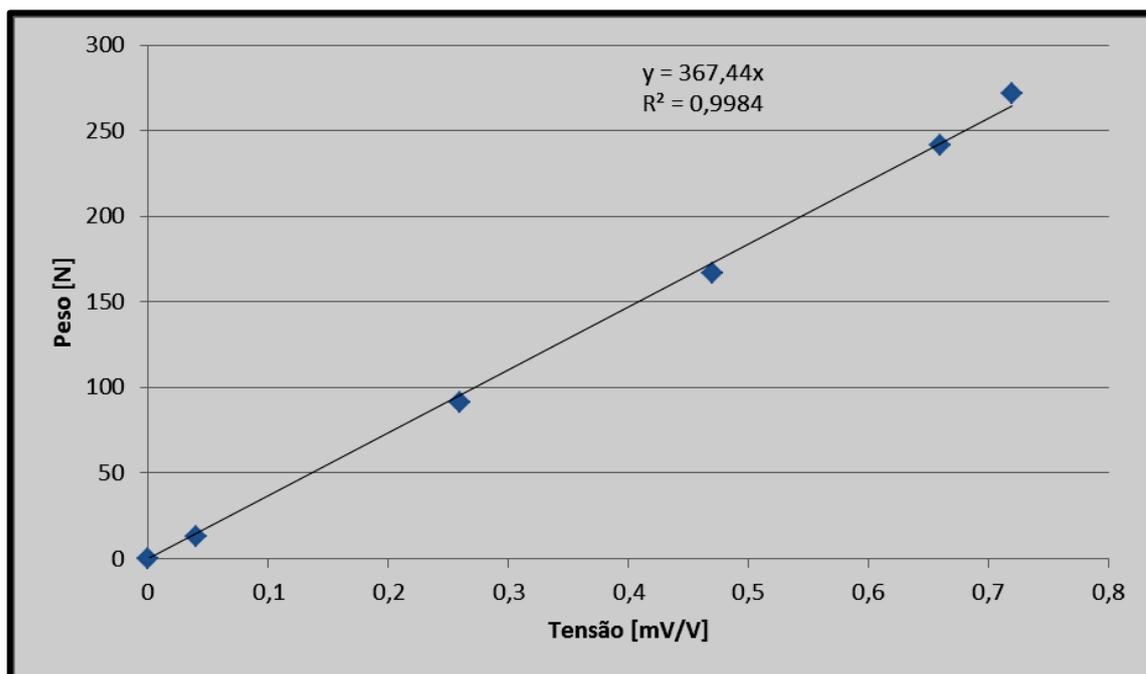
Através deste processo de aplicação das massas para a obtenção da calibração foi utilizado o equipamento *Spider* (condicionador e amplificador) juntamente com o auxílio do software *CatmanAP*, obteve-se valores da tensão expressas em mV/V, conforme apresentados na Tabela 2.

Tabela 2: Valores obtidos com a calibração.

Massa [kg]	Massa acumulada [kg]	Peso [N]	Tensão [mV/V]
0	0	0	0
1,32	1,32	12,94	0,04
8,00	9,32	91,42	0,26
7,64	16,96	166,37	0,47
7,64	24,60	241,32	0,66
3,06	27,66	271,34	0,72

O Gráfico 1 mostra o resultado da calibração, a equação da calibração ($y = 367,44x$) e o valor R^2 . Observa-se boa linearidade entre o sinal elétrico e as cargas aplicadas e a correlação R^2 próxima a 1.

Gráfico 1: Peso [N] versus Tensão [mV/V]



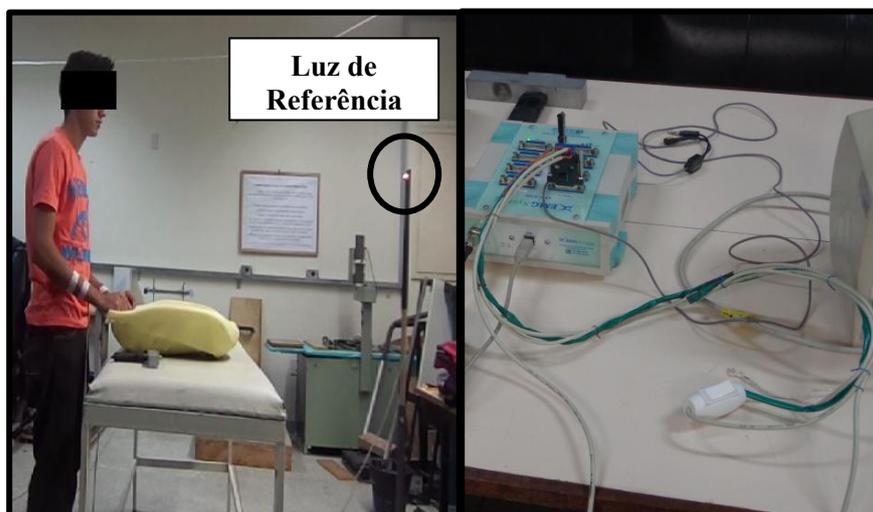
Fonte: Autor.

3.5 PROCEDIMENTOS DA COLETA DOS DADOS

A coleta de dados constou das seguintes fases:

Para a obtenção simultânea dos sinais de força e eletromiográfico foi construído um sistema com a finalidade de funcionar como referência para as coletas composto de uma haste de madeira com uma pequena lâmpada presa nesta (luz de referência), um botão de acionamento para ascender e apagar a pequena lâmpada (Figura 21), o que proporcionou as coletas de forma simultânea entre a força de prensão palmar e a eletromiografia (Figura 22).

Figura 21 – Imagem do sistema do ponto de referência.



Fonte: Autor.

Figura 22 – Imagem do ponto de referência.



Fonte: Autor.

Na próxima fase, os sujeitos participantes do estudo foram convocados ao ambulatório médico da empresa para o conhecimento da pesquisa e aplicação do termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme determina a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS).

A segunda fase foi realizada com a coleta dos dados antropométricos (altura e peso). A Tabela 3 fornece os dados antropométricos médios obtidos na avaliação dos voluntários.

Tabela 3: Características antropométricas dos voluntários da pesquisa (média \pm desvio padrão) (n=7)

Idade [anos]	Massa[kg]	Estatura [m]	Tempo de Empresa [meses]
26,29 \pm 6,94	77,39 \pm 13,46	1,71 \pm 0,03	35,71 \pm 29,34

Já para a terceira fase, cada sujeito foi preparado para a colocação dos eletrodos de superfície descartável duplo do tipo *Double Hal* (os participantes foram submetidos à tricotomia do antebraço, conforme orientação prévia e submetidos à assepsia dos locais onde foram colados os eletrodos de EMG referente ao músculo avaliado: Flexor Superficial dos Dedos e, utilizando-se de algodão embebido em álcool a 70%. Este procedimento é indispensável para se minimizar interferências do sinal EMG captado e também a impedância pele / eletrodo (pêlos, suor, resíduos de cremes, etc.), conforme recomendações de Mello et al. (2008). O eletrodo bipolar foi colado a uma distância de 20 mm centro a centro no sentido da fibra muscular e fixou-se um eletrodo monopolar de referência no processo estilóide da ulna esquerda, evitando perturbações no campo elétrico da região periférica ao local de aquisição (DUCHENE; GOUBEL, 1993).

Para o presente estudo todo o experimento foi executado no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, e mediante esta consideração todos os procedimentos executados dentro da empresa como altura da bancada de grampeação, a própria espuma usada na confecção do banco, os procedimentos de grampeação descritos a seguir de acordo com o que é prescrito pelo setor de engenharia da empresa foram reproduzidos o mais próximo possível da realidade das atividades laborais dos sujeitos no seu dia-a-dia.

Antes de dar início à coleta dos dados todos os sujeitos foram orientados quanto ao procedimento experimental, ou seja, a grampeação tinha que ser executada da mesma forma que é solicitada na operação de grampeação do banco do assento dianteiro determinada pelo setor de Engenharia de Processos da empresa. A Figura 23 mostra os pontos na espuma onde

será feita a grampeação que inicia na parte posterior e inferior da espuma conforme a numeração representada na Figura a seguir.

Figura 23 – Imagem da espuma com a ordem de grampeação numerada.



Fonte: Autor.

A espuma foi posicionada em cima de uma bancada, em seguida entregue o DMFPP ao sujeito e mostrado todo o funcionamento do equipamento. Após estes procedimentos solicitou-se para cada sujeito que realizasse um movimento para simulação e adaptação com o dispositivo.

Por fim, após as orientações e familiarização com o DMFPP, foi realizado o início das coletas.

3.5.1 Procedimentos Específicos para a Coleta de Dados

Para cada um dos sete sujeitos da pesquisa foram realizadas três (03) coletas com quatorze movimentos de grampeação conforme explicação anterior quanto à realização do procedimento experimental, a mesma abordagem foi realizada no estudo de Haidar et al. (2004) onde analisaram os resultados da média de três tentativas e observaram que o protocolo aplicado parecia ser ideal.

Os dados obtidos no teste de prensão palmar e atividade muscular foram inicialmente transferidos para o software Microsoft Office Excel 2010, e em seguida, colocados em uma planilha contendo os valores máximos de força e RMS. A partir daí foram obtidas as médias aritméticas destes valores encontrados em cada um dos três testes para os sete sujeitos através do software BioEstat 5.0 e em seguida foi aplicado o Teste de Normalidade de Kolmogorov-Smirnov (K-S) para verificar se os dados apresentavam distribuição normal.

Devido ao pequeno número da amostra ($n=7$) verificou-se que a distribuição de todos os dados experimentais para cada amostra de força e RMS máximos eram normais devido o desvio máximo não ter apresentado significância ($p > 0,05$) (Tabelas 4 e 5), esse comportamento leva a utilizar os testes paramétricos. Como existem mais de duas amostras utilizou-se o teste de ANOVA = um critério, indicado para uso quando existem mais do que dois grupos experimentais com relação a uma variável quantitativa. Os testes foram calculados com o auxílio do *software* BioEstat 5.0, sendo adotado $p < 0,05$.

Tabela 4 – Teste de Normalidade Kolmogorov-Smirnov para os dados referentes à média de uma coleta da força de prensão palmar.

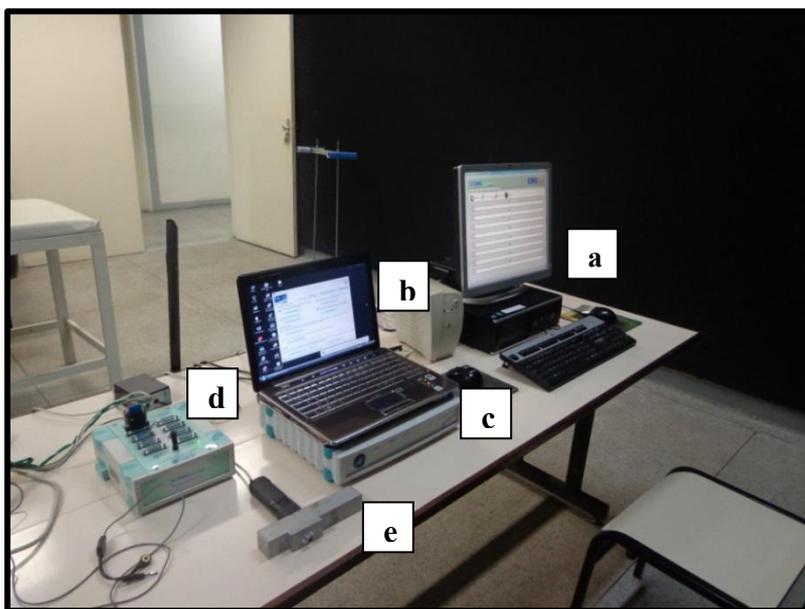
Tamanho da Amostra	Desvio Máximo	Valor Crítico unilateral (0,05)	Valor Crítico unilateral (0,01)	p(valor) unilateral	Valor Crítico bilateral (0,05)	Valor Crítico bilateral (0,01)	p(valor) bilateral
14	0,1752	0,3140	0,3900	ns	0,3490	0,4180	ns

Tabela 5 – Teste de Normalidade Kolmogorov-Smirnov para os dados referentes à média de uma coleta do RMS.

Tamanho da Amostra	Desvio Máximo	Valor Crítico unilateral (0,05)	Valor Crítico unilateral (0,01)	p(valor) unilateral	Valor Crítico bilateral (0,05)	Valor Crítico bilateral (0,01)	p(valor) bilateral
14	0,1695	0,3140	0,3900	ns	0,3490	0,4180	ns

Todo o experimento foi realizado no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Mecânica da FEG / UNESP onde foi montado o DMFPP com auxílio do sistema de aquisição de sinais (*SPIDER 8*), dois computadores e o eletromiógrafo e o sistema de referência utilizado para iniciar as coletas ilustrado na Figura 24.

Figura 24 – Estação de Tratamento dos Dados: (a) Computador com o programa *EMG SYSTEM* usado para a coleta do sinal eletromiográfico; (b) Notebook com o programa *CatmanAP* usado para a coleta da força de preensão palmar; (c) *Spider 8* (condicionador e amplificador de sinais); (d) Eletromiógrafo (*EMG System* do Brasil®); (e) DMFPP.



Fonte: Autor.

Os sinais obtidos por intermédio do Catman foram salvos e gravados em txt com uma frequência de aquisição de 50 Hz e os obtidos pelo EMG também em txt, com amplificação do sinal com ganho de 2000x e frequência de aquisição de 100 Hz. Foram duas coletas realizadas por máquinas independentes, cuja sincronia de início ocorreu pelo sinal da chave enviado ao EMG e para o *Spider 8* através do acionamento da chave para ascender a lâmpada de referência, sinal este para o sujeito iniciar pegando o DMFPP e no momento em que o pesquisador desligou a chave apagando a lâmpada os sinais começaram a ser coletados em sincronia.

Os dados da força de preensão palmar e a atividade muscular foram comparados entre si nas três coletas, considerando a condição intrasujeitos e para ilustrar os dados foi apresentado o comportamento gráfico nestas condições.

A espuma foi posicionada em cima de uma bancada (Figura 25) simulando aproximadamente a mesma altura da bancada de trabalho na empresa. Previamente a cada

condição, os voluntários realizaram um ciclo completo de grampeação para que pudessem se adaptar com o DMFPP e aos eletrodos fixados de EMG.

Figura 25 – Imagem do posicionamento da Espuma.



Fonte: Autor.

A Figura 26 mostra o local onde foi fixado o eletrodo para a captação da atividade do sinal elétrico oriunda do músculo Flexor Superficial dos Dedos e o eletrodo monopolar de referência afixado no processo estilóide da ulna esquerda (Figura 27).

Figura 26 – Imagem do eletrodo no músculo Flexor Superficial dos Dedos.



Fonte: Autor.

Figura 27 – Imagem do eletrodo monopolar de referência.



Fonte: Autor.

Para todos os sujeitos foi adotado o mesmo procedimento de fixação dos eletrodos devido os mesmos trabalharem somente com o membro dominante (membro superior direito) em suas atividades laborativas.

A coleta dos dados teve uma duração de até 30 segundos para cada um dos três movimentos de grampeação.

Forças de prensão palmar são encontradas na maioria das atividades ocupacionais, ou mesmo, nas atividades da vida diária, o que tem gerado a necessidade de estudos nas áreas da biomecânica, ergonomia e / ou design ergonômico.

Poucos são os estudos que correlacionam as forças de prensão palmar e a atividade muscular do flexor superficial dos dedos. Diante desta consideração a ideia inicial do experimento era realizar três coletas na empresa onde os sujeitos da pesquisa trabalham durante a sua jornada de trabalho. Em um primeiro momento seria realizado a coleta 1 antes de iniciar as atividades laborativas, em seguida a segunda coleta após quatro horas de trabalho e a última coleta logo após o término da jornada laboral, e desta forma verificar o comportamento da força de prensão e atividade elétrica muscular na grampeação, porém devido a dificuldade do deslocamento, da instalação dos equipamentos no posto de trabalho tornaram a ideia inicial inviável.

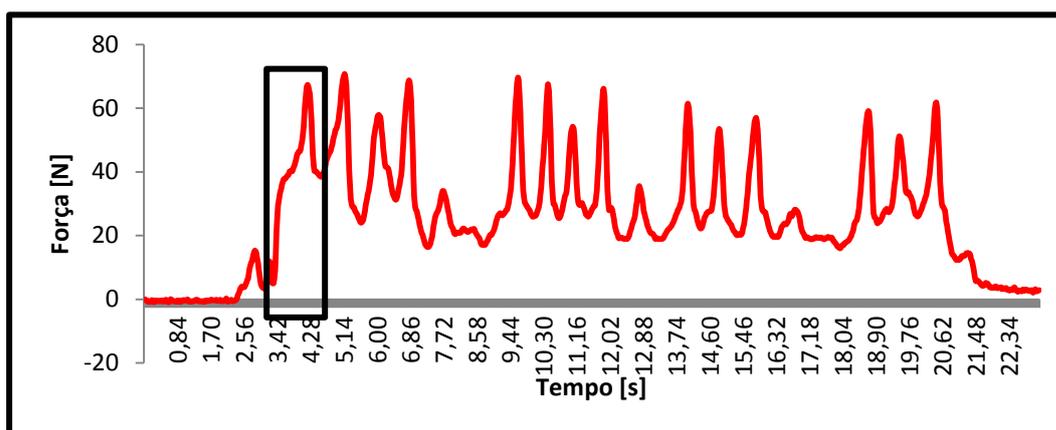
Portanto, o experimento foi reproduzido dentro do Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, no Departamento de Mecânica, mas não foi possível reproduzir as pausas previstas entre uma coleta e outra, portanto neste caso observou-se a força e a atividade elétrica muscular máxima reproduzindo os mesmos movimentos de grampeação que os funcionários realizam na empresa.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O pico máximo de força para cada movimento de grampeação encontra-se no intervalo de tempo de aproximadamente 0,8s, e como modelo de como isso foi realizado os dados do sujeito 1 na primeira coleta segue como exemplo onde contando-se do início da prensão com um tempo de 3,8s sendo que neste momento inicia-se gradativamente o aumento da força, apresenta na sequencia o seu pico máximo e o final a diminuição da força de prensão, todo esse evento com um tempo de 4,6s como ilustra a marcação na Figura 28 a seguir.

A normalização dos dados de força foi realizada a partir da razão entre o valor de pico máximo e o valor médio da força (de todos os 14 valores de força) estabelecido para cada pico de força.

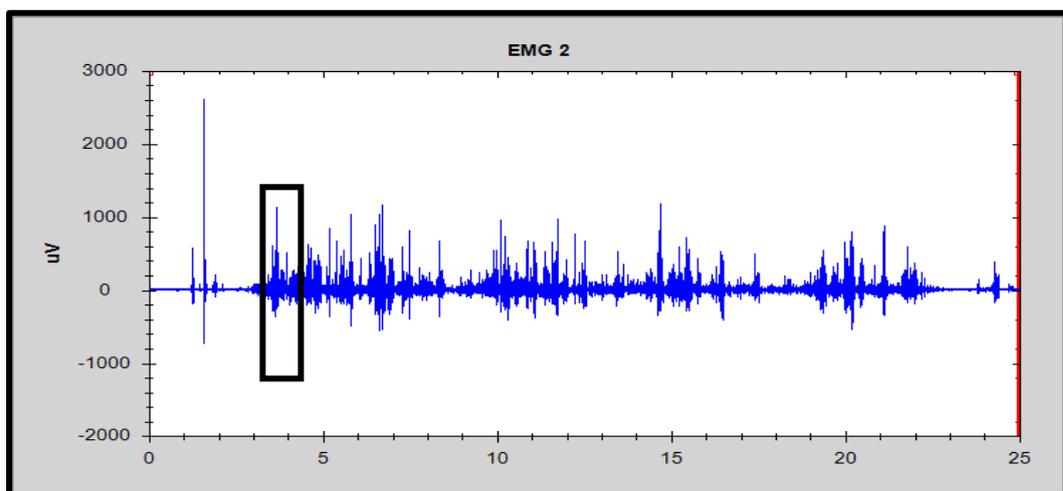
Figura 28: Intervalo de Tempo que compreende o pico máximo de força entre 3,8s a 4,6s.



Fonte: Autor.

O RMS neste estudo para cada uma das 14 grampeações foi obtido através do programa no próprio equipamento em que foi realizada a coleta dos dados da atividade muscular (EMG System do Brasil ®) utilizando o mesmo intervalo de tempo em que se encontra a força de prensão máxima como mostra a Figura 29.

Figura 29: Intervalo de Tempo que compreende o RMS entre 3,8s a 4,6s.



Fonte: Autor.

A normalização dos dados de RMS foi realizada a partir da razão entre o valor de RMS de cada grampeação e o valor médio de todos os 14 valores nas coletas.

Para a análise e discussão dos resultados dos dados eletromiográficos foram utilizados apenas os valores de RMS (Raiz Quadrática Média), pois segundo Basmajian e De Luca (1985), este constitui o quesito que maior informações nos fornece a cerca do movimento realizado.

A seguir, na Tabela 6 são apresentados os resultados dos testes na seguinte ordem: a) comparação da força de preensão palmar máxima, o RMS máximo, a Média Aritmética e o Desvio Padrão, ou seja, é descrita a análise quantitativa a partir dos valores de força de preensão palmar (N) e do RMS do músculo Flexor Superficial dos Dedos (μV) obtidos das três coletas realizadas para o sujeito 1 da pesquisa, uma vez que o estudo de Baptista et al. (2013) mostra que o tratamento dos dados da força de preensão são mais claros e objetivos se realizados em unidade de medida em N. Os dados dos outros sujeitos da pesquisa encontram-se no APÊNDICE C.

Nesta tabela pode-se constatar que o sujeito 1 apresenta variações nos valores de força ao longo dos quatorze movimentos de grampeação, o mesmo ocorre para o RMS, porém neste caso a variação é maior, isso demonstra que para cada movimento de grampeação o indivíduo tem uma força de preensão palmar maior do que a atividade do flexor superficial dos dedos mas também apresenta em determinados movimentos como por exemplo (grampeação de número 01, 02, 04) valores de RMS maiores do que os de força de preensão.

Tabela 6: Análise descritiva a partir dos valores médios de força F (N) e RMS (μ V) obtidos nos testes de preensão palmar e atividade muscular do músculo Flexor Superficial dos Dedos respectivamente do sujeito 1.

Sujeito	Nº de	Coleta 1		Coleta 2		Coleta 3	
Grampeação							
1		F	RMS	F	RMS	F	RMS
	01	67,33	77,66	67,77	74,66	74,21	87,42
	02	70,77	90,54	68,78	101,90	66,84	112,65
	03	57,63	92,89	58,64	88,31	59,92	91,75
	04	68,30	133,94	61,60	103,21	68,30	104,89
	05	67,95	59,53	61,16	28,99	60,80	60,15
	06	67,55	103,69	51,54	96,45	55,60	101,26
	07	52,47	94,83	59,88	94,71	65,26	71,29
	08	65,39	100,02	66,10	87,57	71,83	84,92
	09	60,76	42,63	64,86	25,04	51,68	37,92
	10	52,34	90,36	50,44	82,97	44,36	91,31
	11	55,56	80,84	47,22	83,32	48,46	78,35
	12	56,84	31,63	52,82	35,53	60,27	51,20
	13	49,91	81,35	49,56	71,54	48,06	136,33
	14	61,51	121,44	57,23	96,99	55,34	154,23
Média							
Aritmética		61,02	85,81	58,40	76,51	59,35	90,26
Desvio							
Padrão		6,95	27,57	7,14	26,99	9,24	31,34

A Tabela 7 representa a análise dos valores normalizados de força máxima de preensão palmar dentro de um intervalo de tempo em que esta foi realizada em cada movimento de grampear e seu respectivo valor de RMS obtidos nas três coletas para o sujeito 1 da pesquisa. Os dados dos outros sujeitos da pesquisa encontram-se no APÊNDICE D.

Tabela 7: Análise descritiva a partir dos valores médios de força F (N) e RMS (μ V) obtidos nos testes de preensão palmar e atividade muscular do músculo Flexor Superficial dos Dedos respectivamente normalizados do sujeito 1.

Sujeito	Nº de Grampeação	Coleta 1		Coleta 2		Coleta 3	
		F	RMS	F	RMS	F	RMS
1							
	01	1,10	0,91	1,16	0,98	1,25	0,97
	02	1,16	1,06	1,18	1,33	1,13	1,25
	03	0,94	1,08	1,00	1,15	1,01	1,02
	04	1,12	1,56	1,05	1,35	1,15	1,16
	05	1,11	0,69	1,05	0,38	1,02	0,67
	06	1,11	1,21	0,88	1,26	0,94	1,12
	07	0,86	1,11	1,03	1,24	1,10	0,79
	08	1,07	1,17	1,13	1,14	1,21	0,94
	09	1,00	0,50	1,11	0,33	0,87	0,42
	10	0,86	1,05	0,86	1,08	0,75	1,01
	11	0,81	0,94	0,81	1,09	0,82	0,87
	12	0,93	0,37	0,90	0,46	1,02	0,57
	13	0,82	0,95	0,85	0,94	0,81	1,51
	14	1,01	1,42	0,98	1,27	0,93	1,71
Média							
Aritmética		1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Desvio							
Padrão		0,11	0,32	0,12	0,35	0,16	0,35

4.1 RESULTADOS DA COMPARAÇÃO DA FORÇA DE PREENSÃO PALMAR E RMS DOS SUJEITOS

Foi utilizado o teste ANOVA (um critério) para averiguar a existência de diferença significativa entre as médias de força de preensão e dos valores de RMS em cada coleta para todos os sujeitos e desta forma não apontou diferença significativa entre as coletas tanto na força e no RMS apresentados nas Tabelas 8 e 9 respectivamente.

Tabela 8 – Valores de força (N) e suas médias obtidos na comparação entre as coletas 1, 2 e 3 do Sujeito 1.

Variável	Média	P - valor
Coleta 1	61,02	
Coleta 2	58,40	0,6646
Coleta 1	61,02	
Coleta 3	59,35	0,5998
Coleta 2	58,40	
Coleta 3	59,35	0,7603

*Significância Estatística = $p < 0,05$.

Tabela 9 – Valores de RMS (μV) e suas médias obtidos na comparação entre as coletas 1, 2 e 3 do Sujeito 1.

Variável	Média	P - valor
Coleta 1	85,81	
Coleta 2	76,51	0,6210
Coleta 1	85,81	
Coleta 3	90,26	0,6951
Coleta 2	76,51	
Coleta 3	90,26	0,2227

*Significância Estatística = $p < 0,05$.

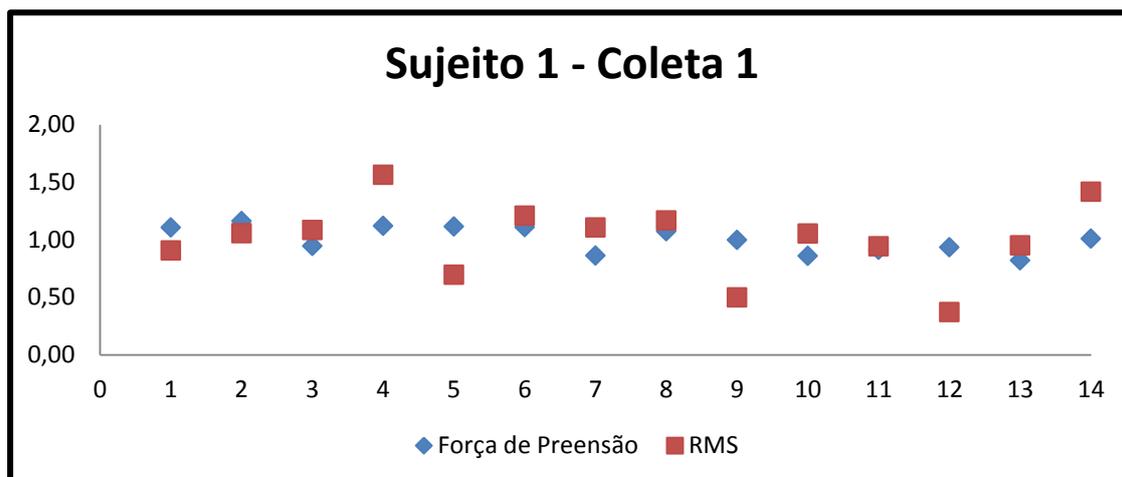
Ao realizar a força de preensão palmar, a atividade muscular é exigida para que o movimento seja executado, e durante qualquer atividade se é necessário aumentar a força de preensão palmar a atividade muscular aumenta para que o movimento possa ser executado. Esperava-se que o presente estudo apresentasse um comportamento semelhante como, por exemplo, durante a execução da força de preensão palmar a atividade muscular apresentasse valores semelhantes aos da preensão, ao realizar uma força menor a atividade muscular também fosse menor, porém o que foi observado foi um comportamento que variou entre valores de preensão maiores do que os de RMS no mesmo gesto de grampeação e o contrário também foi encontrado mesma coleta (Figura 30). No APÊNDICE D encontram-se os gráficos que representam os dados dos outros sujeitos da pesquisa.

Dos quatorze movimentos de grampeação, nove deles apresentaram valores da atividade muscular maior do que os da força de preensão.

Tais variações são semelhantes aos achados de Duque et al. (1995) onde eles verificaram que com o uso do eletrodo de superfície na pele e a monitorização da atividade muscular ocorreram mudanças nos valores da atividade elétrica muscular com cada postura do antebraço e punho devido a pele acompanhar esses movimentos deslizando sobre o músculo analisado.

Pode-se argumentar ainda, que a mudança de postura do antebraço e punho nos movimentos de grampeação conduz a diferentes contrações dos músculos extensores antagônicos (para manter um equilíbrio dos movimentos e das diferentes posturas) e, acima de tudo do flexor superficial dos dedos. Isto, no entanto, pode ter constituído um dos fatores que levaram à limitação da comparação entre a força e o RMS: em muitas condições de trabalho a flexão dos dedos é acompanhada pela flexão do punho e de um modo geral, os indivíduos utilizam estruturas biomecânicas (musculatura e o conjunto de ossos) para a realização destas atividades, mesmo que realizadas de forma conjunta.

Figura 30: Dados de Força e RMS do sujeito 1 normalizados.

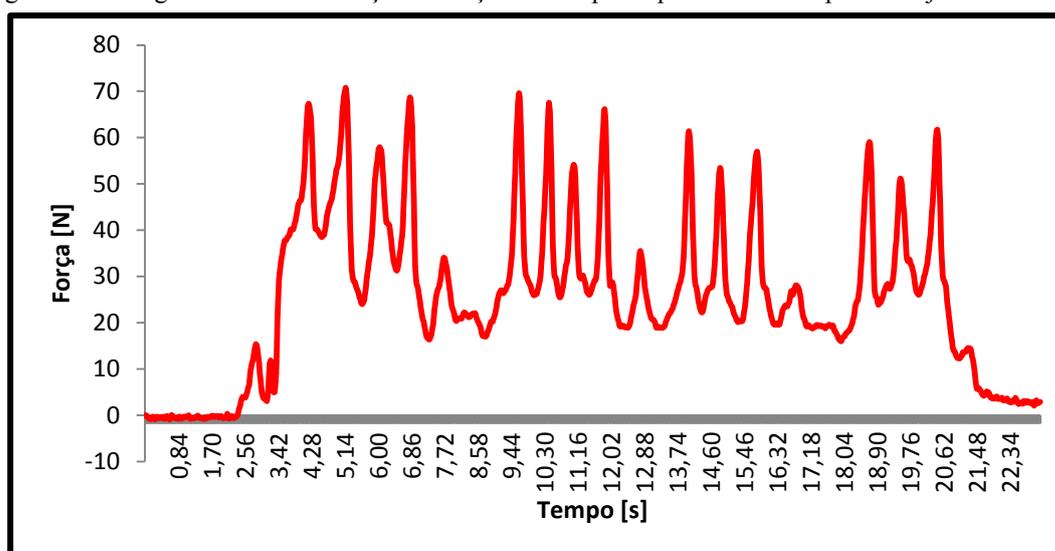


Fonte: Autor.

No presente estudo os sujeitos realizaram os movimentos de grampeação com um posicionamento de flexão do cotovelo de aproximadamente 70 graus, posição neutra do antebraço para pronação e supinação e do punho para flexão e extensão.

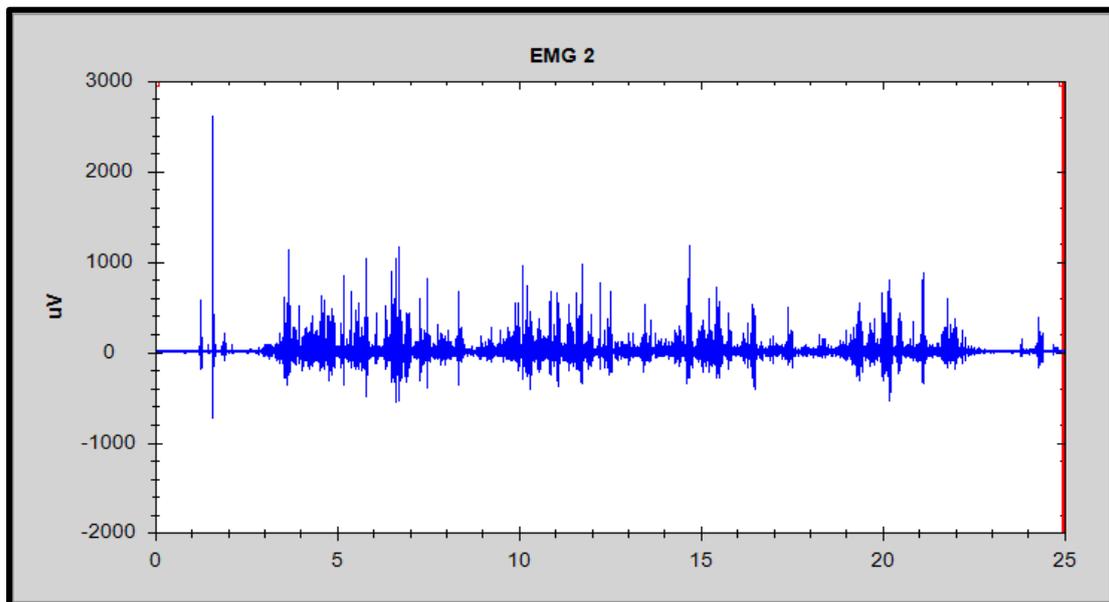
A Figura 31 ilustra o comportamento gráfico dos dados de força de prensão palmar (N) para a coleta 1 do sujeito 1. A Figura 32 ilustra a representação gráfica gerada pelo *software* do Eletromiógrafo do sinal da atividade muscular do músculo Flexor Superficial dos Dedos também da coleta 1 para o sujeito 1.

Figura 31 – Imagem da curva de força em função do tempo da primeira coleta para o Sujeito 1.



Fonte: Autor.

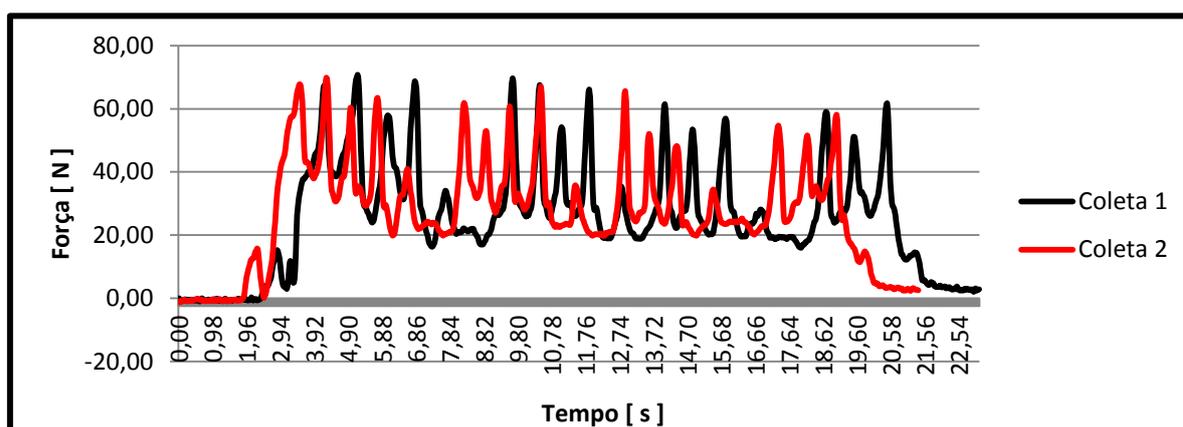
Figura 32 – Imagem do sinal eletromiográfico do músculo Flexor Superficial dos Dedos da primeira coleta para o Sujeito 1.



Fonte: Autor.

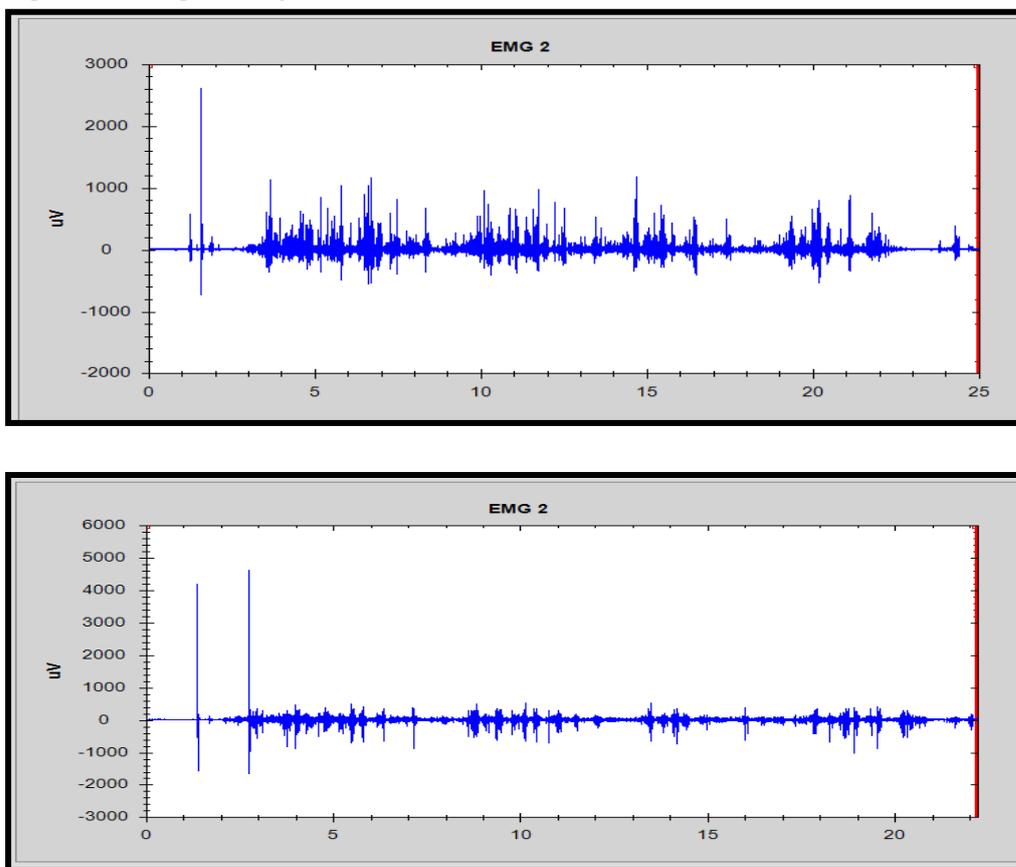
A seguir é apresentado como ilustração um gráfico do comportamento do sinal de força de prensão palmar (Figura 33) e da atividade muscular (Figura 34) para o sujeito 1 nas coletas 1 e 2 respectivamente.

Figura 33 – Imagem da curva de força em função do tempo da primeira e segunda coletas para o Sujeito 1.



Fonte: Autor.

Figura 34 – Imagem do sinal eletromiográfico do músculo Flexor Superficial dos Dedos para a coleta 1 e 2 respectivamente para o Sujeito 1.



Fonte: Autor.

Foi possível verificar que mesmo uma variação entre a força de prensão manual e a atividade muscular os indivíduos têm a capacidade de realizar a atividade de grampeação.

Durante a observação do movimento de grampear dos sujeitos nas três coletas (Figura 35) pode-se constatar que os sujeitos utilizaram uma postura semelhante (flexão de cotovelo de aproximadamente $70^\circ - 60^\circ$, posição neutra do punho e do antebraço para pronação e supinação e discreta abdução do ombro) e um tempo semelhante no ato de grampeação, porém o uso dos grupos musculares na atividade muscular e na força de prensão comparados com cada coleta é utilizado de forma individual, não há um padrão de força entre os sujeitos, ou seja, é uma característica do indivíduo o controle neuromuscular da postura (ARMSTRONG et al., 1993).

Figura 35 – Imagem da postura do sujeito no momento em que realiza o movimento de grampeação.



Fonte: Autor.

Atualmente a dinamometria é usada em larga escala no âmbito científico e acadêmico. A partir destas considerações é importante levar em conta a elaboração de projetos e instrumentos para medir as forças que interagem com o sistema locomotor (EARHART, BASTIAN, 2000; GIMENES, et al., 2006).

Montalcini et al. (2013) procuraram estabelecer valores de referência na força de preensão palmar em uma população jovem saudável variando entre 19 e 25 anos de idade de ambos os sexos. Utilizaram um dinamômetro manual hidráulico e obtiveram valores de força de preensão média de 27.70 ± 4.3 kg para o sexo feminino e 44.77 ± 6.6 kg para o sexo masculino. O presente estudo apresentou valor maior na força de preensão de $110,35 \text{ N} \pm 50,79$.

Baptista et al. (2013) utilizaram um protocolo de força de preensão manual em degraus de intensidade para o estudo dos músculos flexor radial do carpo e flexor superficial dos dedos por meio do registro da força de preensão sustentada. Foi feita análise do sinal eletromiográfico de superfície destes músculos e utilizado um dinamômetro eletrônico e um conversor analógico-digital. Participaram deste estudo 12 indivíduos saudáveis, ativos e destros. Os indivíduos realizaram o teste de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) da mão dominante seguido do protocolo de degraus submáximos em 20%, 40% e 60% da CIVM por 10 segundos cada. A análise de variância "two-way" foi aplicada para os valores de RMS e força muscular. O teste proposto não gerou queda do rendimento de força nos degraus submáximos estabelecidos e a instauração do processo de fadiga do flexor superficial dos dedos. Por outro lado, o flexor radial do carpo apresentou sinais de fadiga mioelétrica sugerindo o processo de falência da força de preensão manual (FPM).

O presente estudo apresentou valores de força média de todas as coletas em todos os sujeitos analisados de 110,35 N, ao passo que o estudo de Baptista et al. (2013) apresentou valor de 285,08 N mesmo que tenha apresentado diferenças técnicas comparados entre ambos.

Um estudo realizado por Duque et al. (1995) em 20 sujeitos investigaram a força de preensão palmar com o dinamômetro JAMAR em conjunto com a EMG de superfície em postura neutra do punho para 30% e 70% da contração voluntária máxima. Concluíram que o modelo proposto com o uso do dinamômetro e o EMG somente é viável em uma única posição do punho, ou seja, neutra para pronação e supinação e esforços não voluntários dos mesmos músculos para manter a posição do punho na execução da atividade de força de preensão.

Paschoarelli et al. (2010) relatam que as preensões humanas empregadas em atividades ocupacionais podem ser associadas aos diagnósticos de DORTs. Apesar dos vários estudos na área, a interferência entre ações da extremidade dos membros superiores na aplicação de forças não é bem conhecida. Apesar dos resultados do presente estudo não terem apresentado valores estatisticamente significativos, pode corroborar para a formação futura de parâmetros de forças de preensão.

As disfunções musculoesqueléticas têm sido associadas com fatores de risco individuais e biomecânicos presentes no ambiente ocupacional. Essas disfunções desenvolvem-se gradualmente, apresentam um curso crônico e frequentemente permanecem sem tratamento. Um fator correlacionado a isto pode ser devido à maioria das ocupações exigirem o uso sustentado e repetitivo da preensão palmar o que gera uma perda da força e resistência muscular (POLANYI et al., 1997).

Diversas marcas de dinamômetros para avaliação da força de preensão manual apareceram no mercado nacional nos últimos anos. Alguns exemplos são o dinamômetro *TAKEY KIKI KOGIO TK 1201*, o dinamômetro *ENDVECO* modelo 136 e o dinamômetro *SMEDLEY* (BARBOSA, et al., 2005; ESTEVES, et al., 2005). Porém não existem estudos demonstrando a utilização destes equipamentos em atividades de vida diária, atividades laborais que possam reproduzir dados de força de preensão de forma dinâmica.

Diante destas considerações, o presente estudo teve como objetivo construir um dispositivo que atendesse a necessidade da avaliação na prática clínica dos esforços de preensão palmar e verificou a viabilidade do uso desse sistema de mensuração da força de forma ativa e foi possível também reproduzir a força no momento da execução da atividade laboral do sujeito. Essa ferramenta pode fornecer informações sobre estratégias de controle

neural para diferentes atividades motoras em seres humanos assim como dados quantitativos em Biomecânica.

As atividades que envolvem as mãos são encontradas na maioria das ocupações trabalhistas, potencializando as lesões do complexo articular do punho e da mão. Com o advento da tecnologia na indústria, a especificidade do trabalho aumentou, principalmente com a informatização de setores, e com a automatização do processo de produção, causando dessa forma o movimento repetitivo em funções ocupadas por trabalhadores, podendo gerar o distúrbio osteomuscular relacionado ao trabalho (CHIAVENATO FILHO; PEREIRA JUNIOR, 2004).

5 CONCLUSÃO

O projeto e a construção do dispositivo foram etapas concluídas satisfatoriamente diante da expectativa do pesquisador.

Nos casos analisados o dispositivo de mensuração de força de preensão palmar em sua versão final, devidamente calibrado e sincronizado com o sistema de aquisição de dados e sinais em um computador atende ao objetivo de sua utilização em uma atividade dinâmica e isso possibilita outras investigações a qualquer pesquisador principalmente da área da saúde preocupado com parâmetros de evolução clínica em distúrbios musculoesqueléticos e até mesmo relacionadas ao trabalho (Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho).

Foi possível correlacionar as variáveis eletromiográficas e a força de preensão palmar simultaneamente aos movimentos executados em uma atividade laborativa, isso representa potencial significativo à adoção de um método de avaliação e mensuração da força manual. Isso se constituirá em uma mudança na visão das empresas no que diz respeito ao investimento em programas de saúde ocupacional e estudos científicos na área de ergonomia e biomecânica ocupacional.

Ao desenvolver estudos em saúde ocupacional, as empresas estarão possibilitando, sobretudo, um grande ganho em termos de prevenção, resultados, melhoria da imagem, e ao mesmo tempo, uma organização mais “salutar” aos trabalhadores.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMADIO, A.C. **Fundamentos Biomecânicos para a Análise do Movimento Humano**. Universidade de São Paulo / USP. São Paulo: Estação Liberdade, 1996, 86p.

ARMSTRONG T. J.; BUCKLE P.; FINE L. J.; HAGBERG M.; JONSSON B.; KILBOM A.; KUORINKA I. A.; SILVERSTEIN B. A.; SJOGAARD G.; VIKARI-JUNTURA E. R. A conceptual model for work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. **Scand J Work Environ Health**, v. 19, n. 2, p. 73-84, 1993.

AZADEH, A.; NOURI J.; MOHAMMAD I. F. The Impacts of Macroergonomics on Environmental Protection and Human Performance in Power Plants. **Iranian Journal of Environmental Health Science & Engineering**, v. 2, n. 1, p.60-66, 2005.

BAPTISTA, M. T.; MACHADO, F. A.; PEREIRA, G. R.; NADAL, J.; OLIVEIRA, L. F. Teste de força de preensão manual: estudo da fadiga mioelétrica do flexor radial do carpo e flexor superficial dos dedos. **Rev Bras EducFísEsporte**, v. 27, n. 3, p. 345-353, 2013.

BARBOSA, A. R.; SOUZA, J. M. P.; LEBRÃO, M. L.; LAURENTI, R.; MARUCCI, M. F. N. Functional limitations of Brazilian elderly by age and gender differences: data from SABE Survey. **Caderno de Saúde Pública**, v. 21, n. 4, p. 1177-85, 2005.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. *Muscles Alive: their function revealed by Electromyography*. 5 ed. Baltimore: Williams and Wilkins, p. 276-281, 1985.

BROWN, L.E.; WEIR, J.P. ASEP procedures recommendations I: accurate assessment of muscle strength and power. **Journal of Exercise Physiologyonline**, v.4, p.1-21, 2001.

CAPORRINO, F. A., FALOPPA, F., SANTOS, J. B. G., RÉSSIO, C., SOARES, F. H. C., NAKACHIMA, L. R. Estudo populacional da força de preensão palmar com dinamômetro Jamar. **Rev BrasOrtop**, v. 33, n. 2, p. 150-154, 1998.

CHAFFIN, D. B.; ANDERSSON, G. B.; MARTIN, B. J. J. **Occupational Biomechanics**.3 ed. Michigan: Wiley-Interscience 1997.

CHIAVENATO FILHO, L. G.; PEREIRA JUNIOR, A. LER/DORT: multifatorialidade etiológica e modelos explicativos. **Interface – Comunicação, Saúde e Educação**, v. 8, n. 14, p. 149-162, 2004.

CLASBY, R. G.; DERRO, D. J.; SNELLING, L.; DONALDSON, S. The Use of Surface Electromyographic Techniques in Assessing Musculoskeletal Disorders in Production Operations. **Applied Psychophysiology and Biofeedback**, v. 28, n. 2, 2003.

DE FREITAS, P. B.; KRISHNAN, V.; JARIC, S. Force coordination in object manipulation. **J HumKinet**, v. 20, p. 37-51, 2008.

DA MATTA, T.T. et al. Interpretação dos mecanismos de gradação da força muscular através da acelerometria. **RevBrasMed Esporte**, São Paulo, v. 11, n. 5, p. 306-310, set/out.2005.

DUCHENE, J.; GOUBEL, F. Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**.v.21, n.4, p.313-97, 1993.

DUQUE, J.; MASSET, D.; MALCHAIRE, J. Evaluation of handgrip force from EMG measurements. **Applied Ergonomics**, v. 26, n. 1, p. 61-66, 1995.

DURWARD, B. R.; BAER, G. D.; ROWE, P. J. Movimento Funcional Humano: Mensuração e Análise. São Paulo: Manole, 2001.

EARHART, G. M.; BASTIAN, A. J. Form switching during human locomotion: Traversing wedges in a single step. **Journal of Neurophysiology**.v.84, p. 605-15, 2000.

ENOKA, R. M. **Bases Neurodinâmicas da Cinesiologia**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2000. p.160-63.

ESTEVES, A. C.; REIS, D. C.; CALDEIRA, R. M.; LEITE, R. M.; MORO, A. R. P.; BORGES JUNIOR, N. G. Força de preensão, lateralidade, sexo e características antropométricas da mão de crianças em idade escolar. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 7, n. 2, p. 69-75, 2005.

FERNANDES, R. C. P.; ASSUNÇÃO, A. A.; CARVALHO, F. M. Tarefas repetitivas sob pressão temporal: os distúrbios musculoesqueléticos e o trabalho industrial. **Ciências & Saúde Coletiva**, v. 15, n. 3, p. 931-942, 2010.

FERREIRA, M. C. O sujeito forja o ambiente, o ambiente –Forja” o sujeito: Inter-relação Indivíduo-Ambiente em Ergonomia da Atividade. **Brasília: Laboratório de Ergonomia**, Dep. De Psicologia Social e do Trabalho PST, Universidade de Brasília, 2002.

FORNALSKI, S; GUPTA, R; LEE, TQ. Anatomy and Biomechanics of the ElbowJoint. **Sports Medicine and Arthroscopy Review**, v. 11, n. 1, p. 1-9, 2003.

GIMENES, R. et al. The use of surface electromyography in musculoskeletal dysfunctions evaluation and treatment — a literature survey. **Cadernos: Centro Universitário São Camilo**, São Paulo, v. 12, n. 4, p. 59-67, 2006.

GRAY, H. **Anatomia**. 29 ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 1988. p. 179-187.

GUÉRIN F. et al – **Compreender o Trabalho para transformá-lo** – Editora Edgar Blucher, São Paulo, SP, 2001.

Haidar, S. G.; Kumar, D.; Bassi, R. S.; Deshmukh, S. C. Average versus maximum grip strength: Which is more consistent? **J Hand Surg**, v. 29, n. 1, p. 82-84, 2004.

HALL, S.J. Biomecânica do Músculo Esquelético Humano. In: _____. **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. p. 141-166.

HUANG, G. D.; FEUERSTEIN, M.; SAUTER, S. L. Occupational Stress and Work-related Upper Extremity Disorders: Concepts and Models. **American Journal of industrial Medicine**, v. 41, p.298-314, 2002.

IMRHAN, S.N. Trends in finger pinch strength in children, adults, and the elderly. **Hum Factors**, v. 31, n. 6, p. 689-701, 1989.

JARIC, S. Muscle Strength Testing - Use of Normalization for Body Size. **SportsMed**, Auckland, v.32, n.10, p. 615-631, 2002.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia Articular**. 5ª ed. Rio de Janeiro: Panamericana, 2000. p. 142.

KENDALL, F.P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. **Músculos, Provas e Funções**. 4. ed. Sao Paulo: Manole, 1995. p. 179.

KEOGH J. P.; NUWAYHID I.; GORDON J. L.; GUCER P. The impact of occupational injury on injured worker and family: outcomes of upper extremity cumulative trauma disorders in Maryland workers. **Am J IndMed**, v. 38, n. 5, p. 498-506, 2000.

LIDA, I. **Ergonomia: projeto e produção**. 2ª ed. rev. e ampl. São Paulo: Edgard Blucher, 2005.

LIMA, K.C.A.; SANTOS R.Q.; De Freitas P.B. Relação entre a força máxima e destreza manual em adultos saudáveis: implicações para a avaliação da função manual. **Braz J Mot Behav**, v. 6, n. 3, p.1-6, 2011.

MARTIN, J.C. Muscle Power: The Interaction of Cycle Frequency and Shortening Velocity. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 35, n.2, p. 74-81, 2007.

MATHIOWETZ, V., KASHMAN, N., VOLLAND, G., WEBER, K., DOWE, M., ROGERS, S. Grip and pinch strength: normative data for adults. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 66, n. 2, p. 69-74, 1985.

MEHROTRA, R., SAHAY, K. B. A power spectral study of surface EMG of muscles subjected to non-repetitive task. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v.34, p. 265-274, 1994.

MELLO, E. M.; ALVES, N.; AZEVEDO, F. M.; OTA, L. S.; NEGRÃO FILHO, R. F. Avaliação de parâmetros eletromiográficos em diferentes ações musculares durante contrações isométricas submáximas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, n. 16, p. 47-54, 2008.

MENDES, R. **Patologia do Trabalho**. 2ª Edição atualizada e ampliada. São Paulo: Editora Atheneu, 2003.

MONTALCINI, T.; MIGLIACCIO, V.; FERRO, Y.; ROTUNDO, S.; MAZZA, E.; LIBERATO, A.; PUJIA, A. Reference values for handgrip strength in young people of both sexes. **Endocrine**, n. 43, p. 342-345, 2013.

MONTEIRO, L. N. P. **Projeto de um dispositivo para avaliação da capacidade preensora**. 2008. 88 f. Dissertação (Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2008.

MOREIRA, C.; CARVALHO, M. A. P. **Noções práticas de reumatologia**. Belo Horizonte: Health; 1998.

MOREIRA, D.; GODOY, J. R.; SILVA JÚNIOR, W. **Anatomia e Cinesiologia Clínica do Aparelho Locomotor**. 1ª ed. Brasília: Thesaurus, 2004. p. 85.

MORGADO, L. H. G. **Projeto e Construção de uma Célula de Carga Acoplada a uma Grampeadeira**. 2013. 53 f. Trabalho de Graduação (Graduação em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2013.

NAPIER, J. R. The prehensile movements of the human hand. **J Bone Joint Surg Br**, v. 38B, n. 4, p. 902-913, 1956.

NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. Novartis Medical Education, 1999.

NORDANDER, C.; OHLSSON, K.; BALOGH, I.; HANSSON, G.; AXMON, A.; PERSSON, R.; SKERFVING, S. Gender differences in workers with identical repetitive industrial tasks: exposure and musculoskeletal disorders. **Int. Arch. Occup. Environ. Health**, v. 81, n. 8, p. 939 – 947, 2008.

OLIVEIRA, A. S.; RODRIGUES, D.; BÉRZIN, F. Avaliação da amplitude eletromiográfica do músculo deltoide em diferentes faixas etárias. **Rev Bras Fisioter**, v. 08, n. 03, p. 171-177, 2004.

PASCHOARELLI, L. C.; CAMPOS, L. F. A.; SILVA, D. C.; MENIN, M.; DA SILVA, J. C. P. Correlações entre forças de preensão humana. Aspectos do Design Ergonômico. **Ação Ergonômica. Rev da Assoc Bras de Ergon**, v. 05, n. 03, p. 08-13, 2010.

PERRIN, D.H. Assessment of Human Muscle Performance. In: ____. **Isokinetic Exercise and Assessment**. Champaign: Human Kinetics, 1993. p.2-9.

POLANYI, M. F. D.; COLE, D. C.; BEATON, D. E.; CHUNG, J.; WELLS, R.; ABDOLELL, M. Upper limb work-related musculoskeletal disorders among newspaper employees: cross-sectional survey results. **Am J IndMed**, v. 32, n. 6, p.620-8, 1997.

REESE, N.B. Fundamentos dos Testes Manuais de Função Muscular. In: ____. **Testes de Função Muscular e Sensorial**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. p. 2-7.

REUTER, S. E.; MASSY-WESTROPP, N.; EVANS, A. M. Reliability and validity of indices of hand-grip strength and endurance. **Australian Occupational Therapy**, v. 58, n. 2, p. 82-87, 2011.

SANDE, L. A. P.; COURY, H. J. C. G. Aspectos biomecânicos e ergonômicos associados ao movimento de preensão: uma revisão. **Rev Fisioter, São Paulo**, v. 5, n. 2, p. 71-82, 1998.

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

SMITH, L., K., WEISS, E., L., LEHMKUHL, L., D. Cinesiologia Clínica de Brunnstrom. In: ____. **Punho e Mão**. Barueri: Manole; 1997, p. 209-256.

STRAZDINS, L.; BAMMER, G. Women, work and musculoskeletal health. **SocSci Med**, v. 58, n. 6, p. 997-1005, 2004.

TIWARI, P. S.; GITE, L. P.; MAJUMBER, J.; PHARADE, S. C.; SINGH, V. V. Push/pull strength of agricultural workers in central India. **Int J Ind Ergon**, v. 40, p. 1-7, 2010.

VAN WILGEN, C. P. et al. Muscle strength in patients with chronic pain. **Clin Rehab**, v. 17, p.885-889, 2003.

VASCONCELOS, R. A.; GROSSI, D. B.; SHIMANO, A. C.; PACCOLA, C. J.; SALVINI, T. F.; PRADO, C. L.; JUNIOR, W. A. M. Confiabilidade e validade de um dinamômetro modificado na avaliação do desempenho muscular em indivíduos com reconstrução do ligamento cruzado anterior. **Rev Bras Ortop**, v. 44, n. 3, p. 214-24, 2009.

WERLE, S.; GOLDHAHN, J.; DRERUP, S.; SIMMEN, B. R.; SPROTT, H.;HERREN, D. B. Age- and gender-specific normative data of grip and pinch strength in a healthy adult Swiss population. **J Hand Surg**, v. 34, n. 1, p. 76-84, 2009.

WESTLING, G., JOHANSSON, R. S. Factors influencing the force control during precision grip. **Exp Brain Rés**, v. 53, n. 2, 1984.

WISNER, A. Por dentro do Trabalho: ergonomia, método e técnica. São Paulo: FTD. 1987.

WINTER, D.A. Biomechanics as an Interdiscipline. In: ____. **Biomechanics of human movement**, New York: John Wiley & Sons, 1979.p. 1-8.

ZATSIORSKY, V. M., LATASH, M. L. Multifingerprehension: an overview. **J Mot Behav** v. 40, n. 5, p. 446-476,2008.

APÊNDICE A - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE/TRABALHADOR SOBRE A PESQUISA

Este experimento o qual o Senhor será submetido serve para avaliar a força e a atividade muscular durante os movimentos com o membro superior utilizando um protótipo da ferramenta de grampear (grampeadeira).

É necessário que o Senhor realize os movimentos de grampeação o mais natural e habitual de acordo com o que é feito diariamente, usando eletrodos fixados à pele. Na haste em que segura o protótipo apresenta uma célula de carga que medirá a força de preensão palmar e em conjunto no momento da simulação da atividade os eletrodos captarão a atividade muscular dos músculos do antebraço e mandarão estas informações para um computador que transformará estas informações em gráficos e mostrará as possíveis alterações que existe quando o Senhor realiza a grampeação.

Após o resultado desta análise, iremos comparar a sua força muscular em três momentos diferentes da jornada de trabalho, ou seja, antes do início das atividades, no meio da jornada e no final da jornada de trabalho para verificarmos as características de cada um em relação à força de preensão palmar.

Qualquer esclarecimento adicional sobre a pesquisa será fornecido pelo pesquisador Daniel Érico Rodrigues e pelo professor José Elias Tomazini da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UNESP. A qualquer momento o Senhor poderá deixar de participar deste estudo sem haver qualquer prejuízo a você. Todos os dados serão utilizados exclusivamente para esta pesquisa e garantimos sua confidencialidade, sigilo e privacidade do seu nome, informamos ainda, que a sua participação no estudo estará ajudando no avanço e progresso da ciência.

APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO

Eu, _____, do sexo _____, de _____ anos de idade, residente na _____, declaro estar informado e devidamente esclarecido sobre os objetivos e intenções deste estudo, sobre as técnicas (procedimentos) a que estarei sendo submetido, sobre os riscos e desconfortos que poderão ocorrer. Recebi garantias de total sigilo e de obter esclarecimentos sempre que o desejar. Sei que tenho a tratamento hospitalar (ou outro) se necessário. Sei que minha participação está isenta de despesas. Concordo em participar voluntariamente deste estudo e sei que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem nenhum prejuízo ou perda de qualquer benefício.

Assinatura do sujeito de pesquisa

____/____/____

Pesquisador responsável

Eu, Daniel Érico Rodrigues, responsável pelo projeto **Análise comparativa dos parâmetros do limiar de contração e força muscular da preensão palmar em atividades laborativas de uma indústria**, declaro que obtive espontaneamente o consentimento deste sujeito de pesquisa para realizar este estudo.

Assinatura

____/____/____

APÊNDICE C – TABELA DAS ANÁLISES DESCRITIVAS A PARTIR DOS VALORES MÉDIOS DE FORÇA (N) E RMS (μ V) OBTIDOS NOS TESTES DE FORÇA DE PREENSÃO PALMAR E ATIVIDADE MUSCULAR DO FLEXOR SUPERFICIAL DOS DEDOS RESPECTIVAMENTE.

Sujeito	Nº de Grampeação	Coleta 1		Coleta 2		Coleta 3	
		F	RMS	F	RMS	F	RMS
2	01	48,15	100,00	50,22	69,55	69,09	68,39
	02	50,40	62,03	52,65	65,12	75,35	60,47
	03	46,08	88,10	54,72	63,23	77,16	52,45
	04	53,09	70,70	45,77	60,20	68,17	62,72
	05	60,01	49,56	51,10	64,46	51,02	25,13
	06	57,94	79,20	54,90	60,70	72,14	55,11
	07	57,06	73,17	46,43	67,61	62,39	75,43
	08	57,19	104,00	48,68	54,36	79,81	49,18
	09	56,53	41,77	50,62	61,02	60,01	35,95
	10	52,43	78,02	47,58	56,30	54,32	59,39
	11	70,15	59,94	58,56	32,83	66,01	48,83
	12	59,08	42,33	46,52	67,82	49,52	28,78
	13	63,49	77,28	48,72	45,08	60,89	41,71
	14	52,65	100,10	59,88	25,64	62,13	66,43
Média		56,02	73,30	51,17	56,71	64,86	52,14
Aritmética							
Desvio		6,28	20,56	4,46	13,31	9,44	14,99
Padrão							

Sujeito	Nº de Grampeação	Coleta 1		Coleta 2		Coleta 3	
		F	RMS	F	RMS	F	RMS
3							
	01	138,85	42,88	75,84	47,73	100,18	49,29
	02	116,54	63,53	98,68	47,83	155,56	50,18
	03	126,90	66,24	95,99	52,64	136,47	60,34
	04	126,68	63,20	91,89	45,96	125,88	58,86
	05	112,04	33,93	99,43	29,10	137,13	37,97
	06	152,21	65,92	129,54	52,95	141,41	68,81
	07	123,42	81,82	116,10	68,54	127,03	66,52
	08	134,39	66,50	116,85	65,63	136,82	61,61
	09	129,77	35,18	109,84	33,65	121,30	31,00
	10	141,19	58,64	102,60	54,91	119,58	46,74
	11	109,75	64,90	110,32	61,40	112,17	57,13
	12	119,14	33,89	102,03	30,74	118,48	26,40
	13	94,93	52,91	99,47	48,48	124,96	56,15
	14	132,68	67,32	121,74	62,33	138,67	62,44
	Média						
	Aritmética	125,61	56,92	105,02	50,14	128,26	52,39
	Desvio						
	Padrão	14,62	14,89	13,64	12,44	13,95	12,96

Sujeito	Nº de Grampeação	Coleta 1		Coleta 2		Coleta 3	
4		F	RMS	F	RMS	F	RMS
	01	114,82	76,61	138,76	144,45	113,05	50,00
	02	115,17	42,54	126,77	172,78	101,10	79,18
	03	131,04	75,95	95,81	65,32	100,62	49,15
	04	98,19	44,00	96,17	70,70	84,92	49,55
	05	95,33	15,14	118,21	138,56	127,96	128,39
	06	114,64	14,12	124,34	35,73	128,35	16,04
	07	99,96	36,39	109,17	54,12	149,87	50,33
	08	89,16	38,52	109,26	50,80	149,70	45,79
	09	114,42	56,39	166,05	137,62	184,44	88,28
	10	95,59	33,21	179,33	50,69	212,53	24,89
	11	93,48	32,57	140,08	56,69	161,16	47,04
	12	116,63	80,81	165,17	95,62	162,39	125,19
	13	90,35	19,53	123,64	94,46	178,84	29,44
	14	99,08	37,08	155,16	61,26	186,64	44,04
Média							
Aritmética		104,85	43,06	131,99	87,77	145,83	59,09
Desvio							
Padrão		12,65	21,99	26,49	43,55	37,92	34,23

Sujeito	N° de Grampeação	Coleta 1		Coleta 2		Coleta 3	
		F	RMS	F	RMS	F	RMS
5	01	144,67	266,12	105,69	57,93	114,42	87,91
	02	139,73	204,79	90,70	85,09	82,81	199,26
	03	135,41	168,21	118,83	116,23	81,17	101,18
	04	118,35	188,13	123,50	96,67	74,43	80,08
	05	102,87	33,42	109,53	57,19	77,82	63,22
	06	103,18	29,10	102,52	27,00	66,71	34,54
	07	110,58	36,05	102,03	55,22	64,64	49,56
	08	90,26	88,28	84,97	102,78	63,85	88,02
	09	99,65	91,37	103,49	90,64	54,94	94,29
	10	144,80	71,52	103,71	46,03	68,87	57,92
	11	99,96	34,49	92,15	89,13	63,71	72,78
	12	121,08	40,24	124,61	40,95	66,45	48,80
	13	119,01	33,14	143,83	29,25	62,17	38,66
	14	93,26	55,21	96,96	138,53	84,97	107,27
Média							
Aritmética		115,92	95,72	107,32	73,76	73,35	80,25
Desvio							
Padrão		19,02	78,28	15,75	33,85	14,75	41,36

Sujeito	N° de Grampeação	Coleta 1		Coleta 2		Coleta 3	
		F	RMS	F	RMS	F	RMS
6	01	109,57	30,04	102,52	25,04	114,86	25,80
	02	112,66	28,15	90,88	52,82	120,64	52,47
	03	114,86	39,73	83,29	50,89	104,19	31,73
	04	105,16	43,14	75,66	38,96	85,06	39,58
	05	106,31	33,43	66,93	10,82	86,82	35,97
	06	108,42	21,04	69,98	12,06	103,53	33,40
	07	86,86	27,11	72,97	23,06	111,25	29,56
	08	86,82	35,24	78,71	30,71	106,57	40,74
	09	134,35	35,09	84,26	29,78	112,75	36,72
	10	98,99	23,87	103,13	18,58	87,04	27,75
	11	123,42	29,49	97,27	24,86	106,97	25,06
	12	115,70	33,12	88,80	25,30	102,82	32,17
	13	115,26	31,78	84,00	16,12	95,73	21,37
	14	94,71	26,68	81,13	27,78	92,55	25,22
Média							
Aritmética		108,08	31,28	84,25	27,63	102,20	32,68
Desvio							
Padrão		13,24	5,97	11,34	12,70	11,22	8,12

Sujeito	Nº de Grampeação	Coleta 1		Coleta 2		Coleta 3	
		F	RMS	F	RMS	F	RMS
7							
	01	177,76	43,91	227,23	43,43	261,05	89,88
	02	214,84	48,26	287,10	39,22	221,85	44,38
	03	196,90	45,63	192,53	48,85	208,58	44,99
	04	185,21	47,03	237,81	40,78	189,18	39,37
	05	231,15	43,02	211,84	28,00	199,23	55,21
	06	230,76	58,48	180,76	41,88	199,72	36,15
	07	262,46	60,28	171,11	42,37	194,12	36,21
	08	232,52	23,43	225,11	56,40	192,49	51,39
	09	264,53	64,49	246,10	52,43	227,01	37,50
	10	283,79	91,18	187,64	65,21	183,85	49,44
	11	219,56	69,10	221,63	57,26	174,76	56,43
	12	227,89	32,94	226,26	58,55	189,62	53,68
	13	182,70	51,25	203,03	61,08	180,10	39,20
	14	189,49	53,16	168,90	62,04	166,70	38,09
	Média						
	Aritmética	221,40	52,30	213,36	49,82	199,16	48,00
	Desvio						
	Padrão	33,01	16,41	32,47	10,83	24,36	14,10

APÊNDICE D – TABELA DAS ANÁLISES DESCRITIVAS A PARTIR DOS VALORES MÉDIOS DE FORÇA (N) E RMS (μ V) OBTIDOS NOS TESTES DE FORÇA DE PREENSÃO PALMAR E ATIVIDADE MUSCULAR DO FLEXOR SUPERFICIAL DOS DEDOS RESPECTIVAMENTE NORMALIZADOS.

Sujeito	Nº de Grampeação	Coleta 1		Coleta 2		Coleta 3	
		F	RMS	F	RMS	F	RMS
2							
	01	0,86	1,36	0,98	1,23	1,07	1,31
	02	0,90	0,85	1,03	1,15	1,16	1,16
	03	0,82	1,20	1,07	1,11	1,19	1,01
	04	0,95	0,96	0,89	1,06	1,05	1,20
	05	1,07	0,68	1,00	1,14	0,79	0,48
	06	1,03	1,08	1,07	1,07	1,11	1,06
	07	1,02	1,00	0,91	1,19	0,96	1,45
	08	1,02	1,42	0,95	0,96	1,23	0,94
	09	1,01	0,57	0,99	1,08	0,93	0,69
	10	0,94	1,06	0,93	0,99	0,84	1,14
	11	1,25	0,82	1,14	0,58	1,02	0,94
	12	1,05	0,58	0,91	1,20	0,76	0,55
	13	1,13	1,05	0,95	0,79	0,94	0,80
	14	0,94	1,37	1,17	0,45	0,96	1,27
	Média						
	Aritmética	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
	Desvio						
	Padrão	0,11	0,28	0,09	0,24	0,15	0,29

Sujeito	N° de Grampeação	Coleta 1		Coleta 2		Coleta 3	
		F	RMS	F	RMS	F	RMS
3	01	1,11	0,75	0,72	0,95	0,78	0,94
	02	0,93	1,12	0,94	0,95	1,21	0,96
	03	1,01	1,16	0,91	1,05	1,06	1,15
	04	1,01	1,11	0,87	0,92	0,98	1,12
	05	0,89	0,60	0,95	0,58	1,07	0,72
	06	1,21	1,16	1,23	1,06	1,10	1,31
	07	0,98	1,44	1,11	1,37	0,99	1,27
	08	1,07	1,17	1,11	1,31	1,07	1,18
	09	1,03	0,62	1,05	0,67	0,95	0,59
	10	1,12	1,03	0,98	1,10	0,93	0,89
	11	0,87	1,14	1,05	1,22	0,87	1,09
	12	0,95	0,60	0,97	0,61	0,92	0,50
	13	0,76	0,93	0,95	0,97	0,97	1,07
	14	1,06	1,18	1,16	1,24	1,08	1,19
Média							
Aritmética		1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Desvio							
Padrão		0,12	0,26	0,13	0,25	0,11	0,25

Sujeito	Nº de	Coleta 1		Coleta 2		Coleta 3	
	Grampeação						
4		F	RMS	F	RMS	F	RMS
	01	1,10	1,78	1,05	1,65	0,78	0,85
	02	1,10	0,99	0,96	1,97	0,69	1,34
	03	1,25	1,76	0,73	0,74	0,69	0,83
	04	0,94	1,02	0,73	0,81	0,58	0,84
	05	0,91	0,35	0,90	1,58	0,88	2,17
	06	1,09	0,33	0,94	0,41	0,88	0,27
	07	0,95	0,85	0,83	0,62	1,03	0,85
	08	0,85	0,89	0,83	0,58	1,03	0,77
	09	1,09	1,31	1,26	1,57	1,26	1,49
	10	0,91	0,77	1,36	0,58	1,46	0,42
	11	0,89	0,76	1,06	0,65	1,11	0,80
	12	1,11	1,88	1,25	1,09	1,11	2,12
	13	0,86	0,45	0,94	1,08	1,23	0,50
	14	0,94	0,86	1,18	0,70	1,28	0,75
Média							
Aritmética		1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Desvio							
Padrão		0,12	0,51	0,20	0,50	0,26	0,58

Sujeito	N° de Grampeação	Coleta 1		Coleta 2		Coleta 3	
		F	RMS	F	RMS	F	RMS
5	01	1,25	2,78	0,98	0,79	1,56	1,10
	02	1,21	2,14	0,85	1,15	1,13	2,48
	03	1,17	1,76	1,11	1,58	1,11	1,26
	04	1,02	1,97	1,15	1,31	1,01	1,00
	05	0,89	0,35	1,02	0,78	1,06	0,79
	06	0,89	0,30	0,96	0,37	0,91	0,43
	07	0,95	0,38	0,95	0,75	0,88	0,62
	08	0,78	0,92	0,79	1,39	0,87	1,10
	09	0,86	0,95	0,96	1,23	0,75	1,17
	10	1,25	0,75	0,97	0,62	0,94	0,72
	11	0,86	0,36	0,86	1,21	0,87	0,91
	12	1,04	0,42	1,16	0,56	0,91	0,61
	13	1,03	0,35	1,34	0,40	0,85	0,48
	14	0,80	0,58	0,90	1,88	1,16	1,34
Média							
Aritmética		1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Desvio							
Padrão		0,16	0,82	0,15	0,46	0,20	0,52

Sujeito	N° de Grampeação	Coleta 1		Coleta 2		Coleta 3	
		F	RMS	F	RMS	F	RMS
6	01	1,01	0,96	1,22	0,91	1,12	0,79
	02	1,04	0,90	1,08	1,91	1,18	1,61
	03	1,06	1,27	0,99	1,84	1,02	0,97
	04	0,97	1,38	0,90	1,41	0,83	1,21
	05	0,98	1,07	0,79	0,39	0,85	1,10
	06	1,00	0,67	0,83	0,44	1,01	1,02
	07	0,80	0,87	0,87	0,83	1,09	0,90
	08	0,80	1,13	0,93	1,11	1,04	1,25
	09	1,24	1,12	1,00	1,08	1,10	1,12
	10	0,92	0,76	1,22	0,67	0,85	0,85
	11	1,14	0,94	1,15	0,90	1,05	0,77
	12	1,07	1,06	1,05	0,92	1,01	0,98
	13	1,07	1,02	1,00	0,58	0,94	0,65
	14	0,88	0,85	0,96	1,01	0,91	0,77
Média							
Aritmética		1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Desvio							
Padrão		0,12	0,19	0,14	0,46	0,11	0,25

Sujeito	Nº de Grampeação	Coleta 1		Coleta 2		Coleta 3	
		F	RMS	F	RMS	F	RMS
7							
	01	0,80	0,84	1,07	0,87	1,31	1,87
	02	0,97	0,92	1,35	0,79	1,11	0,92
	03	0,89	0,87	0,90	0,98	1,05	0,94
	04	0,84	0,90	1,11	0,82	0,95	0,82
	05	1,04	0,82	0,99	0,56	1,00	1,15
	06	1,04	1,12	0,85	0,84	1,00	0,75
	07	1,19	1,15	0,80	0,85	0,97	0,75
	08	1,05	0,45	1,06	1,13	0,97	1,07
	09	1,19	1,23	1,15	1,05	1,14	0,78
	10	1,28	1,74	0,88	1,31	0,92	1,03
	11	0,99	1,32	1,04	1,15	0,88	1,18
	12	1,03	0,63	1,06	1,18	0,95	1,12
	13	0,83	0,98	0,95	1,23	0,90	0,82
	14	0,86	1,02	0,79	1,25	0,84	0,79
Média							
Aritmética		1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Desvio							
Padrão		0,15	0,31	0,15	0,22	0,12	0,29

APÊNDICE E – FIGURA DOS DADOS NORMALIZADOS DE FORÇA DE PREENSÃO PALMAR E ATIVIDADE MUSCULAR DOS MÚSCULO FLEXOR SUPERFICIAL DOS DEDOS DOS SUJEITOS ANALISADOS.

