



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”  
FACULDADE DE ARQUITETURA ARTES E COMUNICAÇÃO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN

DANILO CORRÊA SILVA

**O DESIGN DE INTERFACES MANUAIS E A DISTRIBUIÇÃO DE  
PRESSÃO NA FACE PALMAR DA MÃO HUMANA: UMA  
CONTRIBUIÇÃO PARA A ERGONOMIA E O DESIGN DE PRODUTO**

BAURU

2017

DANILO CORRÊA SILVA

**O DESIGN DE INTERFACES MANUAIS E A DISTRIBUIÇÃO DE  
PRESSÃO NA FACE PALMAR DA MÃO HUMANA: UMA  
CONTRIBUIÇÃO PARA A ERGONOMIA E O DESIGN DE PRODUTO**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Design da Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, campus de Bauru, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Design.

Orientador: Prof. Dr. Luis Carlos Paschoarelli

BAURU

2017

Silva, Danilo Corrêa

O design de interfaces manuais e a distribuição  
de pressão na face palmar da mão humana: uma  
contribuição para a ergonomia e o design de produto /  
Danilo Corrêa Silva, 2017  
137 f. : il.

Orientador: Luis Carlos Paschoarelli  
Coorientador: José Carlos Plácido da Silva

Tese (Doutorado) - Universidade Estadual  
Paulista. Faculdade de Arquitetura, Artes e  
Comunicação, Bauru, 2017

1. Design. 2. Ergonomia. 3. Interfaces Manuais.  
4. Distribuição de Pressão. I. Universidade Estadual  
Paulista. II. Título.

Danilo Corrêa Silva

O design de interfaces manuais e a distribuição de pressão na face palmar da mão humana:  
uma contribuição para a ergonomia e o design de produto

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Design da Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, campus de Bauru, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Design.

**Linha de pesquisa:** Ergonomia

**Orientador:** Luis Carlos Paschoarelli

**Coorientador:** José Carlos Plácido da Silva

Data da defesa: 23 / 02 / 2017

**Membros componentes da Banca Examinadora:**

**Presidente e Orientador:** Luis Carlos Paschoarelli, Dr.

Universidade Estadual Paulista - UNESP

**Membro Titular:** João Eduardo Guarnetti dos Santos, Dr.

Universidade Estadual Paulista - UNESP

**Membro Titular:** Fausto Orsi Medola, Dr.

Universidade Estadual Paulista – UNESP

**Membro Titular:** José Alfredo Covolan Ulson, Dr.

Universidade Estadual Paulista - UNESP

**Membro Titular:** Eugênio Andres Díaz Merino, Dr.

Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

Local: Universidade Estadual Paulista

Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação

UNESP – Campus de Bauru

*Dedico esse trabalho à toda a comunidade científica.*

## AGRADECIMENTOS

*À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP pelo apoio (Proc. 2013/24629-5).*

*À minha esposa, Rafaela Passos, que me deu apoio e atenção.*

*À minha família, em especial à Darli de Oliveira, mãe dedicada, aos meus irmãos José e Regiane, por me apoiarem e incentivarem.*

*Aos amigos, Ana Alves, Emilla Grizende, Érica Neves, Gabriel Bonfim, Guilherme Bertolacinni, João Carlos Plácido da Silva, Liara Múcio, Melissa Marín, Valéria Friso e demais amigos, pela companhia.*

*Ao orientador e amigo Prof. Dr. Luis C. Paschoarelli, pelos ensinamentos e apoio durante toda a minha carreira acadêmica.*

*Aos demais docentes e funcionários da UNESP - campus de Bauru, pelo apoio intelectual e técnico.*

*À todos os voluntários que participaram da pesquisa.*

## RESUMO

A manipulação de objetos é uma atividade primordial no desenvolvimento tecnológico da humanidade. A grande maioria das atividades humanas envolvem a manipulação de produtos, tanto as ocupacionais quanto as Atividades da Vida Diária (AVDs). Um dos principais aspectos relacionados ao design dos produtos de uso manual é a pressão de contato entre a mão e a interface utilizada. O objetivo desse estudo foi investigar a distribuição de pressão em diferentes modelos de interfaces manuais, verificando como os diferentes designs a influenciam. Foram investigados aspectos subjetivos, relacionados à percepção de agradabilidade e desconforto, por meio da Escala Visual Analógica (VAS) e também o esforço percebido, por meio da Escala CR10 de Borg. Esse estudo contou com três etapas experimentais, a primeira se refere a uma análise com dois modelos de aros de propulsão para cadeiras de rodas, na qual os sujeitos (n=31) percorreram um trajeto plano. A segunda etapa contou com a análise de três modelos de tesouras de poda, na qual os sujeitos (n=31) realizaram três cortes consecutivos em espetos de madeira. Por fim, a terceira etapa correspondeu à análise de dois modelos de embalagens plásticas para bebidas refrigerantes, na qual os sujeitos (n=30) realizaram tentativas de abertura dessas embalagens. Para avaliar os níveis e a distribuição de pressão foi utilizado o sistema Grip® Versatek™ Wireless, do fabricante Tekscan Inc. acoplado em um par de luvas de tecido. Todas as atividades simuladas foram definidas para se aproximar de situações reais de uso e foram previamente aprovadas por um Comitê de Ética em Pesquisa. Os dados coletados foram tratados estatisticamente com o auxílio de *softwares* de tabulação de dados e de análises estatísticas. Os resultados apontaram que o design da interface é um fator determinante na distribuição de pressão de contato na superfície da mão. As variáveis relativas à percepção das atividades demonstraram coerência com a distribuição de pressão, complementando as avaliações das interfaces em questão. No entanto, os dados coletados não apontaram correlações entre as variáveis objetivas e subjetivas em número suficiente de regiões da mão para se admitir associações entre as mesmas. O presente estudo corrobora e acrescenta informações relevantes a outros já realizados, bem como abre caminho para que novas e mais completas investigações referentes às interfaces manuais sejam desenvolvidas.

**Palavras-chave:** design, ergonomia, interfaces manuais, distribuição de pressão.

## ABSTRACT

Object handling is a primordial activity in technological development of the humanity. The majority of human activities involve the manipulation of products, either occupational and Activities of Daily Living (ADL). One of the main aspects related to the design of hand-held products is the contact pressure between the hand and the interface used. The objective of this study was to investigate the pressure distribution on hands during the use of different models of hand interfaces, verifying how the different designs influence it. Subjective aspects related to the perception of pleasantness and discomfort were investigated through the Visual Analog Scale (VAS) and the perceived effort also, through the Borg CR10 Scale. This study had three experimental stages, the first one refers to an analysis with two models of wheelchair handrims, in which subjects ( $n = 31$ ) followed a path on a plane floor. The second stage was an analysis of three models of pruning shears, in which the subjects ( $n = 31$ ) performed three consecutive cuts on wooden skewers. Finally, the third step corresponded to the analysis of two models of plastic packaging for soft drinks (plastic bottles), in which the subjects ( $n = 30$ ) made attempts to open them. To assess distribution and pressure levels, the Grip® Versatek™ Wireless system (Tekscan Inc.) was coupled to a pair of textile gloves. All simulated activities were defined to approximate real world situations and were previously approved by a Research Ethics Committee. The data collected were treated statistically with the aid of statistical software. The results showed that the interface design is a determinant factor in the contact pressure distribution on the hand surface. The variables related to the perception of the activities showed coherence with the pressure distribution, complementing the evaluations of the analyzed interfaces. However, the collected data did not indicate correlations between the objective and subjective variables in a sufficient number of hand regions to admit associations between them. The present study corroborates and adds relevant information to others already done, as well as lead the way for new and more complete investigations regarding manual interfaces to be developed.

**Keywords:** design, ergonomics, hand interfaces, pressure distribution.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -Diagrama da estrutura da pesquisa.....	18
Figura 2 -Vista anterior do membro superior exibindo os músculos intrínsecos e extrínsecos à mão.....	21
Figura 3 -Face palmar da mão contendo as áreas de contato contra uma superfície plana.....	23
Figura 4 -Estrutura estratificada e celular da pele humana.....	24
Figura 5 -Preensão de força (ou palmar) e de precisão (ou digital).....	26
Figura 6 -Eczema manual hiperqueratótico.....	38
Figura 7 -Espessamento da pele no lado ulnar da base da palma devido ao uso prolongado do <i>mouse</i> de computador.....	39
Figura 8 -Visualização da pressão de contato ao apertar, puxar e empurrar um cilindro.....	43
Figura 9 -Sensor aplicado a um volante e visualização da pressão de contato.....	44
Figura 10 -Luva instrumentada utilizada por Kong e Freivalds (2003).....	45
Figura 11 -Luva utilizada para avaliar a contribuição de força de cada segmento da mão.....	45
Figura 12 -Luva instrumentada e avaliação experimental de pipetas de laboratório.....	46
Figura 13 -Luva instrumentada utilizada em estudo sobre cortador de mudas de plantas e aros de propulsão de cadeiras de rodas.....	46
Figura 14 -Pliance Glove sensors.....	47
Figura 15 -Coleta e visualização dos dados com o sistema Novel Pliance.....	47
Figura 16 -Sensor utilizado no sistema Grip Versatek.....	48
Figura 17 -Condições posturais para execução de esforços: A- com pés alinhados; B - posicionamento livre dos pés; e C - com imobilização do tronco.....	58
Figura 18 -Diagrama de Materiais e Métodos.....	60
Figura 19 -Componentes do sistema Grip Versatek.....	61
Figura 20 -Dispositivo de equilíbrio.....	62
Figura 21 -Sistema aplicado em um indivíduo.....	63
Figura 22 -Trajeto elaborado para avaliação de aros de propulsão de cadeiras de rodas.....	67
Figura 23 -Características técnicas dos modelos A e B de aros de propulsão de cadeiras de rodas.....	68
Figura 24 -Sujeito se locomovendo com a cadeira de rodas e registro em vídeo da atividade.....	70
Figura 25 -Diagrama da coleta com os aros de propulsão.....	71
Figura 26 -Detalhe do manuseio da interfaces.....	72
Figura 27 -Fragmento de planilha de dados com formatação condicional e ocorrência de ruído.....	73
Figura 28 -Características do modelo de tesoura A.....	75
Figura 29 -Características do modelo de tesoura B.....	75
Figura 30 -Características do modelo de tesoura C.....	76
Figura 31 -Esquema de marcação dos cortes dos espetos.....	77
Figura 32 -Sujeito executando a atividade com uma tesoura de poda.....	79
Figura 33 -Diagrama da coleta com as tesouras de poda.....	80
Figura 34 -Modelos de embalagens PET avaliados por Silva (2012).....	81
Figura 35 -Modelos de embalagens PET avaliados no presente estudo.....	82
Figura 36 -Estrutura interna dos modelos de embalagens PET avaliados.....	83
Figura 37 -Sujeito realizando a tentativa de abertura em um modelo de embalagem.....	86
Figura 38 -Diagrama da coleta com os modelos de embalagens.....	87
Figura 39 -Pressão para cada região da mão direita com cada modelo de aro de propulsão em R1.....	90
Figura 40 -Pressão para cada região da mão esquerda com cada modelo de aro de propulsão	

em R1.....	91
Figura 41 -Pressão para cada região da mão direita com cada modelo de aro de propulsão em CD.....	93
Figura 42 -Pressão para cada região da mão esquerda com cada modelo de aro de propulsão em CD.....	94
Figura 43 -Pressão em cada região da mão direita com cada modelo de aro de propulsão em R2.....	96
Figura 44 -Pressão para cada região da mão esquerda com cada modelo de aro de propulsão em R2.....	97
Figura 45 -Pressão para cada região da mão direita com cada modelo de aro de propulsão em CE.....	99
Figura 46 -Pressão para cada região da mão esquerda com cada modelo de aro de propulsão em CE.....	100
Figura 47 -Valores médios de agradabilidade, desconforto e esforço percebido para cada modelo de aro de propulsão.....	101
Figura 48 -Pressão de contato por área da mão direita em cada modelo de tesoura de poda. 103	
Figura 49 -Valores médios de agradabilidade, desconforto e esforço percebido para cada modelo de tesoura de poda.....	104
Figura 50 -Pressão de contato por área da mão direita em cada modelo de embalagem.....	106
Figura 51 -Pressão de contato por área da mão esquerda em cada modelo de embalagem....	107
Figura 52 -Valores médios de agradabilidade, desconforto e esforço percebido para cada modelo de embalagem PET.....	108

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -Descrição das regiões anatômicas e códigos utilizados nesse estudo.....	22
Tabela 2 -Vantagens e desvantagens dos sistemas de avaliação de pressão de contato.....	50
Tabela 3 -Materiais e equipamentos para a coleta com os aros de propulsão de cadeiras de rodas.....	67
Tabela 4 -Intensidade da Correlação.....	74
Tabela 5 -Materiais e equipamentos para a coleta com as tesouras de poda.....	77
Tabela 6 -Materiais e equipamentos para a coleta com as embalagens PET para refrigerantes. ....	84
Tabela 7 -Comparações estatísticas entre modelos para cada região da mão direita.....	102
Tabela 8 -Resultados das comparações estatísticas entre os modelos de tesouras A, B e C...	105
Tabela 9 -Quadro resumo dos resultados.....	115

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- AFG – *Advanced Force Gauge* (extensômetro)
- AIVDs – Atividades Instrumentais da Vida Diária
- ABVDs – Atividades Básicas da Vida Diária
- AVDs – Atividades da Vida Diária
- ANOVA – *Analysis of Variance* (Análise de Variância)
- CA – Califórnia
- CAT5 – Categoria 5 (ref. velocidade de transferência de dados)
- CEP – Comitê de Ética em Pesquisa
- CIVM – Contração Isométrica Voluntária Máxima
- CSV – Valores Separados por Vírgulas (*Comma-Separated Values*)
- DORTs – Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho
- EMG – Eletromiografia
- EUA – Estados Unidos da América
- FAAC – Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação
- FSR – *Force Sensing Resistors* (Ref. sensores de força)
- Hz – Hertz (Ref. a quadros por segundo)
- kPa - Quilopascal
- LEI – Laboratório de Ergonomia e Interfaces
- MA – Massachussets
- MDF – Chapa de Fibra de Média Densidade
- OSDs – *Occupational Skin Diseases* (Doenças ocupacionais da pele)
- PET – Polietileno Tereftalato
- RPDTA – Rede de Pesquisa e Desenvolvimento em Tecnologia Assistiva
- SI – Sistema Internacional (de Unidades)
- SPSS – *Statistical Package for the Social Sciences* (Pacote Estatístico para Ciências Sociais)
- STS – *Static Torque Screwdriver* (Transdutor móvel de torque)
- TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
- UDESC – Universidade do Estado de Santa Catarina
- UFPR – Universidade Federal do Paraná
- UFSC – Universidade Federal de Santa Catarina
- UNESP – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”
- UTFPR – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
- USA – *United States of América* (Estados Unidos da América)
- USB – *Universal Serial Bus*

# SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	13
1.1 Apresentação.....	13
1.2 Delimitação do Tema.....	14
1.3 Justificativa.....	14
1.4 Questão de Pesquisa.....	15
1.5 Hipótese de Pesquisa.....	15
1.6 Objetivo.....	15
1.6.1 Objetivos Específicos.....	15
1.7 Originalidade e Ineditismo.....	16
1.8 Metodologia de Pesquisa.....	17
1.9 Estrutura do Trabalho.....	18
2 REVISÃO TEÓRICA.....	20
2.1 Fisiologia da Mão Humana.....	20
2.1.1 A Pele da Mão Humana.....	23
2.2 A Preensão nas Atividades da Vida Diária.....	25
2.3 Avaliações do Design de Interfaces Manuais.....	27
2.3.1 Avaliações Ergonômicas de Interfaces Manuais.....	29
2.3.2 Fatores Interindividuais nas Avaliações Ergonômicas de Instrumentos Manuais.....	33
2.3.3 Interfaces Manuais do Presente Estudo.....	35
2.4 Pressão de Contato.....	36
2.4.1 Avaliação de Pressão de Contato.....	41
2.4.2 Limitações nos Sistemas de Avaliação de Pressão de Contato.....	49
2.4.3 Seleção do Sistema de Avaliação de Pressão.....	50
2.5 Avaliação da Percepção do Utilizador: Agradabilidade e Desconforto.....	51
2.6 Avaliação da Percepção do Utilizador: Esforço Percebido.....	54
2.7 Diretrizes Adotadas para Avaliação de Interfaces Manuais.....	58
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	60
3.1 Sistema Grip Versatek Wireless.....	61
3.1.1 Luva instrumentada.....	62
3.1.2 Preparação dos Sensores do Sistema Grip Versatek.....	63
3.2 Coleta e Análise de Dados.....	65
3.2.1 Aros de Propulsão de Cadeiras de Rodas.....	66
3.2.1.1 Materiais e Equipamentos.....	67
3.2.1.2 Casuística.....	69
3.2.1.3 Procedimentos.....	69
3.2.1.4 Tratamento e Análise dos Dados.....	72
3.2.2 Tesouras de Poda.....	74
3.2.2.1 Materiais e Equipamentos.....	77
3.2.2.2 Casuística.....	78
3.2.2.3 Procedimentos.....	78
3.2.2.4 Tratamento e Análise dos Dados.....	80
3.2.3 Embalagens PET para Refrigerantes.....	81
3.2.3.1 Materiais e Equipamentos.....	83
3.2.3.2 Casuística.....	84
3.2.3.3 Procedimentos.....	85

3.2.3.4 Tratamento e Análise dos Dados.....	87
4 RESULTADOS.....	89
4.1 Aros de Propulsão de Cadeiras de Rodas.....	89
4.1.1 Reta Inicial - R1.....	89
4.1.2 Curva à Direita - CD.....	92
4.1.3 Reta Secundária - R2.....	95
4.1.4 Curva à Esquerda - CE.....	98
4.1.5 Percepção da Atividade.....	101
4.2 Tesouras de poda.....	102
4.2.1 Percepção da Atividade.....	104
4.2.2 Correlações entre Pressão de Contato e Percepção da Atividade.....	105
4.3 Embalagens PET para Refrigerantes.....	106
4.3.1 Força de Torque para Abertura.....	107
4.3.2 Percepção da Atividade.....	108
4.3.3 Correlações entre Pressão de Contato e Percepção da Atividade.....	109
5 DISCUSSÃO.....	110
6 CONCLUSÕES.....	116
REFERÊNCIAS.....	119
APÊNDICE A – Protocolo de Identificação.....	128
APÊNDICE B – TCLE.....	129
APÊNDICE C – Protocolo de Lateralidade.....	130
APÊNDICE D – Protocolo de Avaliação de Agradabilidade e Desconforto.....	131
APÊNDICE E – Protocolo de Avaliação de Esforço Percebido.....	132
APÊNDICE F – Diagramas de Dispersão dos Dados.....	133
ANEXO A – Parecer do CEP.....	134

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Apresentação

A manipulação de instrumentos, ferramentas e outras interfaces manuais é uma das principais atividades humanas. Grande parte das atividades dos seres humanos implica na manipulação de ferramentas, embalagens, pegas, alças, etc. Todas as interfaces devem, portanto, ser projetadas para que sua função seja exercida com facilidade, rapidez e segurança. Infelizmente, hoje há ainda muitas interfaces manuais que não são adequadas para grande parte dos consumidores/usuários (CAMPOS, 2014; GALLEY; EDWARD; HAINES, 2005; HERMANSSON, 1999).

Projetar e adequar esses itens às pessoas, garantindo níveis mínimos de usabilidade e conforto ainda é um desafio. Assim, o conhecimento ergonômico relacionado às funções e capacidades das mãos é essencial para o design de produtos (PASCHOARELLI, 2009). Entender como as diversas variáveis influenciam o processo de uso de instrumentos manuais é um campo fértil na pesquisa em design. Investigações recentes ligadas ao design ergonômico buscaram consolidar o design como fator decisivo na usabilidade de produtos (HERMANSSON, 1999; LU et al., 2008; PASCHOARELLI, 2009).

Grande parte das interações com os produtos de uso cotidiano se dá por meio das mãos. A complexidade dessa estrutura anatômica é bem documentada, bem como é reconhecida a sua importância para a comunicação, percepção e manipulação de objetos nas Atividades da Vida Diária (AVDs) (KAPANDJI, 2000a; MOREIRA et al., 2003; NAPIER, 1956).

Há uma crescente demanda pela identificação e quantificação das variáveis envolvidas na interação do ser humano com essas interfaces manuais. Entre as diversas variáveis, destacam-se aquelas relacionadas aos esforços musculares, prontamente quantificáveis por meio de transdutores, sensores ou outros instrumentos (variáveis físicas, biomecânicas ou **objetivas**) e aquelas relacionadas à percepção da atividade realizada, como o esforço percebido, desconforto, etc. (variáveis perceptivas ou **subjetivas**).

Para estudos envolvendo a ergonomia e usabilidade de produtos é comum que sejam abordados apenas os aspectos objetivos da interação. Recentemente, porém, os aspectos subjetivos ganharam espaço nas avaliações ergonômicas de produtos, englobando principalmente o esforço, o conforto/desconforto percebidos e também a semântica do produto. Esses fatores têm um importante papel para a análise de interfaces manuais.

## 1.2 Delimitação do Tema

Embora existam diversas maneiras de se avaliar um interface manual, as exigências biomecânicas são frequentemente analisadas. As variáveis comumente envolvem as forças musculares máximas. Os dados obtidos nesses levantamentos são essenciais para o correto dimensionamento das exigências biomecânicas para acionamentos, abertura de embalagens, etc. Porém, a aplicação de forças em uma determinada interface acarreta na consideração de outros fatores, em especial a distribuição de pressão na superfície das mãos e o esforço percebido.

A distribuição de pressão está relacionada tanto com a força aplicada pelo sujeito, quanto às características da interface. Assim, mesmo em uma interação com forças relativamente baixas, pode-se prejudicar sensivelmente o uso de um produto se houver concentração em uma pequena área.

Da mesma forma, a exigência de aplicação de uma determinada força quando da utilização de um produto não garante que a mesma seja satisfatória a todos os usuários. A mesma força aplicada por utilizadores com diferentes características biomecânicas e perceptivas podem gerar esforços percebidos diferentes.

Esse estudo se utiliza de desenvolvimentos tecnológicos recentes para realizar avaliações de distribuição de pressão de contato entre as mãos e alguns produtos de uso cotidiano. A percepção de agradabilidade, desconforto e o esforço percebido também são avaliados, de forma a oferecer um panorama abrangente dessa interação.

## 1.3 Justificativa

O conhecimento científico aponta que o design ergonômico é um fator decisivo na qualidade ergonômica e na usabilidade dos produtos de uso cotidiano, principalmente aqueles suscetíveis à manipulação por parte de seus usuários. Entretanto, não se conhece plenamente as correlações entre o design de interfaces manuais e as variáveis envolvidas no processo de manipulação, particularmente a distribuição de pressão na face palmar durante uso desses objetos, associada à percepção de esforço.

Até o momento são poucos os estudos envolvendo a distribuição de pressão durante a utilização de um produto. Também é incipiente qual a relação do design da interface com essa variável. Embora existam algumas iniciativas interessantes, não há estudos completos comprovando que o design é capaz de influenciar positivamente essas variáveis, melhorando assim os aspectos ergonômicos dessas interfaces.

Faz-se necessário, portanto, uma visão abrangente da interação da mão humana com as interfaces manuais. Com isso, torna-se essencial avaliar simultaneamente e entender as correlações entre as variáveis envolvidas na manipulação. Esse conhecimento pode contribuir nas qualidades ergonômicas e de usabilidade de designs desses produtos.

## **1.4 Questão de Pesquisa**

A questão que determinou esse estudo foi: quais seriam as correlações entre o design das interfaces manuais, a distribuição de pressão na face palmar das mãos e a percepção da atividade, e como as mesmas podem ser analisadas para contribuir no conhecimento e aplicação do design ergonômico, em diferentes produtos?

## **1.5 Hipótese de Pesquisa**

A hipótese dessa pesquisa ( $H_1$ ) é a de que diferentes designs de interfaces manuais influenciam a distribuição de pressão na face palmar das mãos de seus utilizadores.

Como sub-hipóteses tem-se:

- $H_2$  - Níveis de pressão de contato elevados estão associados à menores índices de percepção de agradabilidade;
- $H_3$  - Níveis de pressão de contato elevados estão associados à maiores índices de percepção de desconforto;
- $H_4$  - Níveis de pressão de contato elevados estão associados à maiores índices de percepção de esforço.

## **1.6 Objetivo**

O objetivo desse estudo é investigar as diferenças ocasionadas pelo design em três interfaces manuais distintas, verificando como os diferentes designs influenciam a distribuição de pressão de contato entre essas interfaces e as mãos dos utilizadores, bem como a percepção desses em relação à utilização dos diferentes modelos analisados.

### **1.6.1 Objetivos Específicos**

Os objetivos específicos desse estudo são:

- Analisar a distribuição de pressão de contato durante o uso de diferentes aros de propulsão de cadeiras de rodas;
- Analisar a distribuição de pressão de contato durante o uso de diferentes modelos de tesouras de poda;

- Analisar a distribuição de pressão de contato durante a tentativa de abertura de dois modelos de embalagens de Polietileno Tereftalato (PET) para refrigerantes.

## 1.7 Originalidade e Ineditismo

A distribuição de pressão na face palmar das mãos é uma variável abordada por estudos em situações envolvendo esforços aplicados em interfaces cilíndricas (SINSEL et al., 2016; WU et al., 2014; YOUNG; SACKLLAH; ARMSTRONG, 2010), direção de veículos (GARINEI; MARSILI, 2014; IMAMURA et al., 2012), utilização de diferentes modelos de pipetas de laboratório (LU et al., 2008), entre outros. Porém, poucos desses estudos consideraram o design da interface analisada. Mesmo os que o fizeram, não estabeleceram uma relação direta entre as características do **design** da interface e os resultados obtidos.

São escassos também os estudos que, além da distribuição de pressão, avaliam conjuntamente a percepção do utilizador. O foco no utilizador é uma das características que diferencia os estudos em **design** daqueles realizados em outras áreas. Portanto, avaliações dessa natureza são essenciais para se obter um panorama completo das características de uso dos produtos, e representam um diferencial do presente estudo.

Uma vez que se busca consolidar a distribuição de pressão como uma variável importante no design de interfaces manuais, também é essencial que sejam abordadas situações com demandas distintas. No presente estudo optou-se por avaliar três interfaces cuja utilização se dá em situações distintas. A possibilidade de comparar e generalizar os resultados das distribuições de pressão de contato entre essas interfaces oferece outro diferencial ao presente estudo.

Nesse sentido, esse estudo se caracteriza como original à medida que se utiliza de uma avaliação de três tipos de interfaces manuais sob a ótica do design, que determina o foco no utilizador e nas questões de uso. Avaliando não somente a pressão de contato (variável objetiva), mas também a percepção do utilizador quanto à agradabilidade e desconforto, bem como esforço percebido (variáveis subjetivas). Essa avaliação global oferece um panorama maior da importância dessas variáveis e suas interconexões com o design de produtos de uso cotidiano.

## 1.8 Metodologia de Pesquisa

Esse estudo tem enfoque quantitativo, experimental e com características transversais (HERNÁNDEZ SAMPIERI; COLLADO; LUCIO, 2013). Em sua etapa bibliográfica, contou com buscas em bases de dados acadêmicas (Periódicos Capes, Scopus, etc.) utilizando palavras-chaves relacionadas ao tema do trabalho (distribuição de pressão, pressão de contato, biomecânica e anatomia das mãos, e seus respectivos termos traduzidos para o inglês), com a revisão sistemática dos conteúdos relevantes.

Em sua etapa experimental, é realizado um levantamento de dados junto à comunidade. A participação dos sujeitos nas atividades é voluntária e individual, não ocorrendo nenhum risco ou constrangimento aos participantes. Os métodos de pesquisa incluem a aprovação por um Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) e o aceite prévio da participação nos procedimentos por meio de Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Os procedimentos de coleta de dados são realizados no Laboratório de Ergonomia e Interfaces da Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação (LEI - FAAC - UNESP - câmpus de Bauru). Para alcançar o objetivo proposto são avaliadas três interfaces manuais com desenhos e usos distintos, a saber: aros de propulsão cadeira de rodas, tesouras de poda e embalagens PET para refrigerantes.

Essa ampla gama de produtos está relacionada a expectativas de uso diferentes e situações que envolvem preensões comuns à grande parte das AVDs. Outro fator importante é a disponibilidade de comparar os resultados dessa pesquisa à outras que foram desenvolvidas no LEI/FAAC - UNESP.

Da mesma forma, grande parte dos materiais, equipamentos e procedimentos de pesquisa já estão disponíveis, devido à sua utilização em estudos anteriores. Os instrumentos de medição das variáveis já são consolidados por literatura especializada. Assim, essa pesquisa tem viabilidade técnica.

As variáveis independentes desse estudo incluem, além dos diferentes produtos, diferentes designs de cada interface analisada. Como variáveis dependentes têm-se a pressão de contato para cada região das mãos; o desconforto e agradabilidade da tarefa; além do esforço percebido. Além disso, um dos aspectos a serem levantados é a correlação entre essas variáveis.

Os dados coletados são tratados estatisticamente, seja por meio de testes paramétricos ou não paramétricos. Pretende-se avaliar a normalidade (teste de Shapiro-Wilk) e homogeneidade de variâncias (teste de Levene) dos conjuntos de dados para a definição dos testes aplicáveis, os quais devem incluir o Teste *t* de Student, ANOVA, correlação de Pearson (paramétricos); ou Friedman ANOVA, Wilcoxon e correlação de Spearman (não paramétricos). A Figura 1 apresenta as etapas metodológicas desse estudo, as quais serviram como estrutura para a tese elaborada.

Figura 1 - Diagrama da estrutura da pesquisa.



Fonte: o autor.

## 1.9 Estrutura do Trabalho

O primeiro capítulo introduz o tema, apresentando o estudo realizado e qual sua relação com outros estudos na área do design ergonômico. Nessa seção também é apresentada a importância do conhecimento ergonômico associado aos produtos de uso cotidiano, e como o design pode se beneficiar desses conhecimentos.

Esse capítulo também apresenta o desenho do estudo, com a delimitação do tema, a questão motivadora da pesquisa, a justificativa, os objetivos e as hipóteses de pesquisa. Também é tratado nessa seção como esse estudo se encaixa dentro de critérios metodológicos de levantamento, análise e interpretação de dados.

O segundo capítulo apresenta a revisão teórica dos assuntos pertinentes à manipulação de instrumentos em geral. São tratados aspectos anatômicos e biomecânicos das mãos e como o design pode influenciar as questões de uso. Também são levantadas as implicações da pressão excessiva ou concentrada e os esforços extremos realizados durante o uso de produtos.

Ainda nesse capítulo são tratadas as diversas formas de avaliação dessas variáveis. Esse levantamento é essencial para o traçado dos métodos e procedimentos metodológicos de coletas, a escolha e adaptação de escalas e o posterior tratamento dos dados levantados. A partir da revisão também é possível discutir os resultados encontrados, confrontando-os com a literatura atual.

O terceiro capítulo apresenta os materiais e métodos utilizados no levantamento de dados. Também são relacionados os procedimentos de coleta, os protocolos seguidos, o tratamento e a análise dos dados.

O quarto capítulo apresenta os resultados obtidos com a coleta de dados. Os resultados das experimentações realizadas são apresentados sequencialmente de acordo com a variável analisada.

O quinto capítulo discute os principais resultados da pesquisa, incluindo a confirmação ou refutação das hipóteses iniciais. A discussão também contextualiza os resultados obtidos com a bibliografia especializada.

O sexto capítulo trata das principais conclusões e desdobramentos do estudo. São apresentadas as contribuições para o conhecimento científico da área, para o design e para a os utilizadores.

## 2 REVISÃO TEÓRICA

Uma vez que esse estudo aborda a interface entre a mão humana e os objetos de uso cotidiano, faz-se necessário uma fundamentação preliminar dos aspectos que conferem à mão humana a capacidade de manipular tais objetos. Essa capacidade se deve primeiramente às características fisiológicas da mão humana, que lhe conferem força e destreza. Esse será o primeiro tópico abordado na revisão teórica.

Por outro lado, as características dos objetos também são determinantes na manipulação. Tais características podem influenciar desde o padrão de preensão utilizado até a força aplicada. Nesse sentido, também pode alterar os padrões de distribuição de força, aumentando ou diminuindo a superfície de contato. Essa variação é essencial ao comportamento da distribuição da pressão de contato. Portanto, o design das interfaces manuais corresponde ao segundo tópico abordado na revisão.

São realizadas também algumas considerações a respeito das interfaces manuais selecionadas, com uma revisão sistemática sobre suas características, exigências e atritos com os seus utilizadores. Esses aspectos são essenciais para compreender as demandas de cada atividade, segundo avaliações dos seus utilizadores.

As implicações da pressão excessiva nas estruturas anatômicas da mão humana configuram outro tópico de interesse. Porém, essa variável ainda é pouco estudada, carecendo tanto do desenvolvimento de sistemas de medição quanto de metodologias adequadas para avaliação e análise. Esses aspectos são tratados nesse tópico, e fornecem um panorama de como essa variável pode ocasionar diversas restrições aos utilizadores de produtos de uso cotidiano.

Por fim são tratados os aspectos relativos à percepção da atividade por parte dos utilizadores de interfaces manuais. São descritos fatores que influenciam a percepção de agradabilidade/desconforto e esforço percebido, bem como alguns métodos de avaliação já adotados em bibliografias especializadas.

### 2.1 Fisiologia da Mão Humana

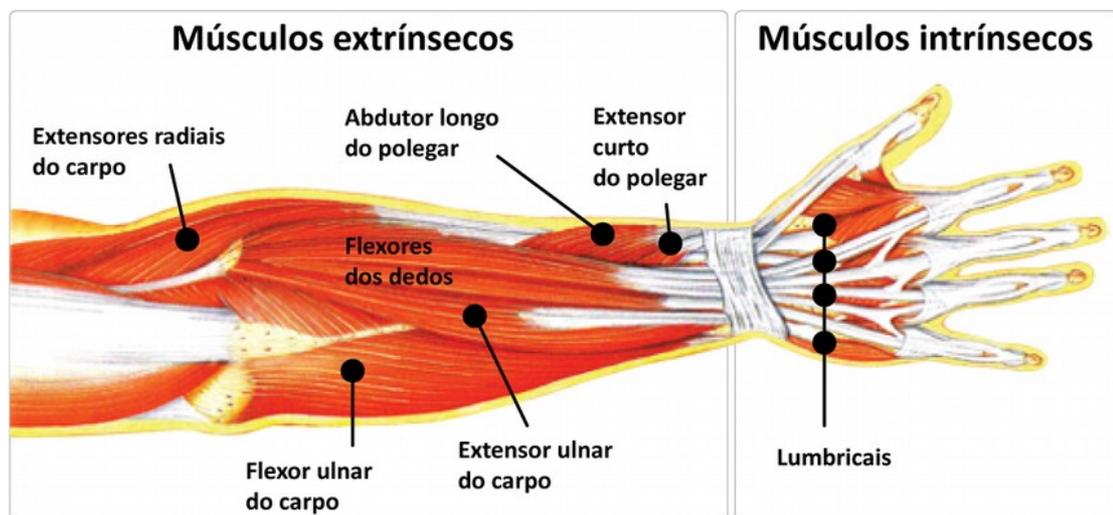
A mão humana é um sistema complexo que, de acordo com Moreira *et al.* (2003) apresenta três principais finalidades: a comunicação gestual, que colabora com a verbal; a ação tátil, a qual relaciona o organismo com a estrutura ambiental; e o ato preênsil, o qual é capaz tanto de imprimir força quanto segurar e manipular objetos.

A mão humana é também um sistema biomecânico de baixa complexidade anatômica. Porém, é capaz de realizar operações que vão desde as mais grosseiras, que exigem grandes esforços, até as mais delicadas e precisas. Se comparada a outros seres com o dedo polegar opositor, a amplitude e a precisão dos movimentos do polegar confere à mão humana uma capacidade preênsil refinada (KAPANDJI, 2000b).

Esse autor afirma inclusive que a relação entre a mão e o cérebro foi determinante no desenvolvimento das capacidades cerebrais humanas. A grande quantidade de receptores táteis na superfície palmar da mão proporciona uma grande quantidade de informação ao sistema nervoso central sobre o objeto com o qual entra em contato. Há uma grande parcela do córtex motor dedicada à manipulação, o que indica a sua importância para as interações humano-tecnologia (OKAMURA; SMABY; CUTKOSKY, 2000).

A força e a precisão dos movimentos das mãos se devem principalmente à ação simultânea de dois grupos musculares: os músculos intrínsecos, localizados na própria mão, responsáveis pela precisão; e os músculos extrínsecos, localizados no antebraço, responsáveis pela aplicação de grandes forças e estabilidade do movimento (CHAO; OPGRANDE; AXMEAR, 1976). A Figura 2 ilustra esses grupos musculares.

Figura 2 - Vista anterior do membro superior exibindo os músculos intrínsecos e extrínsecos à mão.

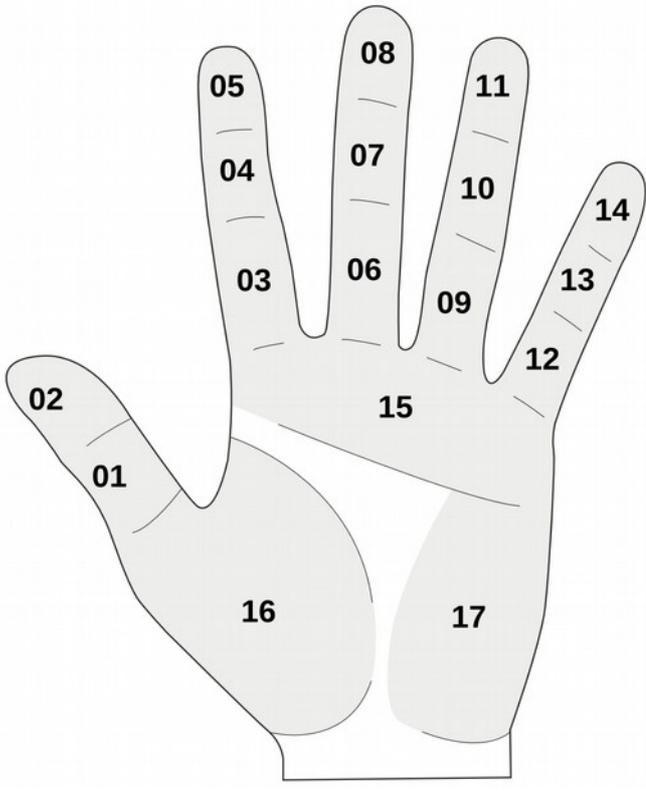


Fonte: Silva (2012, p. 21).

Do ponto de vista biomecânico, as forças necessárias para realizar atividades manuais são produzidas pelos músculos (principalmente aqueles localizados no antebraço), os quais geram torques nas juntas. Estas por sua vez atuam e recebem as forças de reação do objeto, que são transmitidas como forças compressivas ou friccionais através da pele (ARMSTRONG, 1985).

Essas forças atuam para movimentar os segmentos dos dedos (falanges) e causam deformações na região palmar das mãos. As implicações dessas ações podem ser mensuradas individualmente para cada região da mão. Comumente as regiões das mãos são definidas com base em articulações e eminências contidas na palma. Nesse sentido, faz-se necessário padronizar quais regiões anatômicas das mãos são de interesse para esse estudo. A Tabela 1 apresenta uma imagem da mão esquerda com as regiões identificadas e seus respectivos códigos.

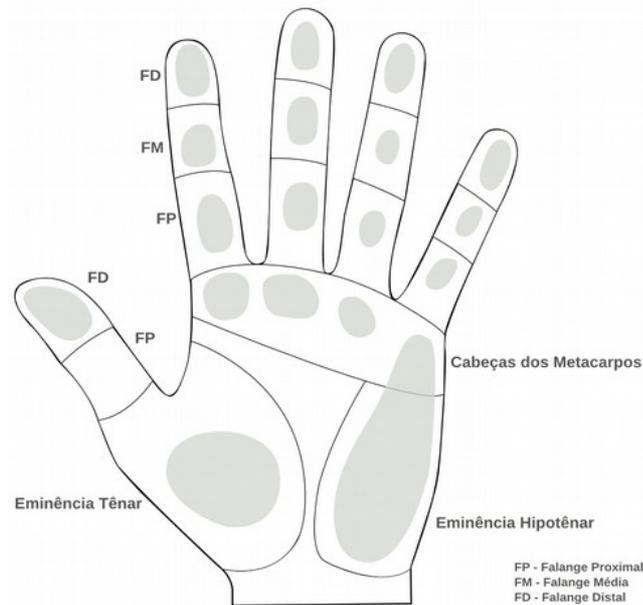
Tabela 1 - Descrição das regiões anatômicas e códigos utilizados nesse estudo.

Região	Número	Código	Descrição
	01	Ppol	Proximal do polegar
	02	Dpol	Distal do polegar
	03	Pind	Proximal do indicador
	04	Mind	Medial do indicador
	05	Dind	Distal do indicador
	06	Pmed	Proximal do médio
	07	Mmed	Medial do médio
	08	Dmed	Distal do médio
	09	Pane	Proximal do anelar
	10	Mane	Medial do anelar
	11	Dane	Distal do anelar
	12	Pmin	Proximal do mínimo
	13	Mmin	Medial do mínimo
	14	Dmin	Distal do mínimo
	15	Mc	Metacarpal
	16	Ten	Eminência Tênar
	17	Hip	Eminência Hipotênar

Fonte: o autor.

A vista anterior da mão revela a a superfície de contato na maior parte das interações com os objetos: a face palmar. Esta superfície contém a palma propriamente dita, que é côncava no seu centro, permitindo acomodar objetos volumosos; e a superfície palmar dos dedos. Quando a mão segura um objeto plano, se estica e faz contato com as eminências da palma, cabeça dos metacarpos e falanges (KAPANDJI, 2000b). A Figura 3 exhibe as regiões da mão e também a área de contato da mão contra uma superfície plana.

Figura 3 - Face palmar da mão contendo as áreas de contato contra uma superfície plana.



Fonte: Adaptado de Kapandji (2000b, p. 205).

### 2.1.1 A Pele da Mão Humana

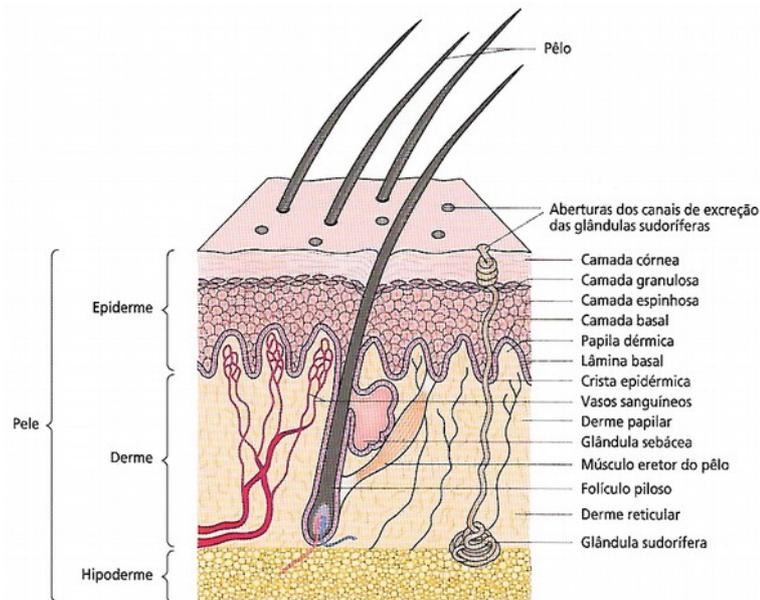
O tecido do corpo humano pode ser classificado segundo quatro grandes grupos: conjuntivo, muscular, nervoso e epitelial. A pele é constituída pelo tecido epitelial, um tecido que reveste o corpo e está em constante renovação, perdendo células e se regenerando (WHITING; ZERNICKE, 2009). A pele é o órgão de maior massa do corpo humano, com 3,5kg, e o mais extenso, com cerca de 2m<sup>2</sup>. É também composta de três camadas: a epiderme, a derme e a hipoderme (DELAMARCHE; DUFOUR; MULTON, 2006).

A epiderme é um epitélio estratificado pavimentoso queratinizado. Esta é composta por uma camada mais profunda, denominada basal, ligada à renovação da epiderme; uma camada espinhosa, na qual as células são volumosas e poliédricas; uma camada granulosa, na qual as células são achatadas e cujo núcleo quase desapareceu; e por fim, a camada córnea, na qual as células são mortas e cheias de queratina, regularmente ordenadas e que descamam na superfície (ABZUG; CAPPEL, 2012; DELAMARCHE; DUFOUR; MULTON, 2006).

A derme é um tecido vascularizado e inervado no qual a epiderme se apoia. A derme possui é composta por duas camadas: a derme reticular, mais profunda e formada por um tecido conjuntivo denso; e a derme papilar, mais superficial e formada por tecido conjuntivo areolar. A derme é a principal responsável pela proteção mecânica devido às propriedades físicas dos seus constituintes, os quais absorvem os choques (DELAMARCHE; DUFOUR; MULTON, 2006).

Por fim, a hipoderme é a camada mais profunda da pele, constituída principalmente por lóbulos gordurosos envolvidos por septos conjuntivos. Nessa camada se espalham os nervos e vasos sanguíneos (DELAMARCHE; DUFOUR; MULTON, 2006). A Figura 4 exibe uma ilustração das camadas e subcamadas da pele.

Figura 4 - Estrutura estratificada e celular da pele humana.



Fonte: Delamarche, Dufour e Multon (2006, p. 160).

Uma vez que a pele representa o revestimento externo para a maior parte do corpo, é suscetível a uma ampla variedade de lesões. Embora a pele suporte cargas frequentes durante as atividades cotidianas sem maiores problemas, quando essas cargas ultrapassam a variação fisiológica aceitável, ocorre uma resposta à esse traumatismo físico, causando uma lesão (WHITING; ZERNICKE, 2009).

Segundo Whiting e Zernicke (2009), uma lesão pode resultar de uma única sobrecarga (aguda) ou por sobrecargas repetidas (uso excessivo – crônica). Pode também ser classificada como primária, se aparece imediatamente após o trauma, ou secundária, se demora a se manifestar (isquemias, por exemplo).

Os autores ainda destacam que as causas de uma lesão na pele são diversas e comumente atuam em conjunto. Para o escopo desse estudo, os traumas mecânicos são de especial interesse. Nesse caso há lesões superficiais causadas por abrasão (escoriação), ou lesões mais profundas, como uma vesícula (bolha), que se constitui de uma estrutura cheia de líquido dentro ou abaixo da epiderme causada por calor, substância química ou meios mecânicos.

A pele da mão humana representa uma ligação através da qual as forças necessárias para segurar ou manipular um objeto são transmitidas do sistema musculoesquelético para o objeto. Uma vez que há contato direto com o objeto nas mais diversas situações, a pele das mãos está sujeita à tensões, atrito e forças compressivas que deformam a pele e podem causar uma série de lesões, como as bolhas, calos ou rompimentos da pele (ARMSTRONG, 1985).

É muito importante considerar o comportamento mecânico da pele e dos tecidos subcutâneos durante a prensão. Essas estruturas estão em contato direto com a interface e através delas são transmitidas as forças ou momentos para todo o membro superior. Esses tecidos tem propriedades viscoelásticas não lineares, sendo a pele mais rígida que os tecidos subcutâneos (HARIH; DOLŠAK, 2014).

A capacidade de se deformar ao redor dos objetos manipulados aumenta a área de contato, diminui as cargas, aumenta o atrito e diminui as forças de prensão, diminuindo as chances de trauma. Porém, embora essa capacidade da pele seja necessária em várias atividades laborais, se ultrapassar limites críticos, pode provocar lesões (ARMSTRONG, 1985).

Deve-se considerar ainda que nem sempre as lesões ocorrem em ambiente ocupacional. Diversas atividades realizadas no cotidiano domiciliar ou externo requerem esforços ou representam riscos de lesões aos seres humanos.

## **2.2 A Prensão nas Atividades da Vida Diária**

As AVDs compreendem àquelas relativas ao cuidado com o corpo (se vestir, se higienizar ou se alimentar), conhecidas como Atividades Básicas da Vida Diária (ABVDs) e as Atividades Instrumentais da Vida Diária (AIVDs), relacionadas à manutenção do ambiente familiar e interação com o ambiente externo, como limpar a casa, cuidar de animais de estimação, dirigir, utilizar caixas eletrônicos, etc. (FOTI; KOKETSU, 2013).

As AIVDs requerem mais habilidades e interações ambientais mais complexas. Nos estudos do design ergonômico, comumente as atividades analisadas envolvem o uso de algum objeto em uma tarefa relativamente complexa (abrir embalagens, utilizar ferramentas manuais, etc.), o que na maioria das vezes caracteriza uma AIVD. No entanto, é comum suprimir essa divisão e fundamentar tal análise apenas com base nas AVDs, de maneira ampla.

À medida em que houve redução da jornada diária de trabalho, as AVDs ganharam cada vez mais importância na qualidade de vida do trabalhador. Essas atividades são alvos de estudos há muito tempo. Já em 1969, Lawton e Brody (1969) elaboraram uma escala para avaliar as AIVDs do público idoso. Essa escala continha tanto atividades básicas quanto mais complexas e mostrou-se satisfatória na avaliação das capacidades funcionais.

É interessante notar que a grande parte das atividades humanas depende da utilização das mãos. A mão também é altamente adaptada à preensão, pois devido à sua rugosidade da epiderme, excreções aderentes e capacidade de compressão proporciona atrito para manipular diversos objetos (GLICENSTEIN; DARDOUR, 1981).

Napier (1956) definiu duas preensões básicas: a preensão de força, utilizada quando é necessária força completa, com o envolvimento da palma da mão; e a de precisão, utilizada quando o objeto é pinçado entre as superfícies flexoras de um ou mais dedos com o polegar em oposição, permitindo uma maior exatidão, assim como refinamento de tato. A Figura 5 ilustra os dois tipos básicos de preensão definidos pelo autor.

Figura 5 - Preensão de força (ou palmar) e de precisão (ou digital).



Fonte: Silva (2012, p. 24).

No Brasil, um dos pioneiros sobre o estudo da manipulação de instrumentos manuais foi Itiro Iida, com sua tese “A Ergonomia do Manejo”, publicada em 1971 (IIDA, 1971). No Laboratório de Ergonomia e Interfaces – LEI/FAAC já foram desenvolvidos diversos estudos sobre algumas características ergonômicas da manipulação de instrumentos manuais e suas implicações.

As tarefas de manipulação, particularmente as preensões de força, são essenciais à muitas atividades profissionais e também às AVDs (GOISLARD DE MONSABERT *et al.*, 2012). Porém, as preensões de força são associadas às atividades com esforços extremos e ações repetitivas da mão, que contribuem para o surgimento de lesões e fadiga localizada. Com isso, investigar as forças e estrangimentos durante a preensão de força é de grande importância para entender, prevenir e reabilitar patologias das mãos (ROSSI *et al.*, 2012).

### **2.3 Avaliações do Design de Interfaces Manuais**

Entende-se aqui por interfaces manuais qualquer instrumento, dispositivo, ferramenta, instrumento ou aparelho que requeira acionamentos ou interações com as mãos humanas. Para os propósitos desse estudo, excluem-se dessa definição as interfaces digitais. A utilização de um termo abrangente facilita o processo de descrição das diferentes expectativas e necessidades de uso dos diferentes objetos analisados nesse estudo.

Recentemente, o design ergonômico de ferramentas e instrumentos manuais tem estimulado o interesse entre usuários, fabricantes e pesquisadores. Anteriormente, a ênfase estava mais voltada ao aumento de eficiência e a padronização. Consequentemente, uma ferramenta deveria ser projetada para ser utilizada por todos os potenciais usuários. Entretanto, essa abordagem tem sido modificada para incluir noções de conforto e as capacidades biomecânicas dos usuários (APTEL; CLAUDON; MARSOT, 2002).

As ferramentas manuais variam em função, mecanismos e design, sendo a maioria específica para a tarefa (DABABNEH *et al.*, 2004). Apesar da tendência de mecanização e automação, muitas indústrias ainda utilizam ferramentas e processos manuais. O trabalho com ferramentas manuais é associado a vários riscos de saúde. Ferimentos causados por esses instrumentos têm sido severos, dispendiosos e frequentes (DIANAT; NEDAEI; MOSTASHAR NEZAMI, 2014).

Há evidências de uma associação entre o uso frequente ou por longos períodos de ferramentas manuais e o surgimento de sintomas de distúrbios musculoesqueléticos (AGHAZADEH; MITAL, 1987; ROSSI *et al.*, 2012). Um grande número de fatores ocupacionais, como esforços extremos, movimentos repetitivos, posturas extremas e traumas mecânicos localizados pode levar ao surgimento desses distúrbios (ALDIEN *et al.*, 2005).

Os instrumentos manuais são associados também aos riscos de traumas agudos (instantâneos), como cortes, entorses, queimaduras e lacerações. Assim, a investigação das forças nas interfaces manuais para cada região da mão é crucial para avaliar o efeito das

características da pega na preensão. Esse conhecimento pode ser reutilizado para desenvolver pegas de ferramentas e atividades preênsais para prevenir fadiga e lesões (ROSSI et al., 2012).

O uso de um instrumento adequado auxilia a expandir o alcance das mãos, multiplicar a capacidade de força e aumentar a precisão e eficiência da atividade. O principal objetivo dos instrumentos e ferramentas manuais é estender as capacidades das mãos humanas. Além disso, um instrumento adequado, somado a um uso adequado pode colaborar na segurança e conforto da atividade (TICHAUER; GAGE, 1977).

Com isso, o design é de fundamental importância na ergonomia e usabilidade dos instrumentos manuais. Muitos estudos foram realizados para melhorar o design dessas interfaces e para determinar as configurações ótimas de preensão. Entre as características dos objetos, o tamanho, a forma, e o coeficiente de atrito parecem ser cruciais para as capacidades máximas de força (GOISLARD DE MONSABERT *et al.*, 2012).

Isso ocorre porque as características do objeto, como a sua textura (FLANAGAN; WING, 1997), ou a curvatura da superfície (GOODWIN; WHEAT, 1992) também influenciam a preensão, o que pode induzir o sujeito a variar a força aplicada. Henningsen, Ende-Henningsen e Gordon (1995) encontraram que o formato da superfície de contato contra o dedo indicador influenciou a percepção de forças aplicadas, começando a ser superestimadas à medida que eram aplicadas em superfícies cônicas, se comparadas a superfícies planas.

Ferramentas ou instrumentos manuais projetados ergonomicamente podem reduzir o desconforto, cargas biomecânicas, riscos de ferimentos e de fatores ligados aos sintomas musculoesqueléticos. Com isso, o formato da pega ou empunhadura deve ser projetado para maximizar a área de contato entre a mão e a pega para permitir uma melhor distribuição de pressão, levando a um menor desconforto durante o uso (DIANAT; NEDAEI; MOSTASHAR NEZAMI, 2014).

Além disso, pegas revestidas com materiais macios distribuem melhor as forças entre os dedos e palma evitando a concentração de cargas em áreas sensíveis, como o centro da palma das mãos. Forças de preensão concentradas no centro da palma representam um fator conhecido de lesões nos tecidos da palma, em especial nos tendões flexores dos dedos e no nervo mediano (CHAFFIN; ANDERSSON; MARTIN, 2006).

### 2.3.1 Avaliações Ergonômicas de Interfaces Manuais

Os objetivos dos estudos ergonômicos envolvendo interfaces manuais estão constantemente se modificando com o progresso técnico, com mudanças nas organizações do trabalho e expectativas dos operadores. Objetivos relacionados à segurança, conforto e mesmo as considerações de estilo têm sido adicionadas às considerações de aumento de eficiência no design de ferramentas manuais (APTEL; CLAUDON; MARSOT, 2002).

No entanto, grande parte dos estudos envolve ao menos uma variável biomecânica ou objetiva, como o desempenho (PASCHOARELLI, 2003; PASCHOARELLI et al., 2008); a atividade mioelétrica (ENDO; KAWAHARA, 2011; KONG; LOWE, 2005; OHTSUKI, 1981); a postura (PASCHOARELLI, 2003); a força aplicada (CAMPOS, 2010; DAHROUJ, 2009; PASCHOARELLI, 2009; RAZZA, 2007; SILVA, 2012); a pressão de contato (HALL, 1997; PASCHOARELLI, 2003, 2009; SILVA; PASCHOARELLI, 2010) e a percepção durante a atividade (PASCHOARELLI, 2009; RAZZA, 2007).

É comum que as avaliações biomecânicas das características manipulativas de uma interface envolvam a mensuração de forças de preensão. Geralmente, são avaliadas as forças exercidas durante a Contração muscular Isométrica Voluntária Máxima (CIVM), ou seja, as forças máximas que um sujeito é capaz de aplicar em situações estáticas. Em outras ocasiões, porém, são envolvidas apenas as forças necessárias para desempenhar a atividade, seja ela força de preensão palmar, força de torque, de tração ou de compressão.

Koppelaar e Wells (2005) afirmam que, em geral, há quatro abordagens principais na definição das forças manuais: descrever a força de contato entre o objeto e a mão; descrever a massa do objeto levantado; obter um índice de esforço percebido; e utilizar a eletromiografia (EMG) para estimar a carga muscular. Entre as categorias de métodos comumente utilizados para se obter a exposição mecânica estão o autorrelato; os métodos observacionais; e a medição direta. A confiabilidade desses métodos varia de ruim (observação) a boa (medição direta, com transdutores de força).

Quando se trata do design de interfaces manuais, é comum efetuar comparações entre modelos distintos de um produto, de forma a identificar qual proporcionou as melhores condições de uso. Campos (2010), por exemplo, afirma que em seu estudo sobre maçanetas e volantes de metais sanitários, a capacidade de aplicação de forças por parte dos usuários foi influenciada pelo desenho da interface. As interfaces de formato aproximadamente esférico

reduziram a capacidade de aplicação de forças de torção dos usuários. Já as de formato alavanca propiciaram as melhores condições de uso.

Em estudo similar, Paschoarelli (2009) também obteve resultados expressivos em atividade simulada com maçanetas de portas. Nesse estudo, desenvolvido com utilizadores portugueses, o desenho da interface influenciou significativamente a capacidade de aplicação de forças durante a simulação de uso dos produtos. Nesse caso, o autor salienta que desenhos de interfaces que não favorecem a aplicação de forças prejudicam os grupos mais vulneráveis, como os idosos e mulheres.

Lu *et al.* (2008) analisaram as forças de interação da mão e o esforço do polegar causado pelo uso de três modelos de pipetas de laboratório. Os resultados desse estudo revelaram que a força exercida mão durante as tarefas com pipetas são influenciadas pelo design da pipeta, independentemente da tarefa, posição corporal e volume da amostra transportada. Essa afirmação se tornou ainda mais contundente para o dedo polegar, diretamente envolvido nas atividades.

Outras iniciativas na área do design ergonômico envolvem o desenvolvimento de produtos com base em preceitos ergonômicos. Tais produtos são comumente avaliados e comparados com modelos convencionais, disponíveis no mercado. Essas avaliações representam o potencial da aplicação dos conhecimentos ergonômicos no design de produtos e sistemas, gerando melhorias significativas em questões de desempenho, conforto e eficiência.

Silva e Paschoarelli (2010) desenvolveram um cortador de mudas de plantas ornamentais considerando alguns princípios do design ergonômico. Os trabalhadores desse setor costumam fabricar seus próprios instrumentos a partir de chapas metálicas, de forma precária e potencialmente lesiva. O novo instrumento foi testado em comparação aos já existentes em um teste envolvendo uma simulação de uso.

A avaliação envolveu a verificação de pontos de concentração de força na superfície palmar das mãos dos utilizadores. Para isso, foi utilizada uma luva instrumentada com sensores FSRs, capaz de mensurar a força biomecânica aplicada em alguns pontos da região palmar das mãos (SILVA; PASCHOARELLI; POUSSEP, 2008). Os resultados indicaram uma melhora significativa na distribuição de força nos pontos analisados.

Para uma avaliação com arcos de serra Das, Jogkol e Ngui (2005) desenvolveram um conjunto de três pegas / empunhaduras acopláveis (para a empunhadura anterior e pega

posterior), de modo a atender às exigências dimensionais para mãos pequenas, médias e grandes. Dois modelos convencionais foram comparados com o novo conjunto, sendo um deles com pega horizontal (similar à pega de uma faca de cozinha) e o convencional, com pega angular.

Os resultados desse estudo indicaram que o redesign do produto o melhorou significativamente os critérios analisados. A produtividade aumentou entre 25% e 148% quando comparado respectivamente ao modelo convencional e horizontal. Também foi notado que o uso de uma pega diferente à recomendada reduziu a eficiência, aumentou o esforço muscular e prejudicou a percepção sobre a atividade progressivamente, à medida que as dimensões se afastavam da ideal.

Todos esses estudos demonstram que o design é um fator determinante na usabilidade de um produto. Essa afirmação pode ser estendida tanto às variáveis biomecânicas (posturais, capacidade de aplicação de forças, etc.), quanto às subjetivas (percepção de esforço, de dificuldade, etc.). Nesse sentido, é relevante obter o máximo de informações sobre a interface do ser humano com os produtos, tanto em situações laborais, quanto nas AVDs.

Alguns estudos se ocuparam do levantamento de dados de forças biomecânicas isoladamente (PEEBLES; NORRIS, 2003). Outros estudos já se ocuparam das relações entre forças e antropometria, seja entre medidas corporais de maneira geral (HANTEN et al., 1999; RAZZA, 2007) ou dos segmentos corporais utilizados na atividade (DAHROUJ, 2009; RAZZA, 2007; SILVA; PASCHOARELLI; SILVA, 2012; VIDRICH FILHO, 2005).

Porém, as relações entre as diversas variáveis mencionadas ainda é um tema pouco discutido. Paschoarelli *et al.* (2010) analisaram a correlação entre a força de preensão pulpo-lateral e a força de tração dos indivíduos, utilizando um dinamômetro de pinça (*pinch*) e um extensômetro (*Advanced Force Gauge - AFG*). Apesar de não serem encontradas correlações significativas entre as variáveis, observou-se que o uso de diferentes estruturas biomecânicas para as atividades pode ter influenciado nos resultados, o que demanda novos estudos para compreender esta condição.

Rice, Cathy e Carter (1998) investigaram as forças de preensão necessárias para interagir com algumas embalagens comuns nas AVDs e suas relações com o desempenho dessas atividades. Os autores propuseram a ausência de correlações entre as forças de preensão palmar (*grip force*), pinçamento lateral, pinçamento bidigital, pinçamento tridigital e a força gerada ao interagir com as embalagens.

Esse estudo envolveu 49 estudantes universitários sem limitações físicas ou intelectuais (normais). As idades variaram entre 20 e 52 anos e seis embalagens comuns (pulverizador, spray aerossol, frasco de remédio grande, frasco de remédio pequeno, frasco com tampa encaixável *pop-off*, e frasco de remédio com tampa de segurança *dual-pinch*). Sensores FSRs foram utilizados para mensurar as pressões exercidas em cada uma dessas embalagens.

Os resultados apontaram que não há correlação significativa entre as forças avaliadas e as forças geradas para abertura ou utilização das embalagens. Os autores concluem que maiores forças de prensão não necessariamente implicam em maior eficiência na abertura ou ativação de mecanismos de embalagens. Os autores salientam que, em algumas situações, houve aplicação excessiva de forças, provavelmente devido a estratégias de abertura ineficientes.

Posteriormente Rahman, Thomas e Rice (2002) replicaram o estudo anterior dos mesmos autores com indivíduos idosos. Nesse sentido, foram verificadas as forças manuais pessoas idosas e suas relações com o desempenho e a capacidade de abertura e operação de mecanismos das mesmas embalagens. Os resultados apontam que, para quatro das seis embalagens, não houve correlação significativa entre forças de aperto e as forças usadas para abrir as embalagens.

Os resultados foram similares para as forças de pinçamento, para as quais não houve correlação em três das seis embalagens, e nas demais houve baixa correlação. Esses resultados indicam que, com poucas exceções, os participantes idosos demonstraram um comportamento similar aos participantes do estudo de Rice, Leonard e Carter (1998). Baixas correlações foram encontradas entre as forças de prensão e pinçamento e a força utilizada para abrir as embalagens.

Os autores também notaram que os sensores registraram forças que variaram muito entre as embalagens (frasco de remédio pequeno versus frasco de remédio grande). Como não era necessário aplicar forças tão altas, os autores sugerem que os idosos podem ter aumentado a margem de segurança na manipulação do objeto. A recorrência desse efeito nas AVD pode levar a DORTs. Os autores concluem que uma maior força de aperto não garante maior capacidade de abertura das embalagens selecionadas.

De qualquer forma, os estudos citados propuseram a associação de uma variável obtida com esforço biomecânico máximo com alguma outra variável, seja outra força

muscular, seja a capacidade de desempenhar uma tarefa. E, apesar da maioria das situações analisadas não apresentar correlações significativas, é importante ressaltar que nem sempre o esforço máximo é a melhor alternativa ao se analisar uma interface manual.

Uma importante contribuição pode ser alcançada ao se analisar simultaneamente a força aplicada em situações de uso normal com algumas outras variáveis do processo de interação, com destaque para o esforço percebido e a pressão de contato na superfície palmar das mãos. A análise simultânea dessas variáveis e a investigação de suas inter-relações podem estabelecer novos parâmetros para o design de interfaces manuais, especialmente pelo fato de que, até o momento, poucos estudos foram desenvolvidos com essa proposição.

### 2.3.2 Fatores Interindividuais nas Avaliações Ergonômicas de Instrumentos Manuais

Além dos fatores intrínsecos ao objeto, há aqueles que são próprios dos sujeitos ou grupos de sujeitos que podem influenciar as forças aplicadas durante a interação do utilizador com o objeto. Entre os principais fatores interindividuais estão a lateralidade, a antropometria, o gênero (sexo) e a idade.

A **lateralidade** é resultante da assimetria cerebral no controle das funções motoras. Especificamente para esse estudo, se traduz na dominância manual do sujeito, definida como o uso preferencial de uma das mãos para executar uma atividade (PASCHOARELLI, 2009).

É comum que a mão dominante seja capaz de exercer maiores forças, principalmente para os indivíduos destros. Já para os canhotos normalmente as diferenças são sutis. Segundo Hanten *et al.* (1999), essa condição dos canhotos pode ser resultante do uso frequente da mão não dominante para a realização de inúmeras AVDs. Mesmo assim, é recomendável priorizar o uso da mão preferencial do indivíduo, pois esta comumente apresenta maior habilidade e força (PASCHOARELLI, 2009).

Um dos métodos mais utilizados para avaliar o grau de lateralidade de um indivíduo é por meio de questionários contendo diversas AVDs. As respostas de um sujeito indicam a sua preferência para executar tarefas unimanuais. Um questionário muito utilizado em estudos dessa natureza é o utilizado no Inventário de Edimburgo (OLDFIELD, 1971). Esse questionário classifica a dominância manual segundo uma escala contínua que varia entre -100 (totalmente canhoto), até +100 (totalmente destro).

Outra variável que pode interferir na aplicação de forças e, portanto, na pressão de contato, é a **antropometria** dos indivíduos. A antropometria trata das variações das medidas

físicas dos seres humanos, tanto a de segmentos corporais (estática) quanto a de alcances e movimentos (dinâmica). Esses dados são importantes fontes de informação para o projeto de produtos ou espaços para utilização humana (BOUERI FILHO, 1991).

A força muscular aplicada em tarefas de manipulação pode variar segundo a massa do sujeito ou mesmo quanto às medidas de seus segmentos corporais. Alguns estudos indicam uma relação entre os segmentos ou massa corporal e as forças de preensão, tração ou torque (IMRHAN; SUNDARARAJAN, 1992). Outros, no entanto, não indicaram correlações significativas entre tamanho da mão, massa corporal ou estatura, e a força de tração associada à preensões digitais (RAZZA, 2007).

Ao contrário da anterior, as diferenças de capacidades biomecânicas entre os **gêneros** masculino e feminino são amplamente reconhecidas. A fisiologia muscular das mulheres difere da dos homens, causando menores contrações musculares em toda a extensão do músculo, e tempos de meio relaxamento mais longos em alguns músculos (SHINOHARA et al., 2003).

Sanders e McCormick (1993) apontam que as mulheres exercem aproximadamente dois terços (67%) da força dos homens. Porém essa parcela pode variar de 35% a 89% a depender do grupo muscular avaliado.

A maioria dos estudos biomecânicos que envolvem a manipulação de objetos apresenta uma tendência de variação da força manual relacionada à **idade** do indivíduo, havendo um pico de força no início da fase adulta e um declínio gradual até o início da velhice (MATHIOWETZ et al., 1985; VOORBIJ; STEENBEKKERS, 2002).

Shim *et al.* (2004) relatam que o envelhecimento leva a um declínio das habilidades e forças manuais. Segundo os autores, isso se deve a uma perda tanto de seção muscular quanto de número de fibras musculares. Fatores adicionais incluem: a queda nas propriedades táteis e de sensibilidade à vibração; mudanças no sistema neuromuscular; e geralmente, a desaceleração das propriedades de contração muscular.

Todos esses fatores adicionais podem influenciar na aplicação de forças e, portanto, na pressão de contato. No entanto, o desenho desse estudo não privilegia as diferenças entre gêneros, idade ou antropometria, apenas entre diferentes designs. Além disso, não são previstos esforços extremos (CIVM), apenas simulações de uso em situações próximas às vivenciadas pelos utilizadores em situações reais de uso.

### 2.3.3 Interfaces Manuais do Presente Estudo

A definição das interfaces a serem estudadas está relacionada à ampla gama de expectativas de uso. Do ponto de vista ergonômico, essas interfaces também se apresentam com requisitos distintos. Faz-se necessário, portanto, a caracterização dessas interfaces e da menção das características que influenciarão nos métodos de avaliação adotados, e que servirão de base comparativa aos resultados obtidos.

A primeira interface analisada corresponde aos **aros propulsores de cadeiras de rodas**. Esses componentes são integrados às cadeiras de rodas, de forma a oferecer uma interface com as mãos para realização da propulsão e manobra da cadeira. Esse dispositivo de tecnologia assistiva permite a mobilidade de utilizadores com lesões na medula espinhal ou cujas funções motoras dos membros inferiores estejam limitadas temporária ou permanentemente (MEDOLA, 2010).

A cadeira de rodas de propulsão manual é a mais comum. Representa um meio de locomoção reconhecidamente ineficiente e associado à alta incidência de lesões nos membros superiores (MANDY; REDHEAD; MICHAELIS, 2014).

Medola (2010) desenvolveu aros de propulsão com preceitos ergonômicos. O autor salientou a importância de aumentar a área de contato com a mão, proporcionando maior aderência, melhor estabilidade de movimento e menor atividade dos músculos intrínsecos da mão. Essas características podem representar qualidades ergonômicas que contribuem para a melhoria de sua mobilidade e conforto.

A segunda interface analisada corresponde às **tesouras de poda**. Essas ferramentas são utilizadas tanto por profissionais quanto por utilizadores domésticos no corte (poda) de ramos e pequenos galhos de vegetação. São ferramentas constituídas por mandíbulas metálicas articuladas, com pegos em seus prolongamentos e, por vezes, um mecanismo de retorno, como uma mola (CAMPOS, 2010).

A atividade realizada com as tesouras de poda pode acarretar em altas forças de prensão (e de contato), movimentos repetitivos da mão e postura estática dos ombros (HWANG et al., 2011). Além disso, diferenças no design dessas ferramentas podem ser determinantes na distribuição de forças e pressão de contato.

Em uma avaliação com tesouras de poda, Hwang *et al.* (2011) reportaram que as mulheres utilizaram primariamente as falanges distais dos dedos para realizar as tarefas, enquanto os homens utilizaram as falanges médias dos dedos. Os autores atribuem essas

diferenças ao dimensionamento inadequado dessas ferramentas para os indivíduos do sexo feminino, os quais possuem mãos de menores dimensões. Portanto, um design adequado dessas ferramentas pode contribuir para uma melhor distribuição de forças e pressão de contato durante a atividade.

A terceira interface analisada corresponde às **embalagens PET para refrigerantes**. Essas embalagens são amplamente utilizadas na comercialização de bebidas refrigerantes não alcoólicas, possuindo diversas capacidades e formatos. Esses produtos são consumidos em todo o mundo, por consumidores com características diversas, desde crianças até idosos, homens e mulheres (SILVA, 2012).

O design desse tipo de embalagem deve manter o produto intacto, prevenir o escape de gases, ter apelo visual e também ser acessível ao seus consumidores. Como diversas outras embalagens de tampa roscada, as embalagens PET para refrigerantes requerem esforço muscular para abertura.

Silva (2012) analisou como cinco diferentes designs dessas embalagens influenciam na capacidade de aplicação de forças para abertura do produto e também na percepção de uso. Os resultados demonstraram a influência das variáveis gênero, faixa etária e também do design na capacidade de aplicação de forças para abertura dessas embalagens. Além disso, o design também influenciou a percepção dos indivíduos sobre a simulação de abertura.

O autor estima que parte da população consumidora não é capaz de aplicar forças de torção suficientes para abrir a embalagem. Da mesma forma, também relata o uso de artifícios para os utilizadores afetados por essa estatística, como o uso de panos e facas, o que pode representar um grave fator de risco de acidentes.

Todas as interfaces abordadas nesse estudo possuem demandas ergonômicas já identificadas por estudos. A possibilidade de avaliação da pressão de contato durante a simulação de uso dessas interfaces permite uma análise mais completa das suas características de uso.

## **2.4 Pressão de Contato**

A pressão é calculada pela razão entre a força e a área de contato na qual essa força age. A sua unidade padrão de mensuração no Sistema Internacional (SI) é o Pascal (Pa), que corresponde a  $1 \text{ N/m}^2$ . Comumente, as referências que tratam da pressão de contato entre o corpo humano e um objeto utilizam o múltiplo quilopascal (kPa) para expressar os valores (HENNIG, 2008).

A distribuição de pressão na superfície palmar da mão humana é uma importante variável na análise de interfaces manuais. Tichauer e Gage (1977) relatam que a compressão de artérias, veias e nervos causada por pressões exercidas em pontos concentrados da região palmar resultam em inflamações e calos, além de outras lesões que poderão ser irradiadas para outras regiões anatômicas da mão.

Cacha (1999) destaca as principais variáveis associadas às condições ergonômicas de uma atividade como sendo a força, postura, repetitividade e duração. Quando se trata de atividades manuais, esses fatores podem ser severamente prejudiciais. Além disso, o autor afirma que pressões exercidas por instrumentos com pequena superfície podem prejudicar a circulação sanguínea local, acarretando em isquemias. As isquemias podem ser causadas tanto por pressões repetidas quanto por pressões constantes (ARMSTRONG, 1985).

Em níveis acima dos funcionais, as pressões de contato podem acarretar diversos quadros clínicos. Cargas na palma das mãos e altas forças de aperto são fatores que podem ser relacionados a uma série de distúrbios nos membros superiores. Uma alta incidência de Síndrome do Túnel do Carpo foi encontrada em ocupações que requerem prensões com esforços extremos, como o corte de carnes e indústria de corte e costura (MUGGLETON; ALLEN; CHAPPELL, 1999).

Além disso, as Doenças Ocupacionais da Pele (*Occupational Skin Diseases – OSDs*) representam um grande problema de saúde pública, pois são comuns, frequentemente crônicas e têm um significativo impacto econômico, social e na qualidade de vida dos trabalhadores. Entre as principais OSDs estão as dermatites, que são processos inflamatórios causados por agentes químicos, físicos ou biológicos (WOLFF et al., 2006).

Embora exista essa diversidade de fatores causadores de OSDs, são os traumas mecânicos que mais interessam à esse estudo. A pele está sujeita a atrito, pressão, cortes, lacerações e abrasões, tanto em locais de trabalho quanto em ambiente doméstico. Traumas mecânicos repetidos, como pressões de baixa intensidade ou atrito levam à hiperpigmentação e liquenificação (pele espessa, como resultado de atrito ou pressão constante).

Já a pressão ou atrito mais intenso e persistente leva a hiperqueratose e formação de calos. Seu aparecimento é comum em ocupações ou atividades que envolvem trabalhos manuais. As áreas de espessamento ocorrem na palma das mãos, incluindo as juntas metacarpofalângicas. Seu surgimento raramente é sintomático, sendo comumente desnecessário tratá-lo (ABZUG; CAPPEL, 2012).

Goossens *et al.* (2000) destacam que a combinação de pressão e cisalhamento (*shear*) são responsáveis pela carga mecânica total na pele. Os autores mencionam estudos em que foi possível interromper o fluxo sanguíneo na palma da mão com uma pressão de apenas 9,8kPa. Em seu estudo, os autores reproduziram a mesma força de cisalhamento sob a pele variando os parâmetros da pressão aplicada sobre a pele. Suas conclusões apontam que a redução do fluxo sanguíneo foi a mesma em todos os casos.

As forças de cisalhamento podem levar ainda à formação de bolhas de atrito, erosões ou úlceras. Trabalhadores manuais sujeitos ao atrito repetido e pressão podem desenvolver um quadro crônico de dermatite, com fissuras envolvendo a palma das mãos conhecido como eczema manual hiperqueratótico (Figura 6). Além de calos, as marcas incluem descoloração e deformidades (WOLFF *et al.*, 2006).

Figura 6 - Eczema manual hiperqueratótico.



Fonte: Dermatology Image Bank (2014).

Em ambiente ocupacional, a automação, o uso de luvas e de novos dispositivos de proteção tem diminuído a incidência dessas marcas. No entanto, não é apenas em ambiente ocupacional que há lesões devido à pressão ou ao contato prolongado da superfície das mãos com objetos. Um novo grupo de distúrbios de pele relacionados ao uso prolongado de computadores (descrito como *mouseing callus* e *computer palms*) já foi descrita em literatura (WOLFF *et al.*, 2006). A Figura 7 exhibe uma lesão provocada pelo uso prolongado do mouse de computador.

Figura 7 - Espessamento da pele no lado ulnar da base da palma devido ao uso prolongado do *mouse* de computador.



Fonte: Ghasri e Feldman (2010).

De qualquer maneira, um fator preponderante na distribuição de pressão sobre a superfície palmar da mão é o formato da pega. Evitar arestas ou qualquer outro aspecto que possa concentrar pressão na mão do utilizador é um dos requisitos básicos do design de instrumentos manuais. Há de se considerar ainda que as forças aplicadas em determinadas áreas durante a manipulação de um instrumento não são uniformes, assim como o risco de lesões nessas regiões da mão (HALL, 1997; MURALIDHAR; BISHU; HALLBECK, 1999).

Um design adequado pode reduzir a concentração de pressão ao facilitar a sua distribuição de maneira mais uniforme entre toda a superfície da mão. Os cabos ou pegas das ferramentas manuais devem ser dimensionados para distribuir as forças na maior área possível da palma das mãos, reduzindo assim a pressão de contato e permitindo uma pega mais confortável (ARMSTRONG, 1985).

Armstrong (1985) destaca ainda o efeito do tempo de exposição. O autor destaca que pressões constantes de apenas 10,5kPa já são suficientes para produzir danos à pele. Também é notável o efeito proporcional do produto entre pressão e tempo, ou seja, uma pressão de 10kPa aplicada por quatro horas tem o mesmo efeito na pele que uma de 400kPa aplicada por uma hora.

Altas pressões de contato na pele resultam em desconforto, dor e isquemia. Uma preensão palmar produz uma distribuição de pressão desigual, podendo levar a pressões de até 80kPa nas falanges distais dos dedos (HARIH; DOLŠAK, 2014).

Aldien *et al.* (2005) discutiram os limiares de dor e desconforto de acordo com as regiões da mão. Os autores indicam um limiar de desconforto de 188kPa, enquanto Fransson-Hall e Kilbom (1993) indicaram um valor de 104kPa. As diferenças encontradas nos estudos sobre o assunto indicam que, embora exista uma conexão entre pressão de contato e desconforto, ela ainda não está bem definida (HARIH; DOLŠAK, 2014).

Há de se considerar também que determinadas regiões das mãos são mais sensíveis do que outras. Em um estudo sobre a sensibilidade da palma da mão, Fransson-Hall e Kilbom (1993) relataram que, quando comparado ao limiar de dor, o limiar do desconforto corresponde a 38% nos dedos, 40% na palma e 22% na região tenar. A menor porcentagem obtida na região tênar aponta para uma maior sensibilidade dessa região em relação às demais avaliadas.

Esse resultado foi corroborado por Johanson *et al.* (1999), que afirmam que os níveis de pressão relatados foram significativamente maiores na região tênar do que nos dedos e palma. Desconforto e dor também foram causados por menores níveis de pressão nessa região. Os autores levantam a possibilidade de que tais diferenças possam ter origem nos diferentes tecidos sendo comprimidos nesses pontos, sendo a região tênar constituída basicamente por músculos, enquanto a palma e os dedos possuem predominância de tendões e outros tecidos conectivos.

A percepção do nível de pressão aplicada também depende de fatores interindividuais. Fransson-Hall e Kilbom (1993) encontraram que o nível de pressão que causa dor nas mulheres corresponde, em média, a dois terços daquele encontrado para os homens. Os autores ainda encontraram que o tempo de exposição à pressão também é relevante no nível percebido. Mesmo um nível de pressão que não causa dor no início passa a causá-la após um curto período de tempo. Quando expostos a 50% da pressão correspondente ao limiar da dor, a sensação passa a ser percebida como dor após cerca de 2 minutos.

Vink (2005) ressalta que, em estudos sobre desconforto com assentos, a distribuição de pressão tem relação consolidada. Entre as técnicas objetivas utilizadas para se quantificar o desconforto, a distribuição de pressão está entre as mais convincentes. Maiores níveis de pressão causam maior desconforto. As implicações dessa afirmação serão discutidas detalhadamente no item “Avaliação da Percepção do Utilizador: Agradabilidade e Desconforto”.

De qualquer maneira, os resultados e o efeito da pressão contínua são importantes quando se discute qual nível de pressão nas mãos é aceitável quando se utiliza ferramentas manuais. O desconforto possui tanto efeitos fisiológicos quanto psicológicos, reduzindo a produtividade, precisão, concentração e motivação do trabalhador. Evitar o desconforto é importante para o aumento da produtividade e qualidade da produção em todos os tipos de trabalho manual (JOHANSSON et al., 1999).

#### **2.4.1 Avaliação de Pressão de Contato**

A disponibilização de sistemas de aquisição de pressão robustos e economicamente viáveis é recente. De maneira geral, os sensores de pressão registram a força aplicada a um elemento sensível e, utilizando a área desse elemento, calculam a pressão. No entanto, para as aplicações ergonômicas, as características desses sensores podem diferir daquelas adequadas à engenharia (HENNIG, 2008).

Avaliar a pressão de contato de uma parte do corpo com um objeto comumente requer sensores flexíveis, que se adaptem ao formato do corpo humano. No entanto, esse tipo de sensor comumente não apresenta boas especificações técnicas no que diz respeito à linearidade, histerese e frequência de resposta (HENNIG, 2008).

Existem diferentes sistemas de avaliação de pressão de contato aplicáveis para as interfaces manuais. A mensuração da distribuição de pressão na mão já foi alvo de estudos anteriores relativos ao design de pegas e instrumentos manuais ou embalagens (BISHU; WANG; CHIN, 1993; FELLOWS; FREIVALDS, 1989; YUN; KOTAMI; ELLIS, 1992).

Lemertle *et al.* (2008) ressaltam que algumas das principais tecnologias utilizadas para mapear a pressão entre a mão e a interface. A primeira delas, a tecnologia capacitiva, tem a vantagem de produzir sensores finos e flexíveis. Estes sensores são compostos por duas camadas metálicas separadas por um material dielétrico, que produz uma capacitância variável em função da pressão. Sensores desse tipo já foram utilizados para estudar a distribuição de pressão em pegas em condições dinâmicas, com resultados encorajadores.

Os autores ainda destacam que as propriedades físicas e mecânicas dos sensores capacitivos são consideradas compatíveis com as especificações impostas pelas restrições ergonômicas, tais como flexibilidade, espessura e a necessidade de precisão requerida por processos numéricos de integração da pressão. No entanto, a disponibilidade comercial desses sensores ainda é limitada, sendo a maioria desenvolvida pelos próprios pesquisadores.

Outra tecnologia apontada pelos autores é a semicondutora, que permite a produção de sensores finos e pequenos a custos relativamente acessíveis. Essa tecnologia é amplamente utilizada no campo da ergonomia e biomecânica para visualizar a distribuição de pressão. Esses sensores são constituídos de filmes de poliéster e, comumente, utilizam o efeito piezoresistivo para quantificar a pressão ou força entre a interface e a mão do sujeito.

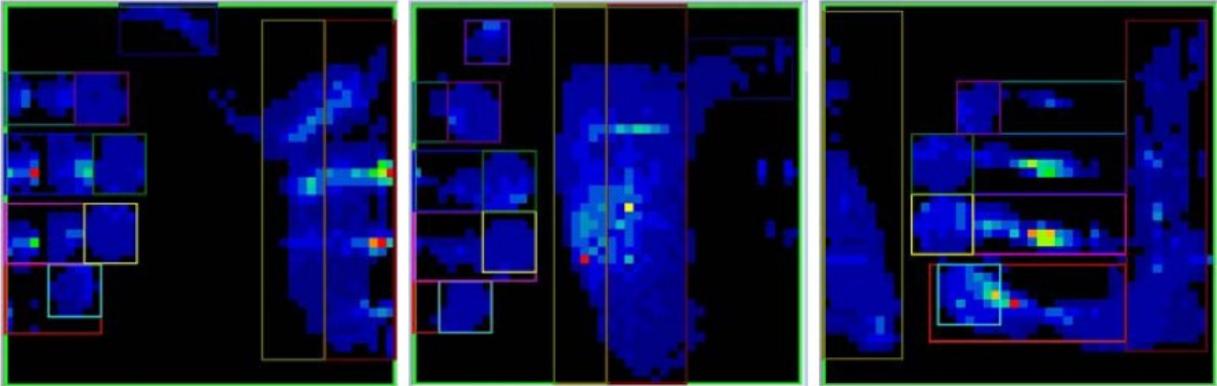
Os sensores piezoresistivos são sensores multicamadas que exibem um decréscimo da resistência elétrica à medida que suas superfícies são comprimidas, permitindo que a corrente elétrica o percorra com maior facilidade (VECCHI et al., 2000). Entre os sensores piezoresistivos mais comumente utilizados estão os sensores FSRs, fornecidos pela Interlink Electronics Inc. (Camarillo, CA, USA).

Os sensores FSR já foram amplamente utilizados em estudos envolvendo a avaliação de forças na interface da mão com interfaces manuais (MEDOLA et al., 2014a, 2014b, SILVA; PASCHOARELLI, 2009, 2010). Isso se deve à baixa necessidade de circuito de apoio, à facilidade de digitalização dos dados e o custo dos materiais. Alguns pesquisadores acabam por acoplar os sensores no objeto que será avaliado, já outros preferem fixar os sensores nas mãos do sujeito, por meio de luvas instrumentadas.

Entre os estudos de instrumentação da pega pode-se citar o conduzido por Nicholas *et al.* (2012), cujo objetivo foi entender melhor como ocorre a distribuição de forças manuais ao apertar, empurrar e puxar um cilindro. Os autores utilizaram o sistema de mapeamento de pressão Tekscan I-Scan acoplado a um cilindro para registrar força e área de contato.

Os resultados apontam que com o aumento do esforço do sujeito, ocorre a deformação da pele e aumenta a área de contato. Uma maior área causa uma maior distribuição de força e, conseqüentemente, uma resultante de força menor. Além disso, os autores foram capazes de identificar a distribuição de forças em cada falange durante as atividades analisadas. A Figura 8 exibe uma visualização dos dados para as três situações analisadas.

Figura 8 - Visualização da pressão de contato ao apertar, puxar e empurrar um cilindro.



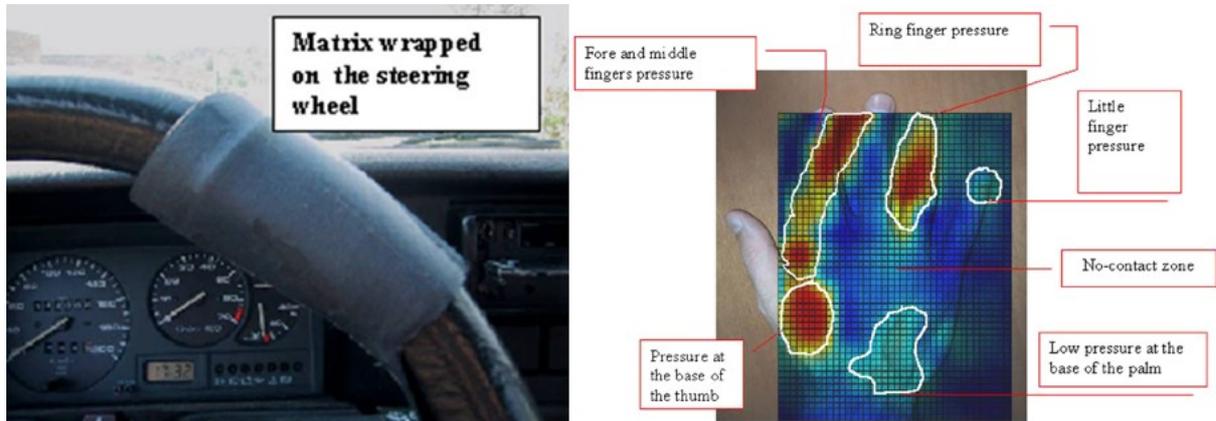
Fonte: Nicholas *et al.* (2012, p. 607).

Welcome *et al.* (2004) também investigaram a distribuição de forças em um cilindro em busca de relações entre as forças contato, de prensão e de empurrar. Os autores utilizaram uma matriz de sensores capacitivos para avaliar a força de contato e, a partir dela calcular a força de contato total, em busca de uma relação direta entre a força de contato e a de prensão.

Os resultados obtidos apontam a força resultante como a soma das forças normais distribuídas ao longo da interface mão - pega. Os autores afirmam também que tais sensores podem ser utilizados para mensurar as forças de contato. Além disso, ressaltam que a flexibilidade de uso os torna aptos para utilização em ferramentas reais, fornecendo dados quantitativos e qualitativos da distribuição de pressão nas interfaces analisadas.

Garinei e Marsili (2014) desenvolveram um estudo sobre a distribuição de pressão entre as mãos e o volante em diferentes condições de direção de automóveis: em linha reta; durante mudanças de direção; e durante a frenagem. As condições de direção, do motorista, do carro e do volante são relevantes para esse tipo de análise. Para a avaliação foi utilizada uma matriz de sensores capacitivos acoplados ao volante, conforme ilustra a Figura 9.

Figura 9 - Sensor aplicado a um volante e visualização da pressão de contato.



Fonte: Garinei e Marsili (2014, pp. 115, 116).

Os resultados apontaram que, em condição normal de direção (linha reta), os valores de pressão ficaram em torno de 5kPa, concentrados principalmente no indicador e médio. Durante as mudanças de direção, a pressão aplicada chegou à 10kPa, com a distribuição seguindo o sentido da mudança. Finalmente, durante a freada brusca ou aceleração rápida, a pressão alcançou o pico de 30kPa com um aumento da área relevante.

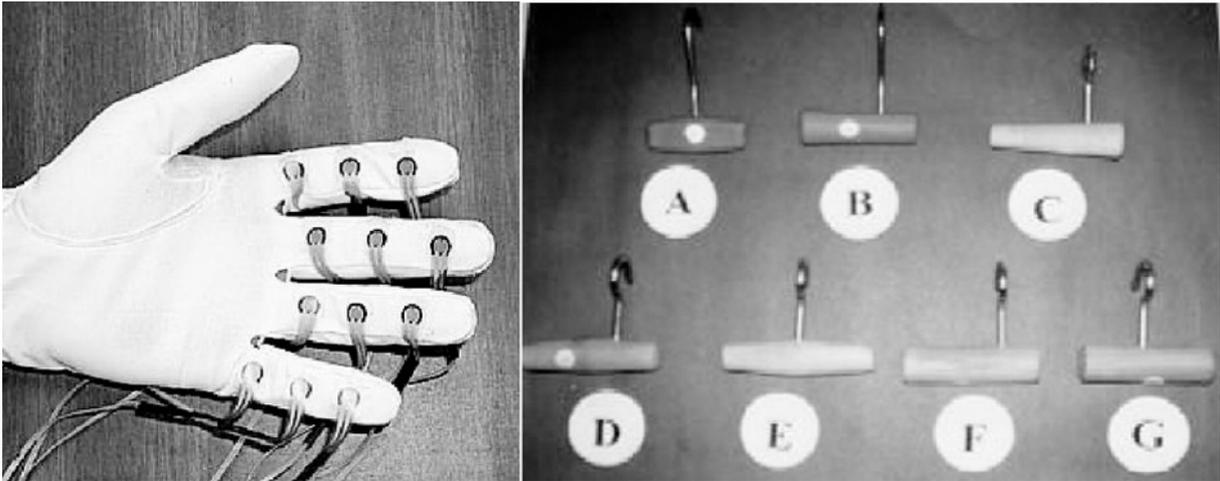
Rossi *et al.* (2012) realizaram um estudo para analisar o efeito do diâmetro da pega nas forças de aperto exercidas pela mão durante uma tarefa de força máxima de aperto de um cilindro. Uma pega instrumentada transdutores de força e um mapa de pressão foram utilizados para determinar as forças exercidas pela superfície palmar das falanges distais, médias e proximais, além do polegar e palma da mão.

A pega instrumentada permitiu medir a intensidade da força com precisão em seis direções de força ao longo da pega. Os sensores de pressão permitiram localizar e distribuir a intensidade de força para cada região anatômica. Os resultados encontrados permitem determinar a força exercida em cada segmento da mão com precisão tanto em relação à localização quanto à intensidade.

Os autores encontraram que o diâmetro da pega influenciou a distribuição de forças nas regiões da mão. Os resultados sugerem que a maior parte da força foi aplicada nos eixos correspondentes à palma e às falanges distais. Independentemente do diâmetro da pega, a palma da mão contribuiu com as maiores forças. O aumento no diâmetro da pega modificou a intensidade da força da palma, que pareceu ser transferida para o polegar. Assim, quando for necessário diminuir a ação do polegar, recomendam-se diâmetros menores de pega.

Entre os estudos que apontam a criação de luvas instrumentadas estão o de Kong e Freivalds (2003), que desenvolveram uma luva equipada com 12 sensores FSRs para avaliar a contribuição de força das falanges distais, médias e proximais em uma tarefa de força máxima de tração com pegadas para transporte de carnes. A Figura 10 exibe o dispositivo, bem como as interfaces avaliadas.

Figura 10 - Luva instrumentada utilizada por Kong e Freivalds (2003).



Fonte: Kong e Freivalds (2003, p. 15).

Kong e Lowe (2005), em seu estudo sobre forças aplicadas em cilindros de diâmetros e orientações diferentes, utilizaram uma luva dotada de sensores Flexiforce (Tekscan Inc. - Boston – MA - USA). A Figura 11 exibe a luva criada para avaliar a contribuição de força de cada segmento da mão nas atividades estudadas pelos autores.

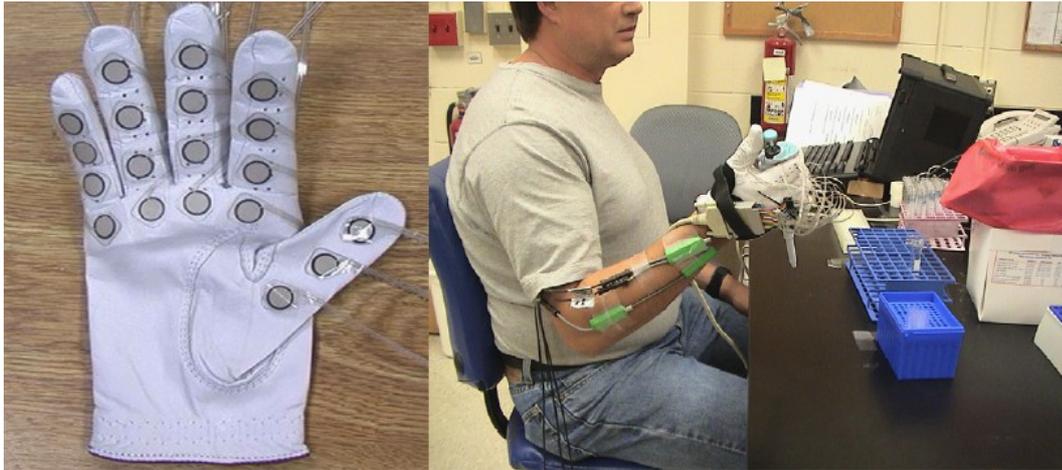
Figura 11 - Luva utilizada para avaliar a contribuição de força de cada segmento da mão.



Fonte: Kong e Lowe (2005, p. 1075).

Lu *et al.* (2008) também utilizaram sensores Flexiforce em uma luva para avaliar os diferentes modelos de pipetas de laboratório. Nesse estudo foi avaliada a distribuição de pressão na superfície palmar da mão dos sujeitos, com destaque para o dedo polegar, diretamente envolvido nas tarefas de transporte de líquidos com esse instrumento. A Figura 12 exhibe o dispositivo e um sujeito durante a execução da tarefa prescrita.

Figura 12 - Luva instrumentada e avaliação experimental de pipetas de laboratório.



Fonte: Lu *et al.* (2008, p. 20).

Silva, Paschoarelli e Poussep (2008) desenvolveram uma luva dotada com sensores FSRs, passível de diversas aplicações. Posteriormente, esse equipamento foi utilizado na avaliação do design de um cortador de mudas de plantas ornamentais (SILVA; PASCHOARELLI, 2010) e na avaliação de aros de propulsão de cadeiras de rodas (MEDOLA *et al.*, 2011, 2014b). A Figura 13 exhibe esse dispositivo sendo utilizado para avaliação de um protótipo de cortador de mudas e de aros de propulsão de cadeiras de rodas.

Figura 13 - Luva instrumentada utilizada em estudo sobre cortador de mudas de plantas e aros de propulsão de cadeiras de rodas.

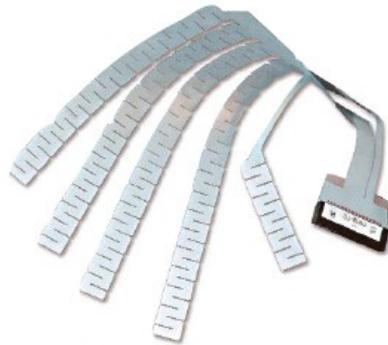


Fonte: o autor.

Todos esses estudos utilizaram sensores disponíveis comercialmente e os afixaram a uma luva, de forma que cada participante pudesse calçá-la e efetuar as tarefas em questão. Embora muitos estudos tenham apenas finalidade comparativa, é necessário se atentar aos novos dispositivos, capazes de fornecer dados mais sólidos e consistentes.

Uma opção é o Pliance® *glove sensors*, desenvolvido pela Novel gmbh (Munich – Alemanha). Esse sistema inclui um sensor que imita o formato da mão, de constituição filamentosa, com uma série de sensores dispostos sobre cada um dos dedos (Figura 14). Essa configuração adapta os sensores ao formato da mão, permitindo vários tipos de atividades de manipulação.

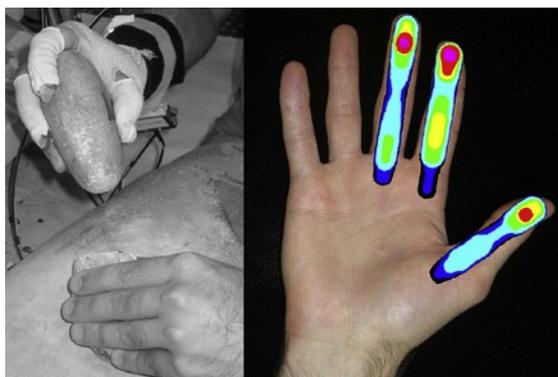
Figura 14 - Pliance Glove sensors.



Fonte: Novel Gmbh (2014).

Williams, Gordon e Richmond (2012) investigaram a tese de que a musculatura superdesenvolvida do polegar humano se desenvolveu graças aos trabalhos manuais que o exigiram, como o uso de ferramentas de percussão (como um martelo). Foi utilizado o sistema Novel Pliance para avaliar as forças dinâmicas e a pressão durante a produção de uma ferramenta de pedra típica do período paleolítico (Figura 15).

Figura 15 - Coleta e visualização dos dados com o sistema Novel Pliance.

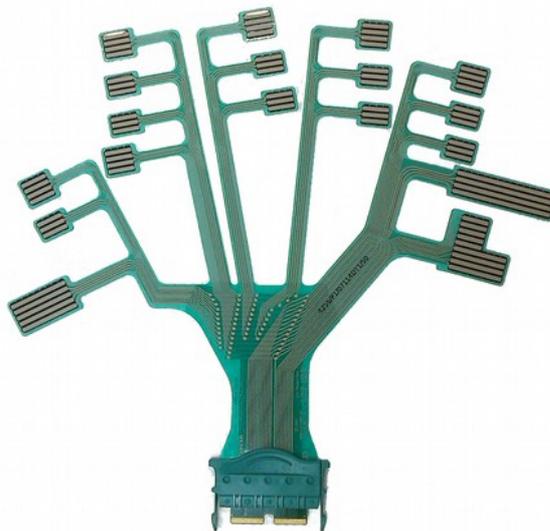


Fonte: Williams, Gordon e Richmond (2012).

Os autores encontraram que as pressões agindo no momento do impacto foram significativamente maiores no segundo e terceiro dígito comparados ao primeiro dígito em todos os seis sujeitos participantes do estudo. Os experimentos mostraram que o polegar sofreu forças normais e pressões menores do que os outros dígitos.

Outro sistema promissor é o Grip™ VersaTek (Tekscan Inc.), o qual pode ser comparado à uma luva capaz de mensurar e registrar as pressões dinâmicas e forças aplicadas em um objeto durante diversas atividades. Devido ao software integrante do sistema, também é capaz de exibir graficamente as forças e distribuições de pressão para diferentes segmentos da mão e dedos. A Figura 16 exibe o sensor utilizado nesse sistema.

Figura 16 - Sensor utilizado no sistema Grip Versatek.



Fonte: o autor.

Komistek (2001) utilizou esse sistema combinado à técnicas de captura de movimento para analisar sequencialmente o movimento de uma tacada de golfe. Mesmo se tratando de uma situação dinâmica, o sistema se mostrou robusto o suficiente para gerar um modelo biomecânico tridimensional que contribuiu para a compreensão dos movimentos e forças de preensão envolvidas na atividade.

Mandy, Redhead e Michaelis (2014) avaliaram dois modelos de cadeiras de rodas de propulsão unimanual. Os autores utilizaram o sistema Grip Versatek para avaliar a distribuição de pressão em diversas regiões da mão durante movimentos em linha reta e também ao redor de obstáculos. Os resultados desse estudo corroboraram levantamentos prévios, ao afirmar que as falanges distais dos dedos exercem as maiores forças e, conseqüentemente, estão sujeitas aos maiores níveis de pressão.

### 2.4.2 Limitações nos Sistemas de Avaliação de Pressão de Contato

Com descrito anteriormente, os sensores para mapeamento de pressão de contato sacrificam especificações técnicas em favor da flexibilidade, espessura e custo. Alguns estudos apontam problemas de linearidade, histerese e mesmo falta de precisão nos valores absolutos de pressão e ou força obtidos. Além disso, Lemertle *et al.* (2008) ressaltam que os sensores de pressão incluem um número limitado de sensores, o que prejudica a mensuração de várias áreas da palma da mão e dedos.

Os autores mencionam inclusive que as luvas instrumentadas não estão aptas a avaliar a resultante das forças de preensão ou para calcular a força de empurrar. Uma das razões é a dificuldade em se determinar com precisão a localização e orientação de cada elemento do sensor. Esse fato é destacado por Rossi *et al.* (2012) ao afirmar que esses dispositivos não têm a precisão para medir tal intensidade de força.

Garinei e Marsili (2014) ressaltam que ainda há problemas metrológicos com os sensores de pressão, principalmente devido à não linearidade, comportamento reológico, forma e curvatura de superfície, características dinâmicas, etc. Além disso, limitações de frequência ocorrem devido ao sensor em si, comunicação eletrônica e sistema de aquisição de dados, que são excessivamente complexos quando uma grande matriz de elementos sensíveis é requerida.

A aquisição de dados por tais sistemas requer cuidados básicos que devem ser tomados para garantir precisão nos dados, particularmente quanto ao efeito da curvatura no sensor, que pode gerar forças de cisalhamento e distorcer os valores reais aplicados. Isso deixa claro que controlar fatores de influência, como o range da calibração, é uma condição essencial ao uso adequado desses sistemas (LEMERLE *et al.*, 2008).

Outro aspecto relevante é a interferência na interface mão objeto causada pelo uso de luvas. Kinoshita (1999) avaliou diferentes materiais (borracha e algodão) e espessuras de luva em uma tarefa de levantamento de objetos e relata que as forças de preensão aumentam proporcionalmente à espessura, causando um aumento tanto da força de preensão quanto do tempo necessário para executar a tarefa.

O autor considera que isso se deve ao prejuízo nas funções táteis, fazendo com que os participantes empregassem uma maior margem de segurança, acima do que seria necessário para prevenir o deslize do objeto. No entanto, os participantes ganharam

experiência sobre as condições de atrito entre a luva e a superfície do objeto através das tentativas.

As luvas com baixos coeficientes de atrito também aumentam o esforço muscular, causando fadiga precoce da mão. A habilidade de estabilizar uma pega após uma perturbação é prejudicada ao se utilizar luvas com essa característica, como as de poliéster (HUR; MOTAWAR; SEO, 2014).

### 2.4.3 Seleção do Sistema de Avaliação de Pressão

Quando da seleção de um sistema de avaliação de pressão para produtos de uso cotidiano, é preciso considerar fatores como a sua robustez e praticidade. A possibilidade de utilização em interfaces e em situações de uso distintas é essencial. Optou-se então por modelos que pudessem ser acoplados às mãos dos utilizadores, em detrimento da instrumentação da pega.

Porém, ao se optar por utilizar esse tipo de estratégia de coleta de dados de pressão, é preciso se ter em mente as interferências que a luva e os sensores causam nos atributos perceptivos da interface. Isso é válido tanto para a aplicação de forças, que influenciam na distribuição de pressão, quanto na percepção da atividade, como a agradabilidade e o desconforto.

Há de se considerar também que, embora existam alguns sistemas comercialmente disponíveis ao redor do mundo, a disponibilização desses sistemas no Brasil ainda é restrita. Nesse sentido foi necessário entrar em contato com fabricantes e revendedores desses sistemas em diversos locais para que fosse possível ter uma ideia de políticas de entrega e de custos. Na Tabela 2 são apresentadas algumas vantagens e desvantagens da utilização de tais sistemas.

Tabela 2 - Vantagens e desvantagens dos sistemas de avaliação de pressão de contato.

<b>Sistema</b>	<b>Vantagens</b>	<b>Desvantagens</b>
Capacitivo	Espessura adequada Flexibilidade Boa precisão	Baixa disponibilidade comercial
Piezoresistivo	Espessura adequada Flexibilidade Baixa complexidade Disponibilidade comercial	Precisão mediana

Fonte: o autor

Dentre os sistemas apresentados, os que utilizam o efeito piezoresistivo parecem mais adequados e, dentre eles, dois apresentam características de interesse à esse estudo: o sistema Pliance, da fabricante Novel GmbH, na Alemanha; e o sistema Grip, da fabricante Tekscan, nos Estados Unidos da América. Entretanto, após o contato inicial, apenas a Tekscan retornou, indicando um representante comercial no Brasil.

## **2.5 Avaliação da Percepção do Utilizador: Agradabilidade e Desconforto**

As avaliações da percepção do utilizador ganham cada vez mais espaço nos estudos envolvendo o design de produtos de uso cotidiano. No presente estudo, porém, são tratados apenas os aspectos resultantes da atividade, e não da percepção visual do objeto (cores, texturas, *affordances*, etc.), conforme foram desenvolvidos por Schoenardie (2013). Dentre as variáveis subjetivas avaliadas em estudos com atividades físicas, o conforto e o desconforto percebido configuram critérios comumente utilizados para avaliações qualitativas dos produtos.

O significado do termo conforto varia de acordo com os dicionários, sendo associado à ausência de dor ou sensação de bem estar. Kuijt-Evers (2007) utiliza uma definição mais associada a um estado de alívio, disposição e prazer. Também pode ser relacionado ao conforto ambiental. Nesse sentido, trata-se de um estado fisiológico e psicológico de harmonia entre o ser humano e o seu entorno (VINK; LOOZE; KUIJT-EVERS, 2005).

Embora não haja um consenso para a definição de conforto, a utilização do termo está associada a sensações agradáveis, seja por fatores fisiológicos ou psicológicos. Entre os consensos sobre o termo pode-se destacar que trata-se de um construto pessoal e subjetivo, afetado por vários fatores (físicos, fisiológicos ou psicológicos), é uma reação ao ambiente (entorno) e experienciado pelo utilizador durante ou logo após o uso de um produto (VINK; LOOZE; KUIJT-EVERS, 2005).

Iida (2005) destaca que o conforto é uma qualidade ergonômica do produto, o que o torna um importante critério na avaliação de instrumentos manuais. Para esse tipo de objeto, funcionalidade e confiabilidade são aspectos intimamente relacionados ao conforto (VINK; LOOZE; KUIJT-EVERS, 2005). Com isso, estudar as características de uma interface que a torne mais confortável é essencial ao design de produtos de uso cotidiano.

Vink, Overbeeke e Desmet (2005) realizaram um levantamento bibliométrico a respeito da utilização desse termo em estudos científicos e perceberam que o termo conforto é utilizado prioritariamente em estudos climáticos, envolvendo principalmente o conforto térmico. Assim, uma alternativa seria o uso do critério de percepção “agradabilidade”. Da mesma forma que o conforto, a agradabilidade está associada à experiências agradáveis, que promovem satisfação ou prazer durante o uso de um produto (PASCHOARELLI, 2003).

Os autores destacam ainda que o termo desconforto é mencionado prioritariamente em estudos envolvendo cargas musculoesqueléticas. Em pesquisas com essa temática, assume-se que um maior desconforto é uma resposta a uma maior carga e, portanto, maior chance de desenvolver distúrbios musculoesqueléticos.

A abordagem ergonômica de produtos se baseia na distribuição de pressão de contato pela maior área possível para aumentar o conforto do utilizador. No entanto, é preciso cautela ao se utilizar essa abordagem. Goonetilleke e Eng (1994) relatam a teoria de que uma maior área de contato causa uma maior resposta sensorial, o que pode aumentar o desconforto.

Os instrumentos manuais podem causar desconforto nas mãos por meio de diversos fatores, como os esforços musculares, bolhas e inflamações na pele. Para esse tipo de interface, os fatores relacionados ao conforto são a funcionalidade, o bom ajuste às mãos, facilidade de uso, segurança e confiabilidade (KUIJT-EVERS et al., 2005). De maneira geral, os fatores que determinam a percepção de conforto ou desconforto podem ser agrupados em três categorias: funcionalidade, interação física e estética (VINK; LOOZE; KUIJT-EVERS, 2005).

A utilização dos mesmos descritores para avaliação de conforto e desconforto no uso de instrumentos manuais, associado ao fato de que os principais determinantes do conforto estão associados à funcionalidade do instrumento levou alguns estudiosos a concluir que o conforto no uso de instrumentos manuais pode ser avaliado em termos de ausência ou redução de desconforto. Isso gerou um modelo geral do conforto, com uma única escala com as graduações: desconforto, sem conforto, conforto (VINK; LOOZE; KUIJT-EVERS, 2005).

Por outro lado, outros estudiosos destacam que a ausência de desconforto não implica na percepção de conforto. Kong *et al.* (2012) discutem um modelo no qual conforto e desconforto são entidades independentes, e não dois opostos numa escala contínua. O conforto é associado a uma satisfação de uso maior do que a esperada, enquanto o desconforto

é associado à fatores físicos, como postura, rigidez e fadiga. Na ausência de desconforto, nada será experimentado.

Embora as variáveis biomecânicas e respostas fisiológicas possuam técnicas e instrumentos consolidados, para avaliações de natureza subjetiva ainda não há consenso. Uma das ferramentas mais comuns nesse tipo de avaliação é a Escala Visual Analógica (*Visual Analogue Scale* – VAS).

Essa escala consiste basicamente em um segmento de reta de 100mm de comprimento, com âncoras verbais em seus extremos, como “Ausência de Desconforto” e “Máximo Desconforto”. O respondente é solicitado a marcar um traço perpendicular a este segmento, balanceando a localização de acordo com a sua percepção.

Segundo Hawker *et al.* (2011), esse tipo de escala se originou de outras utilizadas para avaliar a percepção de bem estar no campo da psicologia. Os autores destacam que um dos primeiros usos desse tipo de escala data do início da década de 1970, para avaliação de dor em paciente com diversas condições clínicas utilizando os descritores “Sem dor alguma” e “Minha dor é tão ruim quanto poderia ser”.

Ainda segundo esses autores, a escala VAS tem boa aceitação, requer pouco treinamento para uso, e os índices tem sido consistentes entre os respondentes. A orientação durante a aplicação é essencial para reduzir erros de resposta, principalmente entre respondentes idosos ou com deficiências cognitivas (HAWKER *et al.*, 2011).

Pachoarelli (2003) ressalta que as dificuldades mais comuns nesse tipo de avaliação incluem a calibração das escalas, pois os utilizadores podem ter percepções diferentes para a mesma situação. Além disso há a variabilidade nas respostas devido às tendências de respostas centrais ou extremas.

Mesmo assim, esse tipo de avaliação tem ganhado espaço no que diz respeito à utilização de instrumentos manuais. Isso se deve ao fato de que o conforto é fortemente associado ao desempenho do utilizador e também à frequência de lesões (FELLOWS; FREIVALDS, 1991; KUIJT-EVERS, 2007). Assim, avaliações tem sido realizadas sobre diâmetros de empunhaduras (CRAWFORD; WANIBE; NAYAK, 2002; KONG; LOWE, 2005) ou mesmo o formato geométrico *versus* antropomorfo (HARIH; DOLŠAK, 2013).

A avaliação de instrumentos manuais por critérios objetivos e subjetivos é essencial à geração de parâmetros para o design ergonômico de instrumentos manuais. Porém, os resultados encontrados sobre a relação entre esses tipos de variáveis comumente são

contraditórios. Isso revela a necessidade de estudos mais aprofundados sobre o tema (DIANAT; NEDAEI; MOSTASHAR NEZAMI, 2014).

## **2.6 Avaliação da Percepção do Utilizador: Esforço Percebido**

A percepção de esforço é outra importante variável do design ergonômico, pois é indicativo da força biomecânica aplicada e também da percepção do usuário quando da utilização de um instrumento manual. Paschoarelli (2009) destaca a importância da avaliação dessa variável, uma vez que é um importante indicador das exigências físicas da atividade.

A importância dessa variável se dá pelas diferenças interindividuais, o que implica que uma mesma exigência biomecânica pode demandar diferentes esforços para indivíduos com capacidades distintas. Embora a força absoluta seja importante, a força relativa à capacidade do indivíduo pode ser ainda mais importante. Isso leva a uma necessidade de estimar a força relativa à capacidade máxima de um indivíduo. A literatura relacionada à relação entre o nível percebido e o esforço real (medido com sensores/transdutores) ainda é relativamente escassa (COCHRAN; CHEN; DING, 2007).

Porém, o estudo da força e do peso tem uma longa história na psicologia experimental, desde os experimentos do fisiologista Ernst Weber (1834 - 1978). Esse estudioso observou que a discriminação dos pesos é sempre mais precisa se o sujeito levantá-lo com as mãos. A esta habilidade de discriminação foi dado o nome de senso de força. A teoria de que o esforço percebido pode ser utilizado como medida do esforço real realizado é a base da abordagem psicofísica (JONES, 1986).

Com isso, a abordagem psicofísica tem sido utilizada extensivamente para determinar os limites máximos aceitáveis para atividades repetitivas. Acredita-se que as estimativas dos sujeitos abrangem toda a demanda da atividade, incluindo fatores biomecânicos e fisiológicos, o que torna essa abordagem muito atrativa (FISCHER et al., 2012).

Assim, quando se examina uma atividade para reduzir riscos de DORTs, comumente as forças envolvidas são mensuradas ou estimadas e se implementa melhorias para reduzir essas forças. Porém, como a mensuração de forças é complexa, as estimativas são mais frequentes e, muitas vezes, essas são feitas com base em julgamentos dos trabalhadores ou do encarregado pelo redesign. Isso é frequentemente realizado por meio da aplicação de forças similares às utilizadas nas atividades ou na percepção de força relativa à capacidade máxima do indivíduo (COCHRAN; CHEN; DING, 2007).

As estimativas são comumente realizadas por um indivíduo que realiza a tarefa com as forças necessárias e, em seguida, é solicitado a se lembrar de quanta força foi utilizada e reproduzi-la em um dinamômetro. A força aplicada no dinamômetro é considerada como equivalente à necessária para realização da tarefa. No entanto, esse método de avaliação que usa a percepção de força para determinar a força real é controverso, tanto devido à precisão da estimativa quanto à não linearidade das estimativas no range de esforços (COCHRAN; CHEN; DING, 2007; KING; FINET, 2004).

Jones (1986) afirma que a capacidade de exercer forças pareadas acontece apenas quando ambas são aplicadas simultaneamente. Em procedimentos de aplicação sequencial, a relação entre a força real e a percebida varia em função daquela utilizada como referência. Essas variações levam os sujeitos a superestimar forças menores (abaixo de 30% da Contração Isométrica Voluntária Máxima - CIVM) e a subestimar sutilmente as forças maiores (maiores do que 70% da CIVM), caracterizando o que se conhece por tendência centralizadora.

Quando os indivíduos dão estimativas numéricas da magnitude percebida de forças, foi percebido que os seus julgamentos obedecem funções exponenciais das intensidades dos estímulos correspondentes. O esforço percebido cresce de forma aproximadamente proporcional a uma função exponencial do nível real de esforço físico. O expoente dessa função geralmente é 1,7, porém pode variar, segundo uma grande variedade de atividades, de 1,3 a 3,1 (BANISTER, 1979; BORG, 1982; KING; FINET, 2004).

A variabilidade dos expoentes encontrados é explicada pelos procedimentos experimentais que ditam a referência para os participantes. Além disso, Jones (JONES, 1986) afirma que a percepção da força aplicada é alterada em função da duração da contração muscular. É um fenômeno amplamente conhecido de que quanto mais tempo se segura uma carga, mais pesada ela parecerá. Para forças de prensão estáticas, a magnitude percebida de forças também cresce obedecendo uma função exponencial relativa à duração da contração.

Em seu estudo, Banister (1979) também destaca que houve diferenças sutis no comportamento das funções devido às características dos músculos envolvidos na tarefa. O autor avaliou os esforços realizados por 5 indivíduos, cada um utilizando dois músculos principais: o adutor do polegar e o quadríceps.

King e Finet (2004) realizaram um levantamento das estimativas de forças de preensão utilizando um dinamômetro Jamar e ressaltam que houve uma diferenças significativas entre a percepção de esforço dos usuários e o esforço realmente realizado. Os sujeitos tenderam a superestimar a força percebida quando comparada com o esforço real. Com o aumento da força aplicada, o desvio padrão das estimativas e a dificuldade em repetir a mesma intensidade também aumentaram.

No entanto, Cochran, Chen e Ding (2007) mencionam que Casey *et al.* (2002) estudaram forças aplicadas e suas subsequentes estimativas ao realizar três tarefas dinâmicas: utilizar uma chave de fenda, um dispositivo de catraca e levantar um peso. Os resultados do estudo mencionado indicam que as estimativas de força eram menores do que a força real aplicada durante as tarefas. Entretanto, a variação interpessoal foi ampla, e as discrepâncias entre a percepção e a força aplicada eram às vezes negativas e às vezes positivas.

No estudo de Cochran, Chen e Ding (2007), os autores elaboraram três modelos matemáticos para estimativas de forças: um linear, que abrange de 0 a 80% da CIVM; um exponencial, de 80 a 100%; e outro composto, que pode ser utilizado em qualquer range de esforços. Como a maioria das práticas industriais requer forças inferiores a 80% da CIVM, o investigador pode preferir utilizar o modelo mais simples.

A não linearidade dos esforços em relação à força aplicada é indicativo da complexidade da análise de variáveis perceptivas. Quando se trata de percepção, o cálculo de médias e variâncias pode não ter utilidade. Não se pode solicitar a um sujeito tirar a média de dois sons com intensidades diferentes, duplicar um som ou um brilho. Julgamentos dessas variáveis incomuns são mais sujeitos à viés (POULTON, 1979).

Com isso, segundo Banister (1979), muitos estudiosos se dedicaram a desenvolver escalas de percepção de esforço durante atividades. As diferenças interindividuais no uso das escalas das quais a função exponencial é derivada levou Gunnar Borg (1927 - ) a desenvolver uma escala de categorias com âncoras verbais para quantificar o esforço percebido (BORG, 1982). Esse autor afirma que afirma que as forças musculares são escalonadas em relação à força máxima de um sujeito, e esse escalonamento de intensidade de estímulos relativo ao máximo é aplicável à todas as modalidades sensoriais.

A escala de Borg é um tipo de auto relato que tem sido utilizado há décadas para avaliar o níveis de atividade física. Essa ferramenta é uma escala psicofísica com âncoras verbais em pontos calibrados para uma relação exponencial na taxa das respostas (BORG, 1982). A escala CR10 se baseia em dez âncoras verbais para transformar uma relação exponencial em uma progressão linear (SPIELHOLZ, 2006).

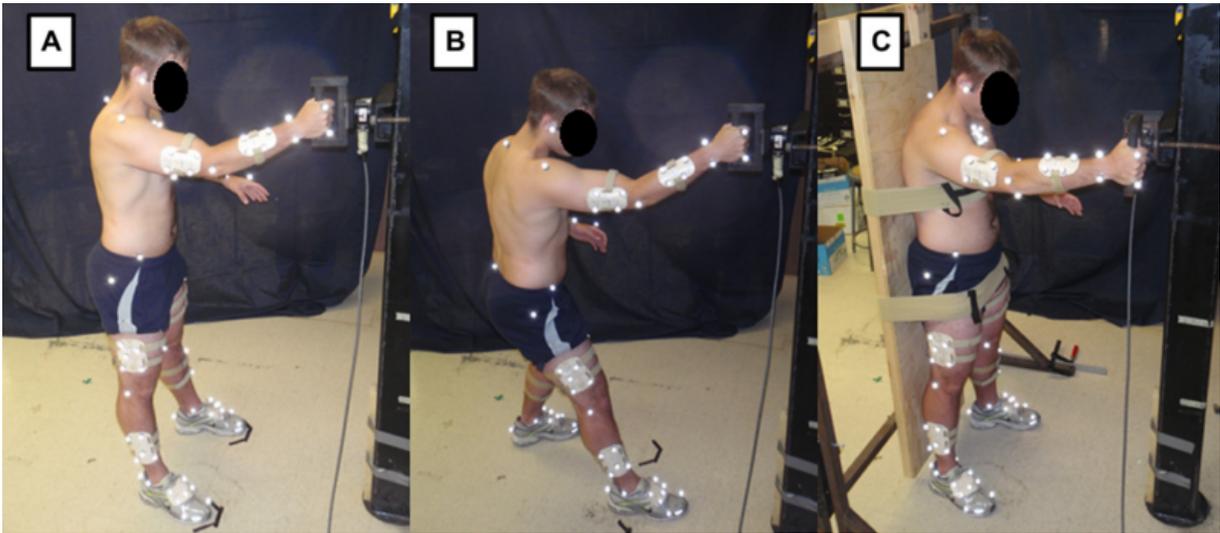
Porém, deve-se considerar que respostas diferentes de percepção podem ocorrer devido ao grupo muscular utilizado (pequeno ou grande). Fatores subjetivos como personalidade ou o ambiente de trabalho também podem influenciar as respostas de esforço físico no trabalho. Essas fontes de erro sugerem que a calibração da escala pode oferecer valores mais precisos ou verdadeiros durante essas avaliações (SPIELHOLZ, 2006).

Spieholz (2006) afirma que a calibração por auto relato é um método para corrigir as estimativas de esforço físico na utilização dessa escala. Os sujeitos podem tanto exercer esforços em determinados níveis da escala ou avaliar esforços conhecidos anteriores às atividades. A relação entre sensação e intensidade real é então utilizada para ajustar o auto relato de intensidade da tarefa avaliada.

Outra discussão no estudo do esforço percebido é o limite aceitável para determinada atividade. Como mencionado, as diferenças interindividuais implicam que uma mesma solicitação biomecânica seja percebida em níveis diferentes de esforço. Com isso, alguns estudos buscam uma determinação percentual da CIVM para as solicitações nas atividades humanas.

Fischer *et al.* (2012) mencionam alguns estudos psicofísicos que apontam limites para esforços manuais a aproximadamente 65% da CIVM. Com isso, os autores propuseram uma metodologia de ajuste de cargas psicofísicas nas quais os participantes foram solicitados a exercer forças que julgaram aceitáveis (ou seja, sem sinais de desconforto, dormência ou dor) em nove tarefas prescritas, incluindo puxar, empurrar para baixo e empurrar da direita para a esquerda em altura medial. Também foram incluídas três condições posturais diferentes, como exhibe a Figura 17.

Figura 17 - Condições posturais para execução de esforços: A- com pés alinhados; B - posicionamento livre dos pés; e C - com imobilização do tronco.



Fonte: Fischer *et al.* (2012, p. 814).

Os resultados obtidos apontam que há uma correlação entre as forças aceitáveis e as forças máximas. Porém, a magnitude de forças aceitáveis parece depender também de fatores biomecânicos que limitam a CIVM. Os participantes selecionaram as forças psicofisicamente aceitáveis em torno de 83,6% quando limitados pelo equilíbrio (esforços na direção horizontal), 67,5% quando limitados pela força nas articulações (esforços na direção vertical).

Com isso, fica evidente que a análise da percepção de esforço deve ser realizada de maneira criteriosa, obedecendo a rígidos parâmetros metodológicos. Especificamente para o design ergonômico, o esforço percebido é uma variável de interesse, que pode prover validação e *insights* valiosos para o desenvolvimento de novas interfaces manuais.

## 2.7 Diretrizes Adotadas para Avaliação de Interfaces Manuais

As avaliações ergonômicas de interfaces manuais comumente abordam as variáveis objetivas (força, pressão, etc.) e as variáveis subjetivas (esforço, agradabilidade/desconforto, etc.). As variações interindividuais determinam que a aplicação de uma força seja aceitável para um sujeito, mas inaceitável para outro.

Dessa forma, esse estudo privilegia não apenas a mensuração das variáveis biomecânicas (no caso a pressão de contato) como a sua associação com a percepção individual da atividade. Para detectar as diferenças entre os designs das interfaces, foi necessário aplicar avaliações pós-tarefas em cada modelo.

Outro fator importante é que atividades que exijam forças máximas podem acarretar em elevados níveis de tensão na pele, o que pode ocasionar lesões. Nesse sentido, para aproximar o desenho desse estudo à realidade deve-se realizar atividades próximas às situações cotidianas. Além disso, presume-se que ao nivelar as exigências de aplicação de forças a um mesmo patamar pode-se ter um panorama adequado da real percepção da atividade, desvinculando-o da capacidade biomecânica dos indivíduos.

Um fator adicional nessa determinação advém do sistema de avaliação de pressão adotado, que é relativamente recente e parece não ter procedimentos de preparação consolidados. Faz-se necessário não só desenvolvê-los, mas tomar medidas que privilegiem o uso adequado do sistema e a confiabilidade dos dados. Isso se traduz na redução da variação amostral ao mínimo possível, em especial das características físicas dos sujeitos.

Estudos envolvendo o design ergonômico de interfaces manuais comumente comparam diferentes designs de um mesmo produto. Isso permite verificar quais características oferecem melhores condições a seus utilizadores. Essa investigação é essencial para o aperfeiçoamento do design como área do conhecimento científico.

Nesse sentido, as principais diretrizes adotadas para a avaliação de interfaces manuais nesse estudo podem ser resumidas a:

- Mensurar variáveis objetivas, no caso a pressão de contato;
- Mensurar variáveis subjetivas, das quais foram selecionadas a agradabilidade, desconforto e esforço percebido;
- Comparar diferentes designs de interfaces manuais;
- Nivelar a exigência biomecânica o mais próximo possível das exigências reais das atividades;
- Restringir a variação amostral, minimizando problemas de ajuste ao sistema de medição adotado.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

O emprego do sistema Grip Versatek no presente estudo tem caráter exploratório, tanto em termos de técnicas de preparação e adequação do sistema, quanto das análises que o mesmo permite realizar.

Como etapa inicial, destaca-se nesse capítulo o processo de confecção de um par de luvas de tecido, de forma a permitir o acoplamento dos sensores à mão dos sujeitos. Essa técnica já foi adotada com sucesso em estudos anteriores e constitui a etapa preparatória para a coleta de dados.

Posteriormente, é realizado um trabalho preparatório para conferir ao sistema características metrológicas adequadas. Nessa etapa são descritos os procedimentos de equilibrção, calibração e condicionamento dos sensores.

Finalmente são descritos os materiais e métodos utilizados nas coletas de dados realizadas. Cada coleta possui suas especificidades e foi desenhada para permitir a avaliação de interfaces com características distintas, bem como tem seus materiais, casuística e procedimentos, tanto de coleta quanto de tratamento e análise de dados. A Figura 18 exibe um diagrama dos materiais, métodos e procedimentos desse trabalho.

Figura 18 - Diagrama de Materiais e Métodos.



Fonte: o autor.

### 3.1 Sistema Grip Versatek Wireless

O sistema Grip Versatek Wireless é composto por dois pares de sensores (sendo um par reserva), dois braceletes (*cuffs*), uma unidade de processamento e transmissão (*datalogger*) e acessórios (carregador, maleta, cabos, cintas, etc.). Além disso, o sistema inclui um dispositivo de equilíbrio e um software de registro e análise das atividades, o *Research Foot*. A Figura 19 exhibe os componentes do sistema.

Figura 19 - Componentes do sistema Grip Versatek.



Fonte: o autor.

Cada sensor (modelo 4256E) contém 18 regiões, totalizando 349 elementos sensíveis e cobrindo uma área de  $0,00577\text{m}^2$  ( $57,7\text{cm}^2$ ). Já os braceletes contém uma unidade de acoplamento dos sensores, que é responsável por transmitir os dados dos sensores para a unidade de processamento. Os braceletes são afixados nos braços dos sujeitos por meio de uma banda de tecido com velcro.

A unidade de processamento é responsável por receber, processar e, eventualmente, armazenar os dados obtidos na coleta. Essa unidade é conectada aos braceletes por cabos de rede de alta velocidade (CAT5) e afixada ao sujeito por meio de um cinturão. Essa unidade também possui uma bateria acoplada, o que permite que o sujeito se movimente sem estar conectado a fontes de energia.

A unidade de processamento também é responsável por uma rede *wireless* na qual o laptop se conecta. Através dessa rede o *software* obtém os dados da coleta em tempo real. Também é possível utilizar essa unidade para armazenar diretamente os dados através de um adaptador USB com um cartão de memória. Essa funcionalidade é útil em coletas de campo, onde eventualmente não seja possível o acesso a um laptop ou computador.

Por fim, o último equipamento relevante é o dispositivo de equalibração. Tal dispositivo possui um controlador e uma unidade principal. O controlador é responsável por controlar a passagem do ar comprimido, bem como a sua liberação e o ajuste da pressão. Já a unidade principal possui em seu interior uma bexiga inflável que aplica uma pressão uniforme em toda a área do sensor. No topo dessa unidade há um manômetro que indica a pressão aplicada. As unidades são interligadas e ligadas à rede de ar comprimido por meio de mangueiras que acompanham o produto. A Figura 20 exibe o dispositivo de equalibração.

Figura 20 - Dispositivo de equalibração.



Fonte: o autor.

### 3.1.1 Luva instrumentada

Dois pares de luvas de tecido foram adquiridos e adaptados para receber os sensores segundo o método descrito em Silva, Paschoarelli e Poussep (2008). Esse método consiste em recortar tecidos no formato dos sensores e costurá-los sobre a luva, deixando apenas uma abertura, por onde o sensor será inserido ou removido.

Após a montagem final das luvas, alguns testes preliminares foram realizados. O sistema se mostrou prático, podendo ser acoplado ao sujeito em cerca de um minuto. As características elásticas dos tecidos utilizados permitiu um ajuste satisfatório às mãos. A interferência na interface das mãos com o objeto, tal como o tato e o atrito, podem ser consideradas pequenas e inerentes ao sistema. A Figura 21 exibe um sujeito com o sistema completo aplicado.

Figura 21 - Sistema aplicado em um indivíduo.



Fonte: Silva *et al.* (2015, p. 9).

### 3.1.2 Preparação dos Sensores do Sistema Grip Versatek

O sistema Grip Versatek necessita de alguns procedimentos preparatórios antes de ser utilizado, a saber: condicionamento, equilibração e calibração (TEKSCAN INC., 2013). Cada sensor deve passar por esses procedimentos individualmente e, a partir dos dois últimos podem ser salvos arquivos de configuração, de modo a serem reutilizados nos dados de cada participante da pesquisa.

O condicionamento dos sensores nada mais é do que um “exercício” realizado com os sensores antes da coleta de dados. Para condicionar os sensores, o sistema deve ser ativado e os sensores submetidos à uma pressão constante entre 30 a 45PSI (207 a 310kPa) durante um minuto por cinco vezes consecutivas, com intervalo de um minuto entre os acionamentos. Assim, foi estipulado que os sensores seriam condicionados com uma pressão de 275kPa (aproximadamente 40PSI).

Os processos de equilibração e calibração dos sensores são realizados com auxílio do *software* que acompanha o produto (*Research Software*). A equilibração dos sensores é descrita no manual do sistema como um processo que visa equilibrar o registro dos sensores (TEKSCAN INC., 2013). Durante o processo de equilibração o *software* faz a leitura de cada célula dos sensores e aplica correções às eventuais disparidades entre elas.

O fabricante estipula que o valor de equilibração seja estipulado entre a média e o máximo de pressão esperado para as aplicações. Em teste preliminar foram observados valores próximos a 30kPa com picos de até 100kPa. Com isso, foi estipulado que a

equilíbrio seria realizada com 50kPa. O processo de equilíbrio é realizado com o auxílio do *software* que acompanha o sistema. Cada sensor foi equilibrado individualmente e arquivos de equilíbrio foram exportados para cada um deles.

Já o processo de calibração é necessário para que os valores de saída dos sensores (*raw*) sejam convertidos em unidades de pressão e/ou força. Com isso, o *software* possui uma entrada para valor de força, que é comparado à saída do sensor. Para que esse procedimento seja concluído é necessário que ao menos 3% da área do sensor seja ativada no instante da calibração.

O processo de calibração também pode ser realizado por meio da mensuração de um ou dois valores de força (pontos). Segundo o manual, o segundo método é mais apropriado à situações em que se pretende trabalhar com uma ampla gama de forças/pressões e exige que o segundo ponto seja entre o dobro ou o triplo da força aplicada no primeiro. Uma vez que esse estudo não pretende avaliar forças máximas, optou-se por utilizar esse último procedimento.

Segundo o manual do produto para calibrar os sensores é possível calçar a luva na mão do sujeito e fazê-lo pressionar uma balança de banheiro ou outro dispositivo semelhante. A força aplicada depende da magnitude de forças esperadas no experimento elaborado.

No entanto, em teste preliminar esse procedimento se mostrou problemático, demandando um estudo mais aprofundado sobre o processo. Isso foi realizado comparando-se três procedimentos diferentes de calibração, conforme Silva *et al.* (2015). Nesse estudo foi constatado que o dispositivo equilibrador pode ser utilizado satisfatoriamente para calibrar os sensores, visto que proporciona uma conversão próxima ao procedimento oficial e minimiza as chances de erro, tanto os de leitura quanto os devidos à instabilidade muscular durante a aplicação das forças estáticas.

Assim, optou-se por utilizar o dispositivo equilibrador para realizar uma calibração por dois pontos, a qual é mais adequada quando se espera uma grande amplitude de pressões/forças. Os valores utilizados foram os mesmos do estudo mencionado (50kPa e 100kPa), os quais representam bem a gama de pressão esperada para o estudo. A faixa de sensibilidade dos sensores foi definida para “Média” (Grip 2 – Mid).

Porém, uma vez que o dispositivo de equilíbrio exibe os valores relativos à pressão aplicada nos sensores, foi necessário fazer uma conversão de pressão para força. Isso é feito multiplicando o valor de pressão em kPa (lido no manômetro do dispositivo) pela área sensível do sensor, que corresponde a  $0,00577\text{m}^2$ .

O procedimento de calibração também conta com apoio do *software* do sistema, e também permite a exportação de arquivos de calibração para cada sensor individualmente. Os procedimentos descritos foram realizados semanalmente, de forma a minimizar alterações nos sensores decorrentes de sua armazenagem aos finais de semana.

Por meio do *software* que acompanha o sistema, também foi possível definir a frequência para todas as atividades de coleta (50Hz), bem como exportar os registros da coleta. O processo de registro das coletas envolve a gravação de “vídeos” (*recordings*), que posteriormente podem ser exportados em arquivos de texto tabulares (tipo *Comma-Separated Values* – CSV). Esses arquivos podem ser facilmente importados em planilhas eletrônicas.

### **3.2 Coleta e Análise de Dados**

Esse estudo tem caráter experimental e transversal, caracterizado por levantamento de dados junto indivíduos brasileiros. Uma vez que esse estudo envolve experimentações com seres humanos, foram consideradas as diretrizes do Conselho Nacional de Saúde, sob Resolução 466/2012/CNS/MS/CONEP (BRASIL, 2012) e Norma ABERGO de Deontologia ERG BR 1002 (ABERGO, 2003).

A participação dos sujeitos nas atividades foi voluntária e individual, não havendo nenhum risco ou constrangimento aos participantes. Os métodos de pesquisa incluíram a aprovação por um Comitê de Ética em Pesquisa (CEP – aprovado em 11/09/2014 com o parecer número 800.424 - ANEXO A – Parecer do CEP) e o aceite prévio da participação nos procedimentos por meio de Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Em todas as situações desse estudo os sujeitos foram abordados individualmente e solicitados a participar voluntariamente das pesquisas. Com o aceite, os voluntários preencheram os Protocolos de Identificação (APÊNDICE A – Protocolo de Identificação), no qual constam os dados de contato e identificação do sujeito; o TCLE (APÊNDICE B – TCLE); e um protocolo de lateralidade (OLDFIELD, 1971) (APÊNDICE C – Protocolo de Lateralidade). Os sujeitos também tiveram sua massa corporal obtida com auxílio de uma balança eletrônica.

As amostras foram inicialmente fixadas em trinta sujeitos para cada coleta, uma vez que obedecem aos critérios estatísticos estabelecidos por Triola (1999) e estudos realizados por Medola (2011), Campos (2014), e Silva (2012), os quais utilizaram as mesmas interfaces analisadas nesse estudo. Visando uma coleta de dados consistente, houve também um recorte

quanto ao gênero (masculino) e idade (18 a 29 anos). Isso se fez necessário devido às restrições no ajuste das luvas às mãos dos sujeitos.

Os procedimentos de coleta de dados foram realizados nas instalações do Laboratório de Ergonomia e Interfaces da Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação (LEI – FAAC/UNESP - campus de Bauru). Para alcançar o objetivo proposto, foram avaliadas três interfaces manuais com desenhos e usos distintos, a saber: aros de propulsão cadeira de rodas, tesouras de poda e embalagens PET para refrigerantes.

Nas situações analisadas não há esforços extremos ou acima dos níveis funcionais. Os procedimentos a serem realizados simulam situações de uso cotidiano dos produtos mencionados. As três interfaces analisadas também cobrem uma ampla gama expectativas de uso e de grupos de usuários, propiciando inferências mais conclusivas sobre a importância dessa variável no design de produtos.

Todas as atividades realizadas pelos sujeitos foram gravadas em vídeo. Esse registro permitiu identificar em qual etapa o sujeito se encontrava em determinada atividade, além de auxiliar na identificação de erros ou inconsistências nos dados coletados. Os dados de percepção de agradabilidade e desconforto foram avaliados por meio de escalas VAS (APÊNDICE D – Protocolo de Avaliação de Agradabilidade e Desconforto) e o esforço percebido por meio de uma escala CR10 de Borg (APÊNDICE E – Protocolo de Avaliação de Esforço Percebido).

Para um melhor entendimento do desenho do estudo, dos procedimentos adotados e das variáveis analisadas, cada uma das coletas será apresentada sequencialmente. Isso inclui a definição da atividade, a casuística, a coleta e o tratamento dos dados.

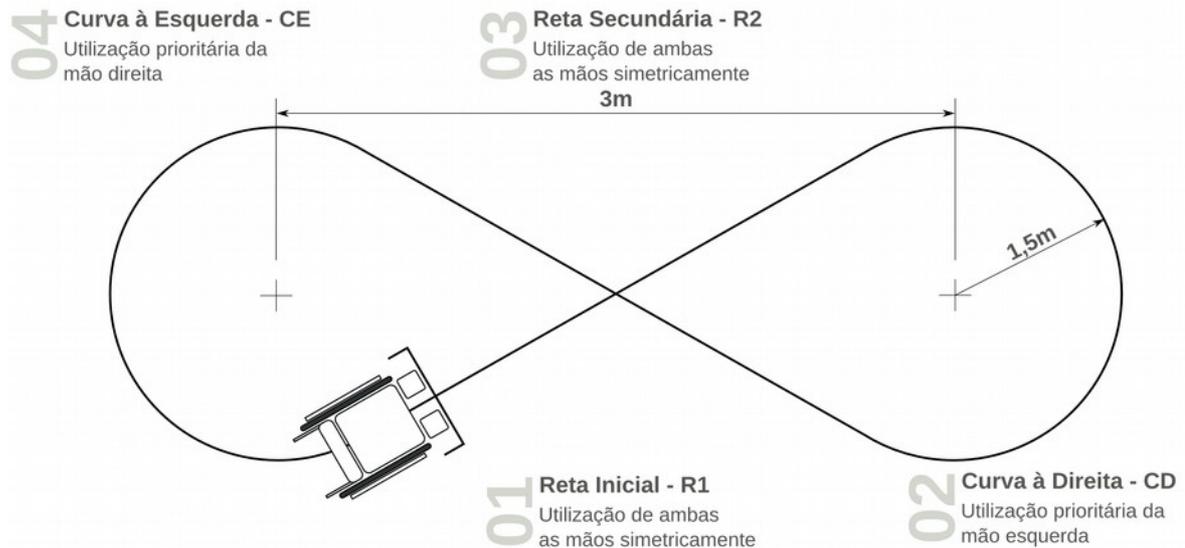
### **3.2.1 Aros de Propulsão de Cadeiras de Rodas**

Os aros de propulsão de cadeiras de rodas são objeto de estudo de diversos projetos de pesquisa desenvolvidos no LEI-FAAC/UNESP, bem como da Rede de Pesquisa e Desenvolvimento em Tecnologia Assistiva (RPDTA), a qual conta com a participação da Universidade Federal do Paraná (UFPR), Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) e demais entidades parceiras.

Para o presente estudo foi elaborado um trajeto em formato de “oito”, iniciado com uma reta, seguida de uma curva à direita, reta, e por fim uma curva à esquerda. Os centros

foram espaçados de três metros e os raios de curvaturas fixados em 1,5m. Esse trajeto foi elaborado para não ser demasiadamente complexo (visto a inexperiência dos utilizadores nesse estudo). Porém, também foram consideradas algumas das necessidades de locomoção dos usuários desse tipo de produto. O esquema e o trajeto aplicado podem ser visualizados na Figura 22.

Figura 22 - Trajeto elaborado para avaliação de aros de propulsão de cadeiras de rodas.



Fonte: o autor.

### 3.2.1.1 Materiais e Equipamentos

Essa etapa do estudo contou com a utilização dos materiais e equipamentos listados na Tabela 3.

Tabela 3 - Materiais e equipamentos para a coleta com os aros de propulsão de cadeiras de rodas.

Material/Equipamento	Função
Protocolo de Identificação	Coletar dados pessoais dos voluntários
TCLE	Declaração de participação voluntária
Protocolo de Lateralidade	Levantamento da lateralidade dos sujeitos
Escala de Agradabilidade / Desconforto	Avaliação de agradabilidade ou desconforto pós uso
Escala CR10 de Borg	Avaliação de esforço percebido pós uso das interfaces
Prancheta em acrílico	Suporte para anotações dos voluntários
Balança digital Welmy W-200	Mensuração da massa corporal dos voluntários
Laptop Lenovo T400	Utilização do <i>software</i> de coleta
Luvas com o sistema Grip Versatek	Avaliação da pressão de contato
Pedestal para Microfone Vector PMV-01-P SHT	Utilizado como suporte para câmera de vídeo

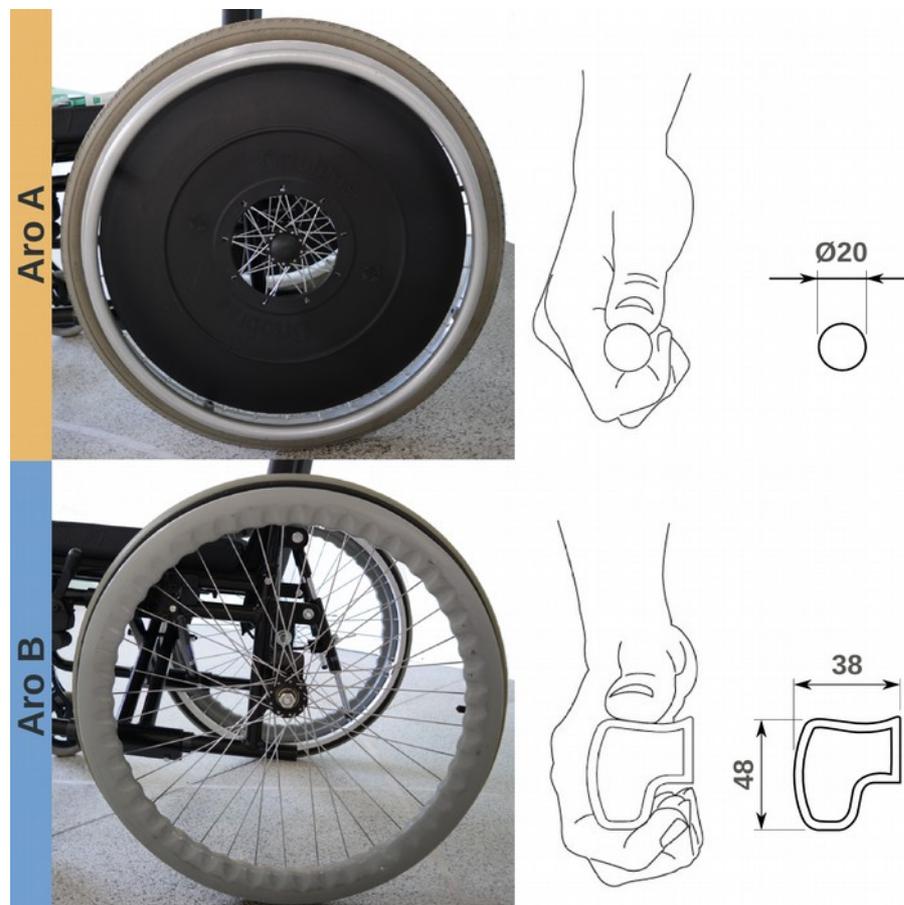
Câmera de vídeo SJ 4000	Utilizada para registrar o deslocamento em vídeo
Cadeira de Rodas Ortobrás modelo Star Lite	Meio de locomoção para o trajeto
Aros de Propulsão A	Primeiro modelo de aro avaliado
Aros de Propulsão B	Segundo modelo de aro avaliado

Fonte: o autor.

Os dois modelos de aros de propulsão utilizados foram os mesmos avaliados por Medola *et al.* (2014b) com a utilização de sensores FSRs. O modelo convencional corresponde ao modelo A, o qual se caracteriza por uma pega cilíndrica, visto que o elemento de contato é um tubo metálico de 20mm de diâmetro.

Já o modelo ergonômico (modelo B) foi desenvolvido pelos autores para prover suporte para mais regiões da mão e maior estabilidade na transmissão do movimento. Sua construção se deu por prototipagem rápida. Ambos os aros possuem o mesmo raio do topo ao centro. As características técnicas desses modelos de aros podem ser visualizados na Figura 23.

Figura 23 - Características técnicas dos modelos A e B de aros de propulsão de cadeiras de rodas.



Fonte: Adaptado de Medola *et al.* (2014b, p. 853).

Devido à construção dos aros não foi possível manter o mesmo pneu para os modelos avaliados. Assim, o modelo de aro A utilizou um pneu Levorin *Way Back* 37-540 (24x1.3/8), calibrado a 36PSI (248kPa), enquanto o modelo B utilizou um pneu *Heng Shing Tire* 25-540/541 (24x1 600x25A), calibrado a 110PSI (758kPa). No entanto, considera-se a influência desse fator limitada. Estudos adicionais devem ser realizados para confirmar essa condição.

Como essa atividade seria realizada com o sujeito sentado, o cinturão com o *datalogger* foi afixado nas alças de locomoção da cadeira de rodas (comumente esse cinturão é afixado na cintura do sujeito). O cabeamento que conecta esse dispositivo aos braceletes foram alocados lateralmente ao sujeito, não prejudicando a movimentação de seus braços.

Para essa etapa do estudo, foi incluída no Protocolo de Identificação uma questão relativa à utilização (experiência) prévia do sujeito com a locomoção com cadeira de rodas.

### 3.2.1.2 Casuística

Essa fase da coleta foi conduzida entre os dias 20 e 24 de julho de 2015, e contou com a participação de 31 (trinta e um) sujeitos aptos, todos do gênero masculino. Foram considerados inaptos os sujeitos que relataram algum sintoma constante ou lesão musculoesquelética até doze meses antes das atividades. A idade média dos participantes foi de 21,2 anos (d.p. 2,4 anos) e massa corporal média de 72,8kg (d.p. 12,2kg). O coeficiente de lateralidade médio foi de 66,1 (d.p. 29,1). Quatro sujeitos eram ambidestros, todos os demais eram destros. Apenas um sujeito relatou ter experiência prévia na locomoção com cadeiras de rodas.

### 3.2.1.3 Procedimentos

O procedimento de coleta iniciou com a abordagem individual dos sujeitos. Após o preenchimento dos protocolos de pesquisa por parte do sujeito, ocorreu uma demonstração de uso do produto. Nessa ocasião o pesquisador se locomoveu ao longo do trajeto explicando ao sujeito como o mesmo deveria impulsionar os aros para completá-lo. Entre as instruções estavam: aproveitar ao máximo a amplitude de movimento dos braços, evitando impulsões com movimentos curtos; manter a movimentação constante, evitando parar a cadeira de rodas; não ter pressa, se locomover confortavelmente; impulsionar com ambas as mãos simultaneamente (exceto nas curvas); e manter a marcação do trajeto centralizada à cadeira durante a locomoção.

Após a demonstração, os sujeitos calçaram as luvas e tiveram a oportunidade de percorrer o trajeto para se familiarizar com o uso do produto e com a atividade (volta teste). Em seguida, foram conduzidos ao marco inicial do trajeto para início da coleta. Foi então acionada a gravação do vídeo e o *software* de coleta para início das atividades. O sujeito percorreu ininterruptamente todo o trajeto até ultrapassar totalmente o marco inicial. Houve então a parada da gravação e da coleta de dados em *software*.

Foi apresentada ao sujeito a prancheta com os protocolos de agradabilidade e desconforto, bem como foi solicitado que os mesmos lessem as instruções de preenchimento. Persistindo alguma dúvida os sujeitos receberam uma breve explicação de como preenchê-lo. Em seguida, foi apresentado o protocolo de esforço percebido, contendo a escala de CR10 de Borg. Para este último, o participante também foi convidado a ler as instruções e, em caso de dúvidas, houve uma breve explicação. A Figura 24 exibe um sujeito se locomovendo com a cadeira de rodas e o registro em vídeo do processo (01 - R1, 02 - CD, 03 - R2 e 04 - CE).

Figura 24 - Sujeito se locomovendo com a cadeira de rodas e registro em vídeo da atividade.

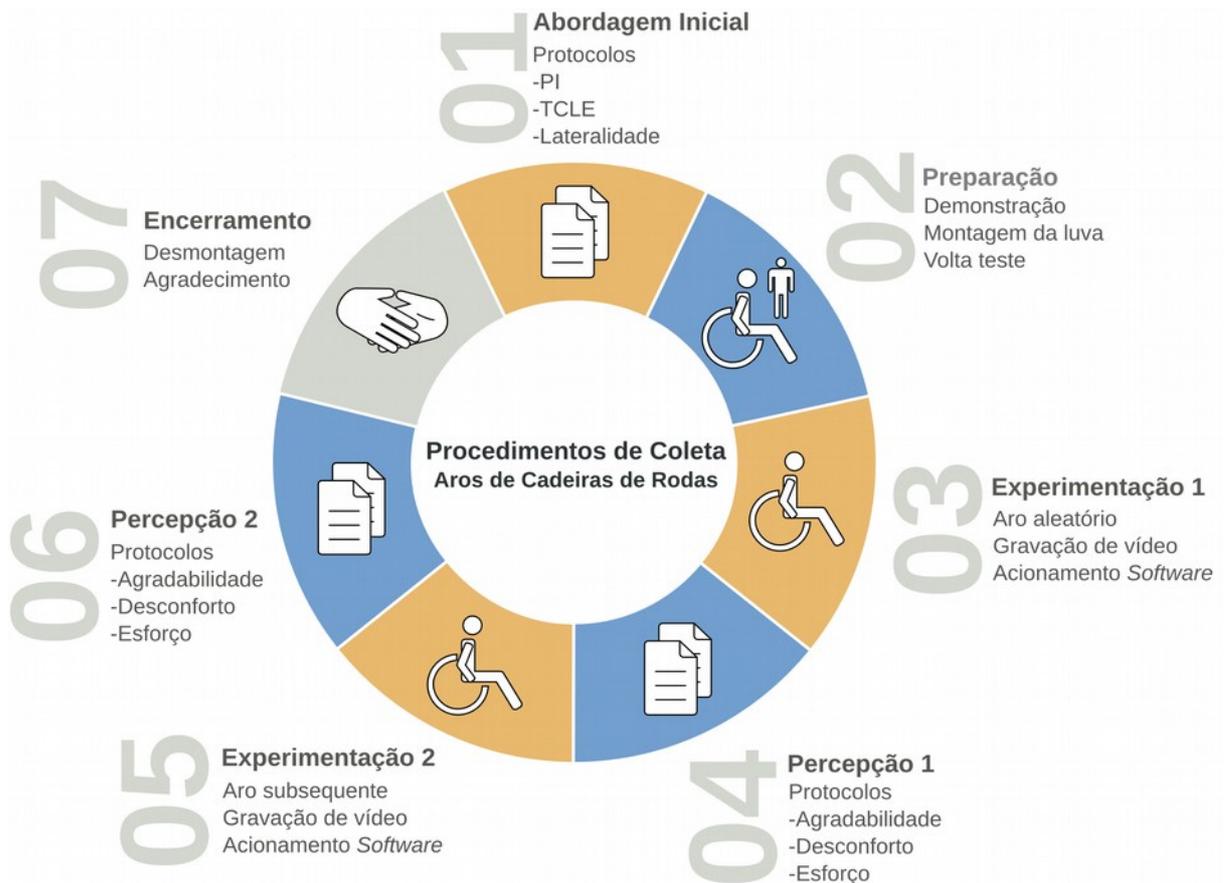


Fonte: o autor.

Com o preenchimento desses protocolos o sujeito se posicionou em pé ao lado da cadeira, para que então fosse possível efetuar a troca dos aros pelo modelo seguinte. É importante ressaltar que a utilização dos aros foi realizada de maneira alternada. Após a troca dos aros o sujeito se sentou e foi novamente posicionado no marco inicial do trajeto. Os procedimentos foram os mesmos daqueles utilizados no primeiro modelo de aros de propulsão.

Após o término das atividades, o sujeito se posicionou em pé para que as luvas pudessem ser retiradas de suas mãos. Todos os procedimentos realizados consumiram aproximadamente 25 minutos por sujeito. Os procedimentos realizados e sua sequência podem ser visualizados no diagrama da Figura 25.

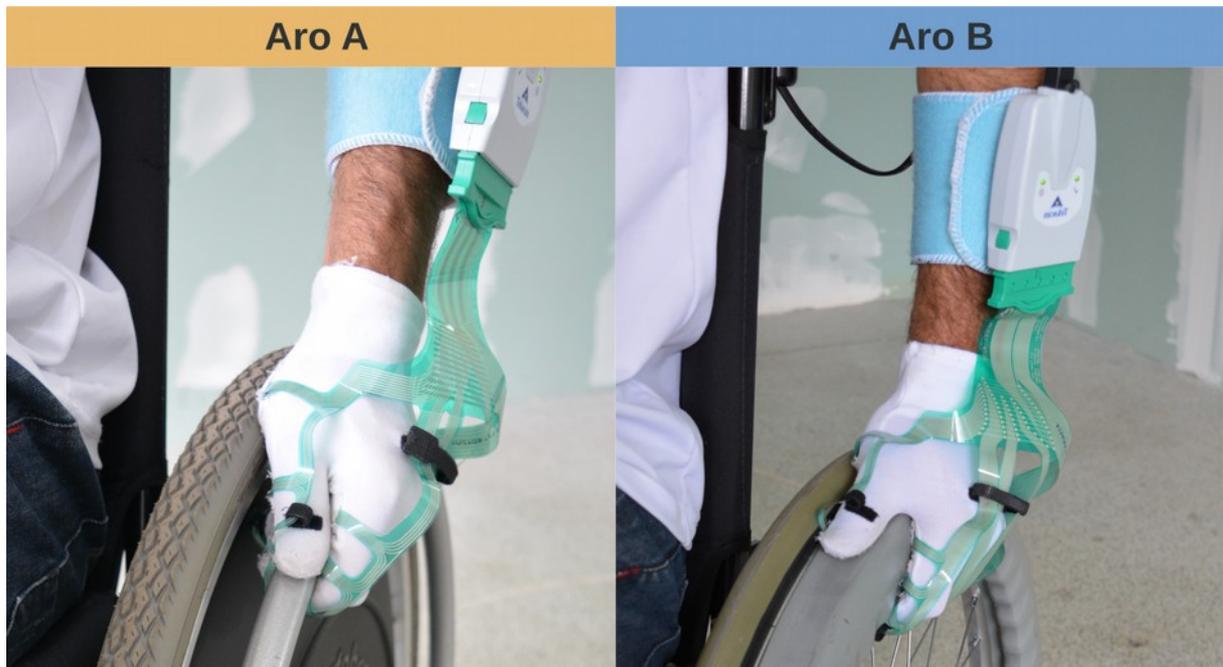
Figura 25 - Diagrama da coleta com os aros de propulsão.



Fonte: o autor.

É importante ressaltar que em intervalos regulares entre as atividades o posicionamento dos sensores e da luva era verificado, pois o ajuste das mesmas dependia das dimensões das mãos dos sujeitos. Também deve-se considerar que, por se tratar de uma atividade bimanual com características simétricas, não houve diferenciação entre os sujeitos, independentemente de sua dominância manual. A Figura 26 exibe o detalhe da interface entre as mãos e os tipos de aros avaliados.

Figura 26 - Detalhe do manuseio da interfaces.



Fonte: o autor.

#### 3.2.1.4 Tratamento e Análise dos Dados

Os dados relativos à pressão foram exportados via *software* segundo cada modelo de aro, mão e cada uma das 17 regiões sensíveis do sistema. Em seguida, foram importados em planilhas eletrônicas (Libre Office Calc 4) para filtragem e análise. Os dados relativos à percepção de agradabilidade, desconforto e esforço também foram tabulados em planilhas eletrônicas para cada sujeito e modelo de aro.

A propulsão com os aros gerou diversos picos de pressão (contato das mãos com os aros), que foram isolados visualmente com o auxílio de formatação condicional. Isso permitiu a fácil identificação desses contatos e facilitou a inserção de funções que obtivessem os valores máximos de cada contato. Além disso, facilitou também a eliminação de inconsistências. A Figura 27 exibe um fragmento de uma planilha com a formatação aplicada e a ocorrência de uma inconsistência (pico ou *spike* - circunferência vermelha).

Figura 27 - Fragmento de planilha de dados com formatação condicional e ocorrência de ruído.

	W	X	Y	Z	AA	AB	AC	AD	AE	AF	AG	AH	AI	AJ	AK	AL	AM	AN	AO	AP	AQ	AR	AS
1207	0	0	0	0	0	15	0	0	0	17	0	0	0	0	68	0	0	0	0	1205	24.08	2007/2015	5.0
1208	0	0	0	0	0	13	0	0	15	17	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1206	24.1	2007/2015	0.0
1209	0	0	0	0	0	10	0	0	19	17	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1207	24.12	2007/2015	0.0
1210	0	0	0	0	0	10	0	0	19	17	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1208	24.14	2007/2015	0.0
1211	0	0	0	0	0	10	0	0	15	17	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1209	24.16	2007/2015	0.0
1212	0	0	0	0	0	0	0	0	13	17	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1210	24.18	2007/2015	0.0
1213	0	0	0	0	0	0	0	0	13	17	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1211	24.2	2007/2015	0.0
1214	0	0	0	0	14	0	0	0	15	17	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1212	24.22	2007/2015	0.0
1215	0	23	10	0	17	0	0	0	16	17	0	10	10	10	0	0	0	0	0	1213	24.24	2007/2015	0.0
1216	10	23	11	0	21	13	13	10	18	17	0	13	9	10	0	0	0	0	0	1214	24.26	2007/2015	3.0
1217	12	22	12	0	18	17	23	10	19	19	8	16	15	13	0	8	12	12	12	1215	24.28	2007/2015	3.0
1218	14	21	14	0	15	22	21	15	28	14	13	20	18	12	0	11	15	15	15	1216	24.3	2007/2015	3.0
1219	18	27	19	13	19	25	20	14	38	16	12	23	25	13	0	14	19	19	19	1217	24.32	2007/2015	0.0
1220	22	27	23	13	23	27	26	15	47	17	12	19	42	14	0	14	20	20	20	1218	24.34	2007/2015	6.0
1221	29	33	26	15	27	31	25	15	53	18	12	18	45	15	0	15	21	21	21	1219	24.36	2007/2015	12.0
1222	34	37	28	17	27	34	23	17	58	20	12	19	49	18	10	16	26	26	26	1220	24.38	2007/2015	0.0
1223	38	41	30	21	28	37	24	17	62	22	11	22	53	20	10	16	29	29	29	1221	24.4	2007/2015	0.0
1224	43	44	31	21	29	38	24	17	66	23	12	25	55	22	10	17	29	29	29	1222	24.42	2007/2015	3.0
1225	48	46	32	25	28	43	25	18	69	23	12	24	56	23	10	17	30	30	30	1223	24.44	2007/2015	10.0
1226	51	48	33	26	29	45	26	19	72	24	12	24	56	27	11	18	31	31	31	1224	24.46	2007/2015	3.0
1227	51	50	34	25	29	50	30	19	73	26	12	25	59	29	11	18	32	32	32	1225	24.48	2007/2015	12.0
1228	47	53	37	28	30	50	28	19	75	26	12	26	62	31	11	19	34	34	34	1226	24.5	2007/2015	40.0
1229	52	55	34	26	29	53	29	20	76	28	12	24	61	34	11	19	32	32	32	1227	24.52	2007/2015	74.0
1230	49	56	35	30	32	53	29	21	77	29	12	21	61	35	12	18	33	33	33	1228	24.54	2007/2015	105.0
1231	54	57	34	28	32	55	34	19	78	29	11	21	63	38	12	19	34	34	34	1229	24.56	2007/2015	148.0
1232	55	60	34	30	31	57	31	19	79	30	11	22	65	41	13	19	35	35	35	1230	24.58	2007/2015	315.0
1233	55	61	32	33	32	58	35	19	79	30	12	23	65	42	11	19	36	36	36	1231	24.6	2007/2015	372.0
1234	53	61	32	35	30	57	34	19	78	30	12	22	63	43	12	19	36	36	36	1232	24.62	2007/2015	334.0
1235	48	60	31	39	29	55	35	19	75	29	11	22	61	44	11	19	35	35	35	1233	24.64	2007/2015	351.0
1236	45	58	31	42	28	53	33	20	74	27	11	22	59	44	11	18	35	35	35	1234	24.66	2007/2015	381.0
1237	41	56	26	43	27	49	29	19	72	26	12	20	55	43	12	18	33	33	33	1235	24.68	2007/2015	403.0
1238	39	52	22	44	26	46	31	19	68	24	12	16	53	39	12	17	31	31	31	1236	24.7	2007/2015	413.0
1239	29	46	17	44	24	39	25	17	64	21	11	13	47	35	12	17	27	27	27	1237	24.72	2007/2015	435.0
1240	24	39	19	39	22	34	23	15	61	19	12	11	40	31	13	14	27	27	27	1238	24.74	2007/2015	452.0
1241	20	35	20	37	20	31	22	15	57	17	12	9	33	28	14	15	23	23	23	1239	24.76	2007/2015	487.0
1242	14	29	24	34	19	31	21	14	50	15	10	9	28	25	14	12	19	19	19	1240	24.78	2007/2015	527.0
1243	12	27	18	31	18	26	23	15	47	16	10	9	24	22	9	13	17	17	17	1241	24.8	2007/2015	486.0
1244	0	23	14	28	16	23	25	15	36	15	0	0	15	19	0	10	13	13	13	1242	24.82	2007/2015	549.0
1245	0	18	10	21	14	22	22	0	23	17	0	0	16	19	0	10	14	14	14	1243	24.84	2007/2015	565.0
1246	0	18	0	17	15	19	17	0	16	17	0	0	10	18	0	10	15	15	15	1244	24.86	2007/2015	573.0
1247	0	25	0	17	13	30	17	0	11	17	0	0	8	17	0	9	16	16	16	1245	24.88	2007/2015	570.0
1248	10	18	0	19	0	20	17	0	13	17	0	0	8	15	0	9	15	15	15	1246	24.9	2007/2015	616.0
1249	13	17	0	20	0	20	13	0	13	17	0	0	8	15	0	10	15	15	15	1247	24.92	2007/2015	637.0
1250	14	19	0	16	0	20	13	0	11	19	0	0	8	14	0	0	13	13	13	1248	24.94	2007/2015	568.0
1251	13	19	0	16	10	19	13	0	11	17	0	0	8	14	0	10	13	13	13	1249	24.96	2007/2015	526.0
1252	10	17	0	17	10	21	13	0	12	17	0	0	8	13	0	10	13	13	13	1250	24.98	2007/2015	554.0
1253	10	17	0	14	10	17	13	0	13	17	0	0	8	13	0	10	13	13	13	1251	25	2007/2015	557.0
1254	10	0	0	17	0	18	13	0	0	17	0	0	8	13	0	13	0	13	13	1252	25.02	2007/2015	536.0

Fonte: o autor.

Também houve a separação dos picos ocorridos durante as quatro etapas do trajeto (reta 1, curva à direita, reta 2 e curva à esquerda). A quantidade de picos em cada etapa variou de acordo com a habilidade dos sujeitos. O pico inicial (arranque) e o(s) final(is) (frenagem) não foram considerados para análise. A partir dos valores máximos foram calculadas médias condicionais, de forma a eliminar os valores nulos e obter uma medida mais próxima dos valores reais. Isso resultou em quatro valores médios para cada região das mãos, cada um correspondendo a uma etapa do percurso.

Após esse tratamento os dados foram novamente agrupados segundo as comparações a serem realizadas. Os valores de pressão de contato e também os de agradabilidade, desconforto e esforço foram submetidos à estatística descritiva, bem como testados quanto aos pressupostos de normalidade (Teste de Shapiro-Wilk) e homogeneidade (Teste de Levene).

Nos conjuntos de dados onde foram verificadas ambas normalidade e homogeneidade foi aplicado o Teste t de *Student* para amostras dependentes, caso contrário foi utilizado o Teste de Wilcoxon. As associações entre as variáveis foram verificadas por meio da correlação de Pearson (paramétrico) ou correlação de Spearman (não paramétrico).

Houve eliminação de *outliers*, segundo os princípios estabelecidos por Hoaglin e Iglewicz (1987). Os coeficientes de correlação ( $r$  ou  $r_s$ ) foram avaliados segundo a intensidade e direção dos mesmos, conforme Tabela 4 (LEVIN; FOX, 2004). Exemplos de diagramas de dispersão dos dados utilizados na análise podem ser visualizados no APÊNDICE F – Diagramas de Dispersão dos Dados. Todos os testes estatísticos foram realizados com auxílio do software IBM SPSS 22.

Tabela 4 - Intensidade da Correlação.

-1	Correlação negativa perfeita
-0,60	Correlação negativa forte
-0,30	Correlação negativa moderada
-0,10	Correlação negativa fraca
0	Não há correlação
+0,10	Correlação positiva fraca
+0,30	Correlação positiva moderada
+0,60	Correlação positiva forte
+1	Correlação positiva perfeita

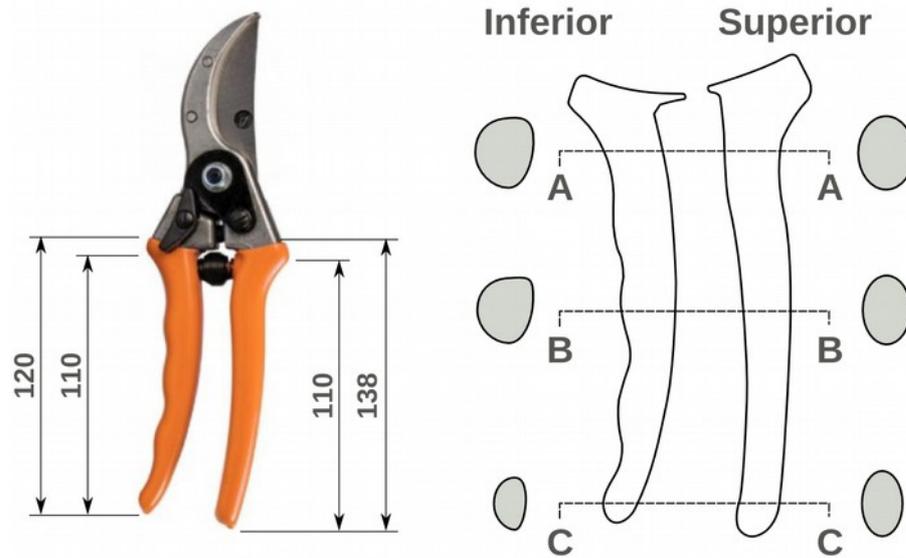
Fonte: Adaptado de Levin e Fox (2004, p. 334).

### 3.2.2 Tesouras de Poda

As tesouras de poda (tesouras de jardinagem) foram objeto de estudo realizado por Campos (2014). Naquele estudo, a autora avaliou três diferentes modelos quanto a aspectos de percepção, usabilidade e aplicação de forças durante uma atividade simulada de corte. Para o presente estudo foram selecionados os mesmos três modelos, os quais possuem empunhaduras de características distintas.

Segundo a autora, o modelo A se caracteriza por um cabo com formas levemente arredondadas. O cabo superior tem seção oval e uma suave curvatura. O cabo inferior também possui seção oval, com uma suave curvatura na mesma orientação que o superior, além de sulcos para encaixe dos dedos. A estrutura do cabo desse modelo é fabricada em alumínio maciço e revestida com material polimérico, com textura emborrachada e suave ao toque. A massa total desse modelo é de 0,295kg. As características técnicas de do modelo de tesoura A podem ser visualizadas na Figura 28.

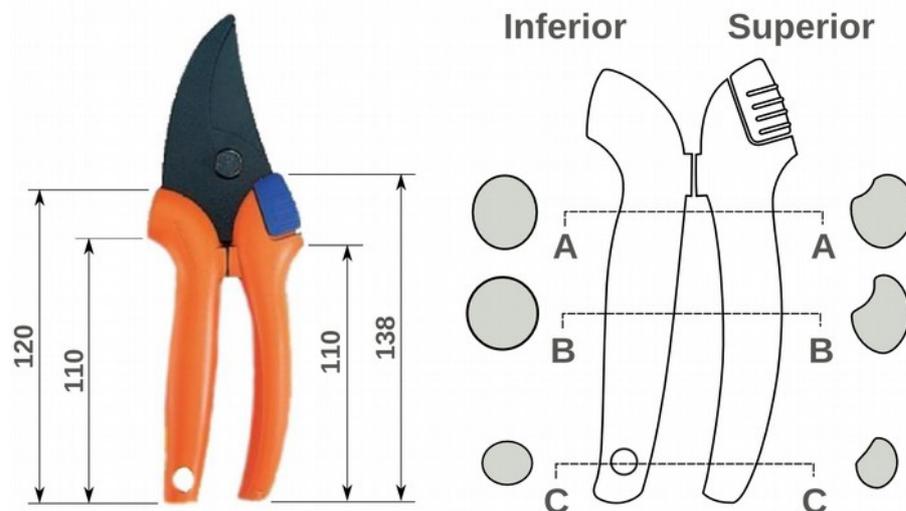
Figura 28 - Características do modelo de tesoura A.



Fonte: Adaptado de Campos (2014, p. 158).

O modelo B se caracteriza por um cabo também com formas ovalizadas, embora mais arredondadas. O cabo superior possui uma curvatura suave. O cabo inferior também apresenta uma curvatura suave, mas em sentido oposto ao do superior. Este cabo não apresenta sulcos para os dedos e se distancia do superior na extremidade da empunhadura. A estrutura do cabo é confeccionada principalmente em polímero de alta resistência, rígido e com textura levemente ranhurada. A massa total desse modelo é de 0,240kg. As características técnicas de do modelo de tesoura B podem ser visualizadas na Figura 29.

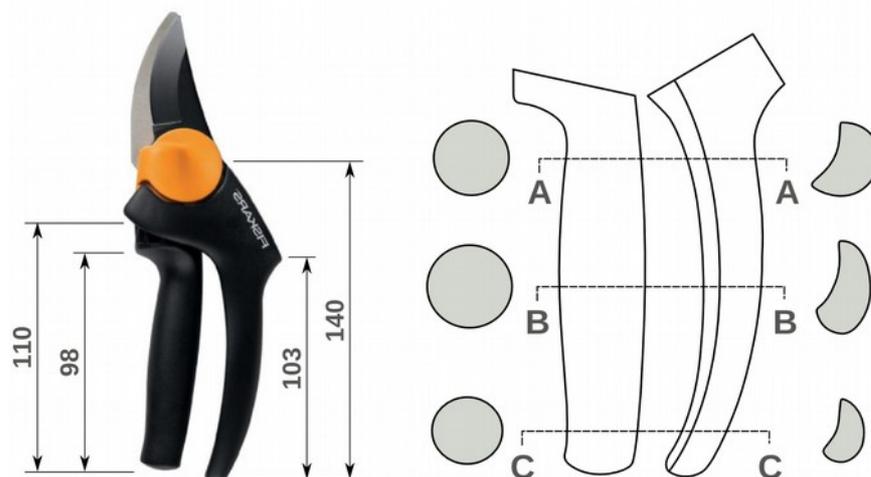
Figura 29 - Características do modelo de tesoura B.



Fonte: Adaptado de Campos (2014, p. 158).

O modelo C se caracteriza por possuir um cabo superior ovalizado e inferior redondo. A exemplo dos anteriores, o cabo superior possui curvatura suave. O cabo inferior tem seção redonda e uma curvatura suave e em sentido oposto ao do superior. Esse cabo também não possui sulcos para encaixe dos dedos. Um diferencial desse modelo é a existência de um mecanismo giratório no cabo inferior, que permite a manutenção da mesma posição do início ao fim do movimento de corte. O cabo é fabricado principalmente de polímero de alta resistência, rígido e com textura lisa (CAMPOS, 2014). A massa total desse modelo é de 0,230kg. As características técnicas de do modelo de tesoura C podem ser visualizadas na Figura 30.

Figura 30 - Características do modelo de tesoura C.



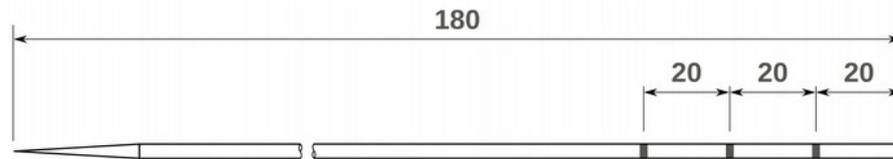
Fonte: Adaptado de Campos (2014, p. 158).

A fabricante desse modelo possui diversas premiações em importantes eventos do design. No catálogo da fabricante, esse modelo possui certificações do *iF Design* (em 1997), maior concurso de design da Europa, do *Good Design* (em 1997), a mais antiga premiação de design nos Estados Unidos da América (EUA) e do *Pro Finnish Design* (também em 1997), considerado pela mesma o mais importante prêmio de acabamento (*Finnish*) (FISKARS, 2016).

Todos os modelos de tesouras analisados são adequados apenas para uso com a mão direita. Isso se deve primeiramente ao posicionamento das lâminas de corte de todos eles e também ao mecanismo giratório do cabo inferior do modelo C. Campos (2014) criou um dispositivo de madeira para simular um pequeno arbusto, no qual foram fixados vinte palitos de madeira que, posteriormente, seriam cortados com as tesouras. No presente estudo optou-se por utilizar um suporte vertical de parede para afixar um único espeto de madeira (*pinus*),

no qual foram marcadas as distâncias de vinte, quarenta e sessenta milímetros a partir da extremidade. Com isso, a atividade consistia em efetuar três cortes consecutivos da direita para a esquerda, a cada 20mm do espeto. A Figura 31 exibe o esquema de marcação e suporte dos espetos utilizados.

Figura 31 - Esquema de marcação dos cortes dos espetos.



Fonte: o autor.

### 3.2.2.1 Materiais e Equipamentos

Essa etapa do estudo contou com a utilização dos materiais e equipamento listados na Tabela 5.

Tabela 5 - Materiais e equipamentos para a coleta com as tesouras de poda.

<b>Material/Equipamento</b>	<b>Função</b>
Protocolo de Identificação	Coletar dados pessoais dos voluntários
TCLE	Declaração de participação voluntária
Protocolo de Lateralidade	Levantamento da lateralidade dos sujeitos
Escala de Agradabilidade / Desconforto	Avaliação de agradabilidade ou desconforto pós uso das interfaces
Escala de CR10 Borg	Avaliação de esforço percebido pós uso das interfaces
Carteira escolar conjugada simples	Preenchimento dos protocolos de pesquisa
Balança digital Welmy W-200	Mensuração da massa corporal dos voluntários
Laptop Lenovo T400	Utilização do <i>software</i> de coleta
Luvas com o sistema Grip Versatek	Avaliação da pressão de contato durante a interação com os produtos
Câmera de vídeo SJ 4000	Utilizada para registrar em vídeo a propulsão dos sujeitos
Tripé	Suporte para a câmera de vídeo
Trena metálica	Medição de altura piso - cotovelo
Suporte metálico de parede	Suporte para a realização do corte
Espetos de madeira “Ninha” 180x3mm	Utilizado para simular os gravetos a serem cortados
Tesoura de poda “A”	Primeiro modelo de tesoura avaliado
Tesoura de poda “B”	Segundo modelo de tesoura avaliado
Tesoura de poda “C”	Terceiro modelo de tesoura avaliado

Fonte: o autor.

Para essa etapa do estudo, foi incluída no Protocolo de Identificação uma questão relativa à utilização (experiência) prévia de tesouras de poda.

### 3.2.2.2 *Casuística*

Foram considerados inaptos os sujeitos que relataram algum sintoma constante ou lesão musculoesquelética até doze meses antes das atividades. Também foram considerados inaptos os sujeitos classificados como ambidestros ou canhotos segundo o protocolo de lateralidade de Oldfield (1971).

Essa fase da coleta foi conduzida entre os dias 30 de julho e 05 de agosto de 2015, e contou com a participação de 31 (trinta e um) sujeitos aptos, todos do gênero masculino. A idade média dos participantes foi de 20,5 (d.p. 2,3 anos) e massa corporal média de 72,0kg (d.p. 11,6kg). O coeficiente de lateralidade médio foi de 74,8 (d.p. 17,7). Apenas dez sujeitos relataram ter alguma experiência prévia no uso de tesouras de poda.

### 3.2.2.3 *Procedimentos*

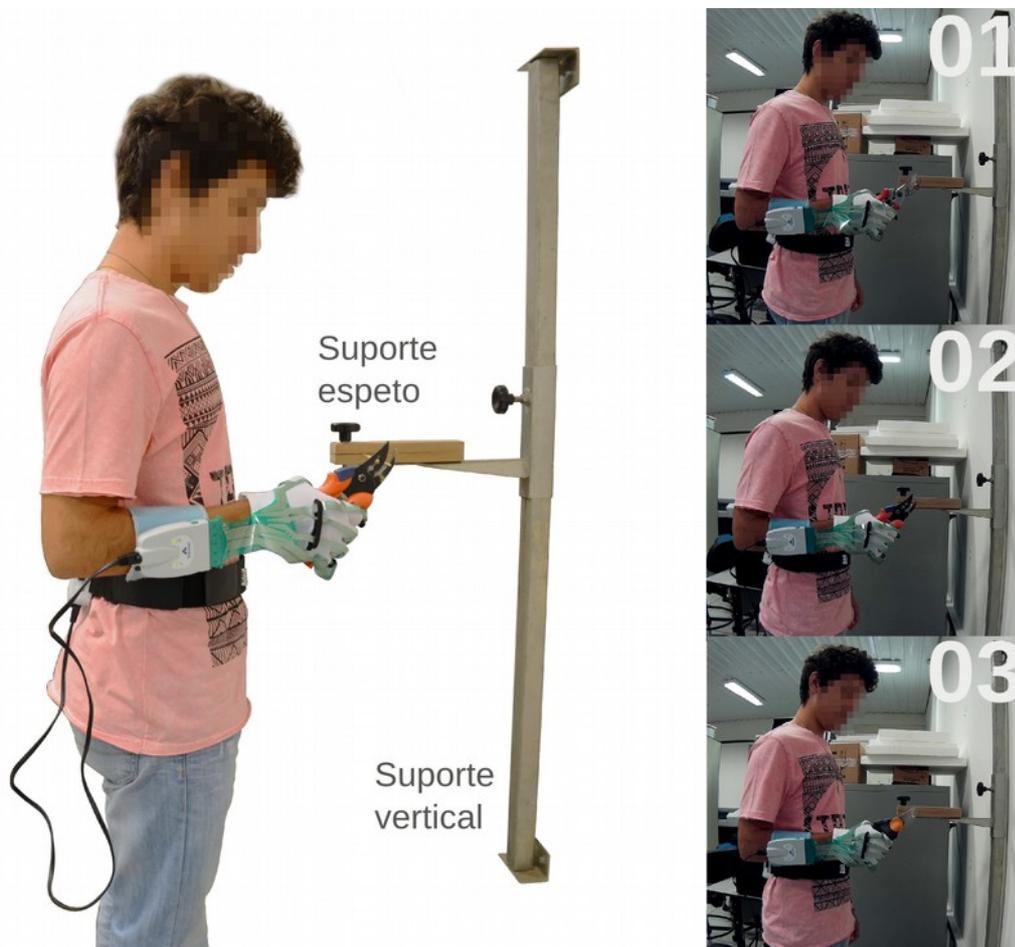
O procedimento de coleta iniciou com a abordagem individual dos sujeitos. Após o preenchimento dos protocolos de pesquisa por parte do sujeito, ocorreu uma demonstração de uso do produto. Na ocasião o pesquisador fixou um espeto no suporte e, explicando os procedimentos, efetuou três cortes consecutivos no mesmo. Entre as instruções estavam: manter a postura ereta, manter o punho em posição neutra; e efetuar 3 cortes consecutivamente após o comando verbal.

Após a demonstração os sujeitos calçaram a luva para a mão direita e se posicionaram frente ao suporte em posição ereta e com o cotovelo flexionado em ângulo reto. A dimensão piso-cotovelo foi tomada para regulagem da altura do suporte metálico. À essa altura foi somado 150mm, de modo que mesmo segurando a tesoura o sujeito mantivesse o cotovelo a 90° ou não efetuasse desvio lateral de punho (radial ou ulnar). A ordem de uso dos modelos foi aleatória.

Foi então acionada a gravação do vídeo e o *software* de coleta para início das atividades. O sujeito efetuou os três cortes consecutiva e ininterruptamente. Houve então a parada da gravação e da coleta de dados em *software*. Após a execução dos três cortes o sujeito era convidado a se sentar para o preenchimento dos protocolos pós uso.

Da mesma forma que na primeira coleta, foi solicitado que os mesmos lessem as instruções de preenchimento dos protocolos de agradabilidade e desconforto. Persistindo alguma dúvida, os sujeitos receberam uma breve explicação de como preenchê-lo. Em seguida, foi apresentado o protocolo de esforço percebido, contendo a escala de CR10 de Borg. Para este último, o participante também foi convidado a ler as instruções e, em caso de dúvidas, houve uma breve explicação. A Figura 32 exibe um sujeito executando as atividades com as tesouras e imagens da sequência de vídeo da coleta.

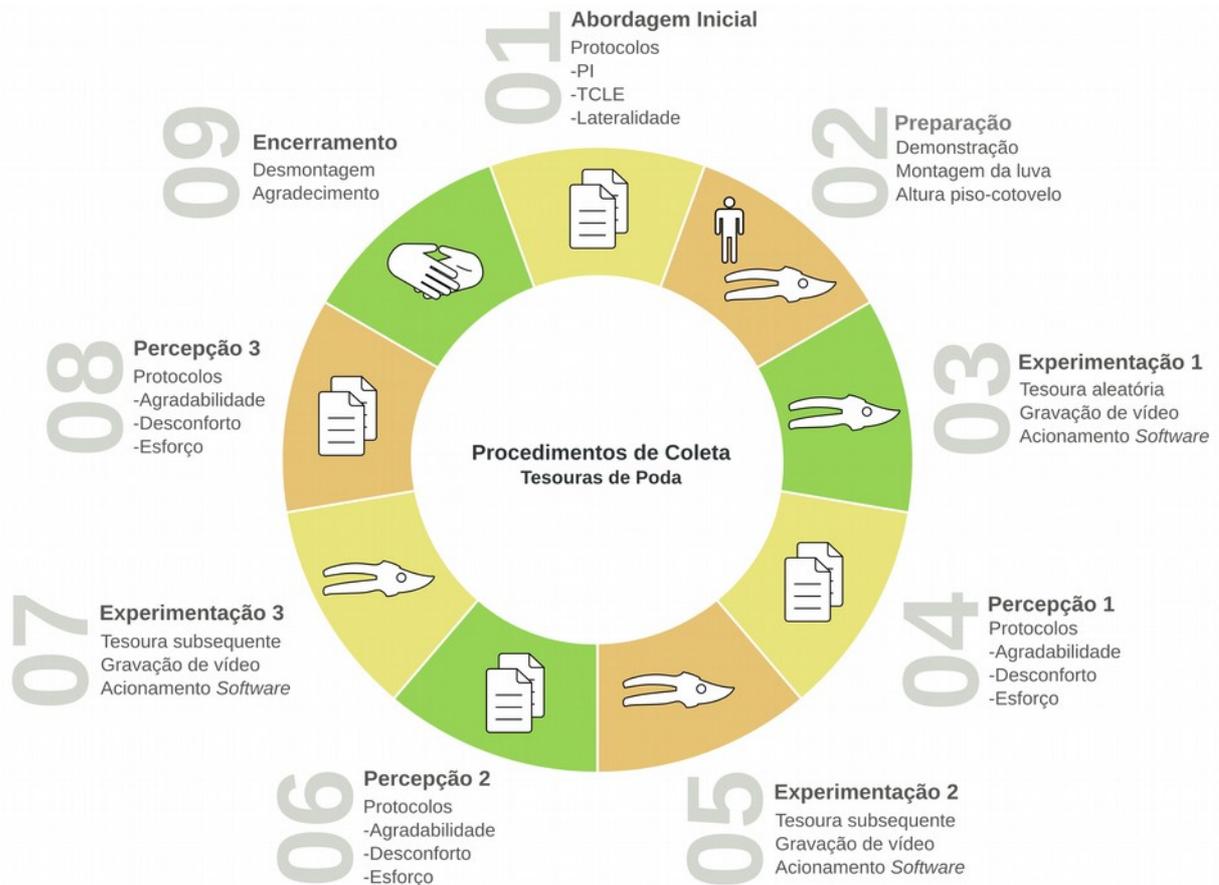
Figura 32 - Sujeito executando a atividade com uma tesoura de poda.



Fonte: o autor.

Com o preenchimento desses protocolos o sujeito se posicionou novamente em pé frente ao suporte. Após a troca do espeto e do modelo de tesoura as etapas se repetiram até que o último modelo da sequência fosse avaliado. Após o término das atividades, o sujeito se posicionou em pé para que a luva pudesse ser retirada de sua mão. Todos os procedimentos realizados consumiram aproximadamente 25 minutos. Os procedimentos realizados e sua sequência podem ser visualizados no diagrama da Figura 33.

Figura 33 - Diagrama da coleta com as tesouras de poda.



Fonte: o autor.

A exemplo da coleta anterior, em intervalos regulares entre as atividades o posicionamento dos sensores e da luva era verificado, pois o ajuste das mesmas dependia das dimensões das mãos dos sujeitos.

#### 3.2.2.4 Tratamento e Análise dos Dados

Os dados relativos à pressão foram exportados via *software* segundo cada modelo de tesoura e cada uma das 17 regiões sensíveis do sistema. Em seguida, foram importados em planilhas eletrônicas (Libre Office Calc 4) para filtragem e análise. Os dados relativos à percepção de agradabilidade, desconforto e esforço também foram tabulados em planilhas eletrônicas para cada sujeito e modelo de tesoura.

A atividade de corte gerou três picos de pressão. Esses picos foram isolados visualmente com o auxílio de formatação condicional. Isso permitiu a eliminação de ruídos, a fácil identificação desses contatos e a inserção de funções que obtivessem os valores máximos de cada um.

Para essa coleta também foram calculadas médias condicionais, de forma a eliminar os valores nulos e obter uma medida mais próxima dos valores reais. Isso resultou em um valor médio para cada região da mão por sujeito. Após esse tratamento os dados foram novamente agrupados segundo as comparações a serem realizadas.

Os dados relativos à pressão de contato, de agradabilidade, desconforto e esforço foram submetidos à estatística descritiva, bem como foram testados quanto aos pressupostos de normalidade (Teste de Shapiro-Wilk) e homogeneidade (Teste de Levene).

Nos conjuntos de dados onde foram verificadas ambas normalidade e homogeneidade foi aplicada a ANOVA unidirecional e *pos hoc* de Tukey HSD. Já para aqueles que não obedeceram esse critério foi utilizado o teste de Friedman e *pos hoc* com o teste de Wilcoxon. As associações entre as variáveis foram verificadas segundo os mesmos princípios da coleta anterior, com o tratamento de *outliers* e correlação de Pearson (paramétrico) ou correlação de Spearman (não paramétrico). Todos os testes estatísticos foram realizados com auxílio do software IBM SPSS 22.

### 3.2.3 Embalagens PET para Refrigerantes

A coleta com embalagens PET foi determinada a partir de estudo anterior do autor (SILVA, 2012), em projeto de pesquisa apoiado pela FAPESP (Processo 2009/13477-4). Aquele estudo foi realizado com cinco diferentes modelos de embalagens PET para refrigerantes, todos com capacidade de dois litros (Figura 34).

Figura 34 - Modelos de embalagens PET avaliados por Silva (2012).



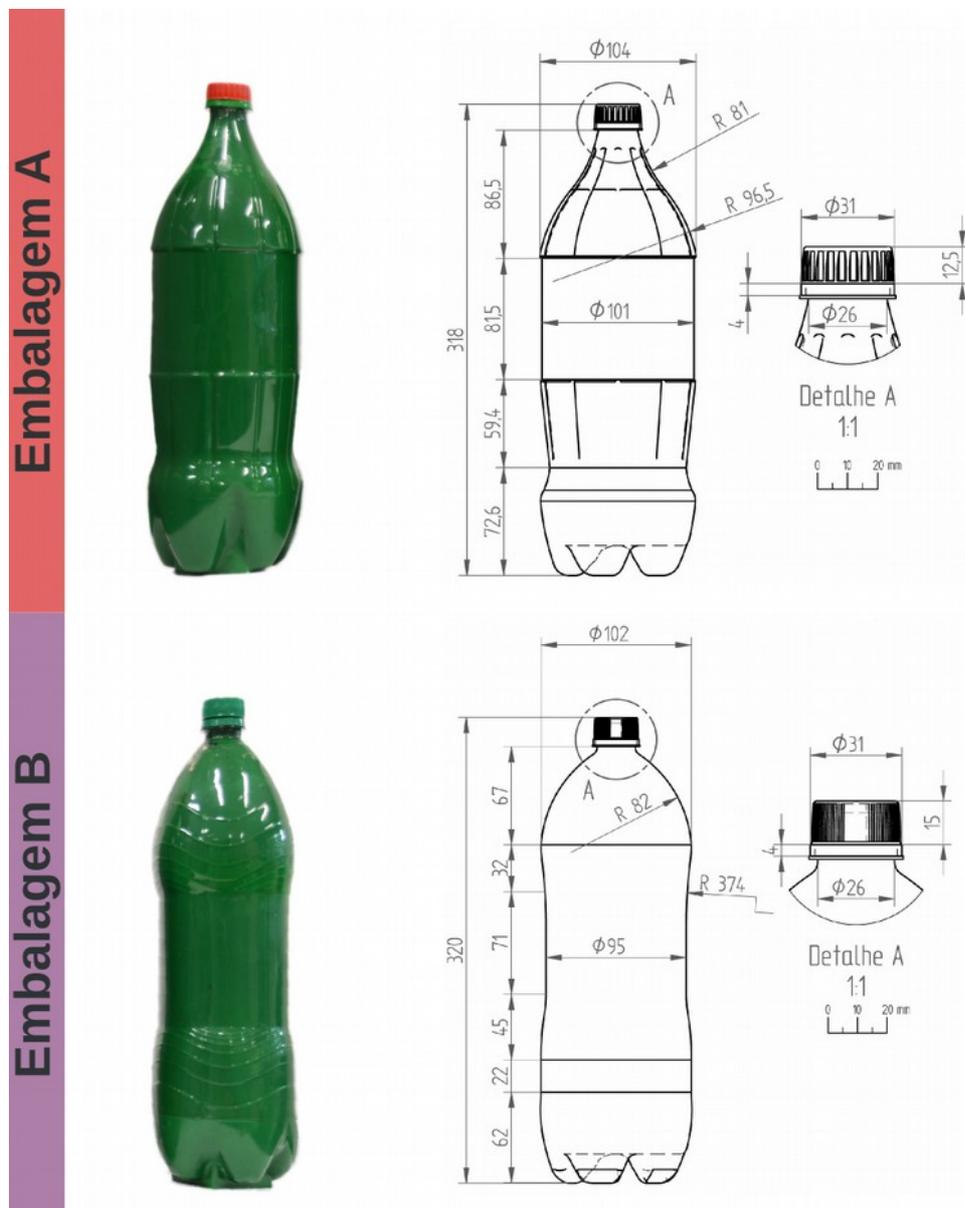
Fonte: o autor.

Como mencionado anteriormente, aquele estudo contou com um ensaio preliminar, no qual foi constatado que a força de torque para abertura desses produtos é de 1,37N.m. Foram também levantados aspectos relativos à força de torção para realizar a abertura desse tipo de produto por grupos de utilizadores distintos. Por fim, constatou-se que o design, tanto

da tampa quanto do corpo da embalagem pode influenciar a força que os sujeitos conseguem aplicar para realizar a abertura.

Para o presente estudo foram selecionados apenas dois dos modelos avaliados pelo autor. Esses modelos obtiveram respectivamente o pior e melhor resultado, tanto em termos de aplicação de forças de torção quanto de percepção da atividade. Assim, esse estudo complementa as informações do anterior à medida que acrescenta as variáveis pressão de contato e percepção de esforço. Uma vez que trata-se de uma atividade bimanual, a coleta é realizada com o par de luvas e provê dados para a tampa e para o corpo da embalagem. A Figura 35 exibe os modelos selecionados para a atividade.

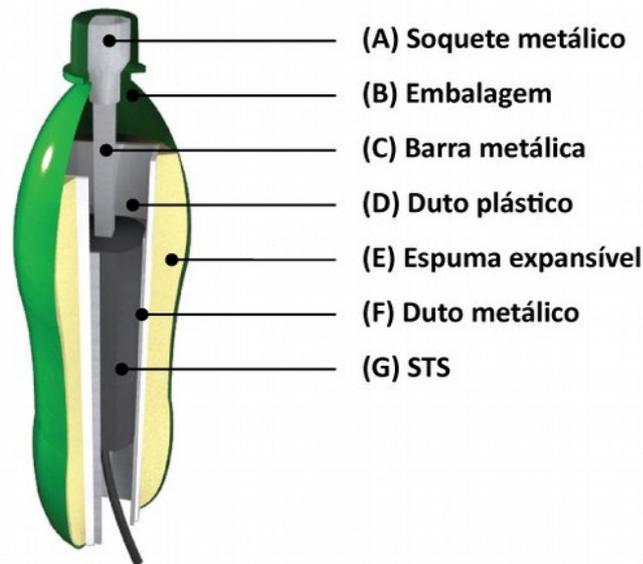
Figura 35 - Modelos de embalagens PET avaliados no presente estudo.



Fonte: o autor.

Esses modelos já são adaptados por meio de um duto interno, dentro do qual é inserido o torquímetro portátil para realizar a medição dos valores de força de torção. A Figura 36 exhibe um esquema da estrutura interna utilizada para acomodar o torquímetro portátil (STS – *Static Torque Screwdriver*).

Figura 36 - Estrutura interna dos modelos de embalagens PET avaliados.



Fonte: Adaptado de Silva (2012, p. 53).

O torquímetro é, por sua vez, conectado a um dinamômetro AFG 500 (Mecmesin) para realização da interface com o computador de mesa por meio de porta serial.

Como o intuito dessa coleta, assim como das anteriores, não era a de obter situações de esforço máximo (CIVM), o *software* SADBIO (Proc. FAPESP 2005/59941-2) foi adaptado para que encerrasse a coleta após a força de torque aplicada pelo sujeito atingir o valor nominal de 1,37N.m ou o limite de cinco segundos fosse atingido.

### 3.2.3.1 Materiais e Equipamentos

Essa etapa do estudo contou com a utilização dos materiais e equipamento listados na Tabela 6. Também foi incluída no Protocolo de Identificação uma questão relativa à ocorrência prévia de dificuldades na abertura desse tipo de embalagem.

Devido ao desgaste ocorrido no primeiro par de luvas utilizado, foi necessário confeccionar um segundo par. Devido às manchas ocorridas no anterior, esse novo par foi tingido na cor preta.

Tabela 6 - Materiais e equipamentos para a coleta com as embalagens PET para refrigerantes.

<b>Material/Equipamento</b>	<b>Função</b>
Protocolo de Identificação	Coletar dados pessoais dos voluntários
TCLE	Declaração de participação voluntária
Protocolo de Lateralidade	Levantamento da lateralidade dos sujeitos
Escala de Agradabilidade / Desconforto	Avaliação de agradabilidade ou desconforto pós uso das interfaces
Escala de Borg	Avaliação de esforço percebido pós uso das interfaces
Carteira escolar conjugada simples	Preenchimento dos protocolos de pesquisa
Balança digital Welmy W-200	Mensuração da massa corporal dos voluntários
Computador de mesa Digit	Microcomputador equipado com o <i>software</i> SADBIO (Proc. FAPESP 2005/59941-2)
Laptop Lenovo Ideapad T400	Utilização do <i>software</i> de coleta de pressão de contato
Luvas com o sistema Grip Versatek	Avaliação da pressão de contato durante a interação com os produtos
Câmera de vídeo SJ4000	Utilizada para registrar em vídeo a propulsão dos sujeitos
Tripé	Suporte para a câmera de vídeo
Suporte metálico	Suporte para apoio das embalagens
AFG 500	Interface entre o torquímetro portátil e o computador de mesa
STS	Torquímetro portátil (Static Torque Screwdriver - STS modelo ST10-871-101, para até 10 N.m - Mecmesin Ltd., UK)
Modelo de embalagem A	Primeiro modelo de embalagem avaliado
Modelo de embalagem B	Segundo modelo de embalagem avaliado

Fonte: o autor.

### 3.2.3.2 Casuística

Foram considerados inaptos os sujeitos que relataram algum sintoma constante ou lesão musculoesquelética até doze meses antes das atividades. Também foram considerados inaptos os sujeitos classificados como ambidestros ou canhotos segundo o protocolo de lateralidade de Oldfield (1971). Isso se deve às características discrepantes entre a tampa e o corpo da embalagem, o que não permitiu a simetria das condições para ambas as mãos.

Essa fase da coleta foi conduzida entre os dias 19 e 27 de outubro de 2015, e contou com a participação de 30 (trinta) sujeitos aptos, todos do gênero masculino. A idade média dos participantes foi de 21,2 anos (d.p. 2,6 anos) e massa corporal média de 73,3kg (d.p. 15,7kg).

O coeficiente de lateralidade médio foi de 77,5 (d.p. 15,0). Doze sujeitos relataram a ocorrência de dificuldades no processo de abertura dessas embalagens.

### 3.2.3.3 Procedimentos

O procedimento de coleta iniciou com a abordagem individual dos sujeitos. Após o preenchimento dos protocolos de pesquisa por parte do sujeito, os procedimentos seguiram o mesmo princípio da coleta anterior, iniciando com a demonstração e explicação da atividade pelo pesquisador. Entre as instruções estavam: se posicionar em pé, com postura ereta, em frente à estrutura sobre a qual foi apoiado o modelo de embalagem; utilizar a mão esquerda para segurar o ombro da embalagem; utilizar a mão direita para segurar a tampa com uma preensão bidigital com oposição entre polegar e falange média do dedo indicador (pulpolateral); iniciando com o sinal sonoro, aplicar a força de torção no sentido anti-horário de maneira crescente até ouvir o segundo sinal sonoro (os sujeitos não foram alertados do limite de força ou tempo de coleta).

Após a demonstração, os sujeitos calçaram a luva para a mão direita e se posicionaram frente ao suporte. Tal como no estudo de Silva (2012), a altura de trabalho desse suporte foi mantida em 0,85m, o que representa uma altura intermediária entre a das mesas comuns (0,80m) e das pias de cozinha (0,92mm). A ordem de uso dos modelos foi alternada entre sujeitos.

Com o correto posicionamento do sujeito, foi acionada a gravação do vídeo e do *software* de coleta para início das atividades. O início da coleta foi marcado pelo acionamento do sistema Grip, seguido de um bipe emitido pelo *software* SADBIO. Se a força de torque aplicada atingisse 1,37N.m a coleta era finalizada automaticamente com o som de outro bipe, emitido a partir do *software* SADBIO. Caso o sujeito não atingisse esse patamar, a coleta prosseguia até que se completasse 5 segundos, e então o mesmo software emitia outro bipe, sinalizando o fim da coleta. Não houve repetição para nenhum dos modelos avaliados.

Após esse encerramento, a gravação de vídeo e da coleta de dados em *software* era finalizada. Da mesma forma que nas coletas anteriores, foi apresentado o protocolo de agradabilidade e desconforto. Foi solicitado que os mesmos lessem as instruções de preenchimento e, persistindo alguma dúvida, os sujeitos receberam uma breve explicação de como preenchê-lo. Em seguida, foi apresentado o protocolo de esforço percebido, contendo a escala de CR10 de Borg. Para este último, o participante também foi convidado a ler as

instruções e, em caso de dúvidas, houve uma breve explicação. A Figura 37 exibe um sujeito executando as atividades previstas e imagens do registro em vídeo.

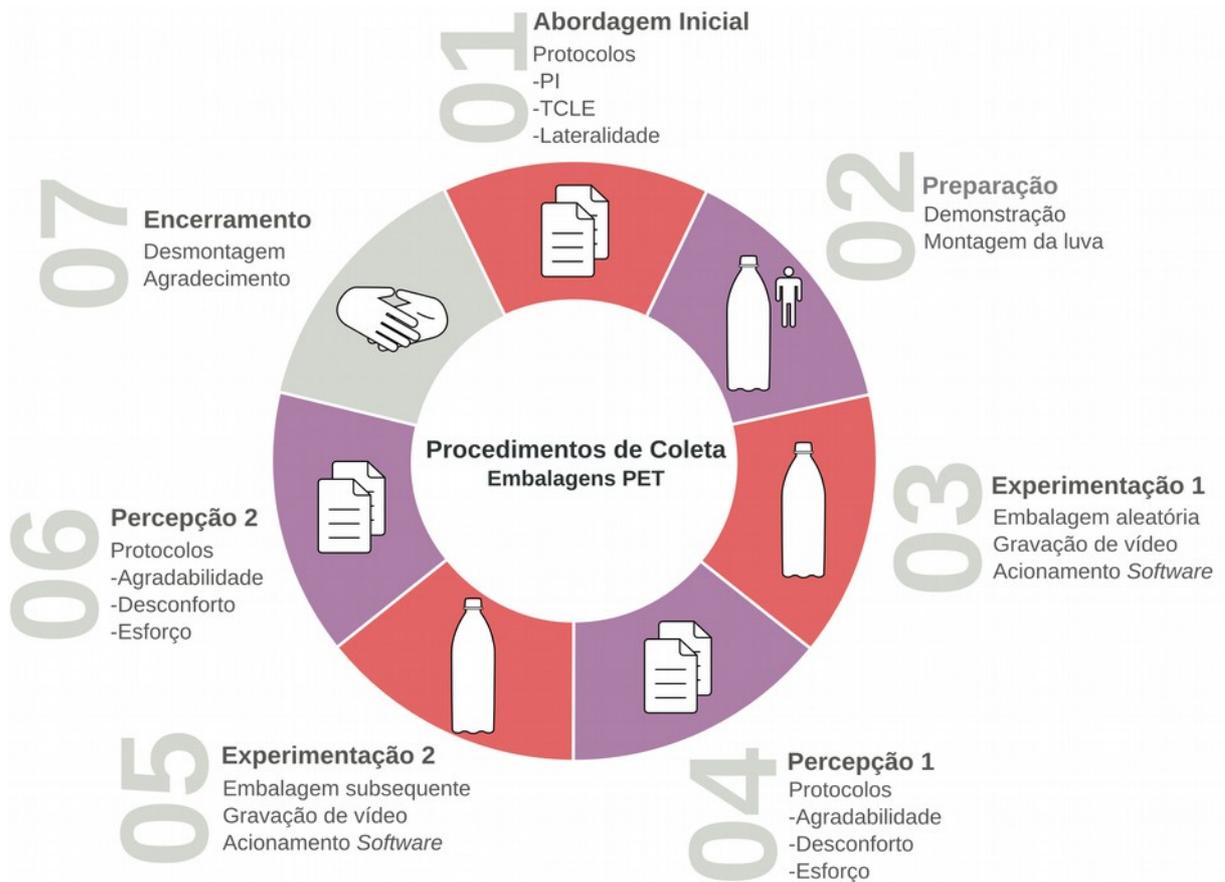
Figura 37 - Sujeito realizando a tentativa de abertura em um modelo de embalagem.



Fonte: o autor.

Com o preenchimento desses protocolos o sujeito se posicionou novamente em pé frente ao suporte. Após a troca do modelo de embalagem as etapas se repetiram para que o segundo modelo fosse avaliado. Os protocolos de avaliação de agradabilidade e desconforto foram novamente aplicados, bem como o de esforço percebido. Com o término das atividades, o sujeito se posicionou em pé para que as luvas pudessem ser retiradas de suas mãos. Todos os procedimentos realizados consumiram aproximadamente 25 minutos. Os procedimentos realizados e sua sequência podem ser visualizados no diagrama da Figura 38.

Figura 38 - Diagrama da coleta com os modelos de embalagens.



Fonte: o autor.

A exemplo das coletas anteriores, em intervalos regulares entre as atividades o posicionamento dos sensores e da luva era verificado, pois o ajuste das mesmas dependia das dimensões das mãos dos sujeitos.

### 3.2.3.4 Tratamento e Análise dos Dados

Os dados relativos à pressão foram exportados via *software* segundo cada modelo de embalagem e cada uma das 17 regiões sensíveis do sistema. Em seguida, foram importados em planilhas eletrônicas (Libre Office Calc 4) para filtragem e análise. A tentativa de abertura gerou apenas um pico de pressão por modelo de embalagem, que foi isolado visualmente com o auxílio de formatação condicional. Isso permitiu a fácil identificação desses contatos e facilitou a inserção de funções que obtivessem os valores máximos de cada um. Isso resultou em um valor máximo para cada região da mão por sujeito.

Os dados relativos aos momentos de força máximos aplicados foram também levantados junto aos arquivos da saída do SADBIO e tabulados conjuntamente aos picos de pressão das regiões para análises posteriores. Os dados relativos à percepção de agradabilidade, desconforto e esforço também foram tabulados em planilhas eletrônicas para cada sujeito e modelo de embalagem.

Os dados relativos à pressão de contato, bem como os de força de torção, agradabilidade, desconforto e esforço foram submetidos à estatística descritiva, bem como foram testados quanto aos pressupostos de normalidade (Teste de Shapiro-Wilk) e homogeneidade (Teste de Levene).

Nos conjuntos de dados onde foram verificadas ambas normalidade e homogeneidade foi aplicada a ANOVA unidirecional e *pos hoc* de Tukey HSD. Já para aqueles que não obedeceram esse critério foi utilizado o teste de Friedman e *pos hoc* com o teste de Wilcoxon. As associações entre as variáveis foram verificadas segundo os mesmos princípios das coletas anteriores, com o tratamento de *outliers* e correlação de Pearson (paramétrico) ou correlação de Spearman (não paramétrico). Todos os testes estatísticos foram realizados com auxílio do software IBM SPSS 22.

## 4 RESULTADOS

Os resultados foram agrupados segundo a coleta de dados a que se referem e analisados segundo comparações subsequentes. Os dados relativos às dezessete regiões sensíveis do sistema Grip foram identificadas de acordo com as regiões anatômicas da mão onde são alocadas nas luvas.

### 4.1 Aros de Propulsão de Cadeiras de Rodas

O experimento com os aros de propulsão de cadeiras de rodas consistiu em uma atividade bimanual, com características simétricas e em um trajeto com quatro etapas distintas: a reta inicial (R1), uma curva à direita (CD), uma reta secundária (R2) e, por fim, uma curva à esquerda (CE). Com isso, os resultados obtidos são apresentados primeiramente quanto às etapas do trajeto, para que então sejam comparados os valores segundo o aro utilizado e mão do sujeito (direita ou esquerda).

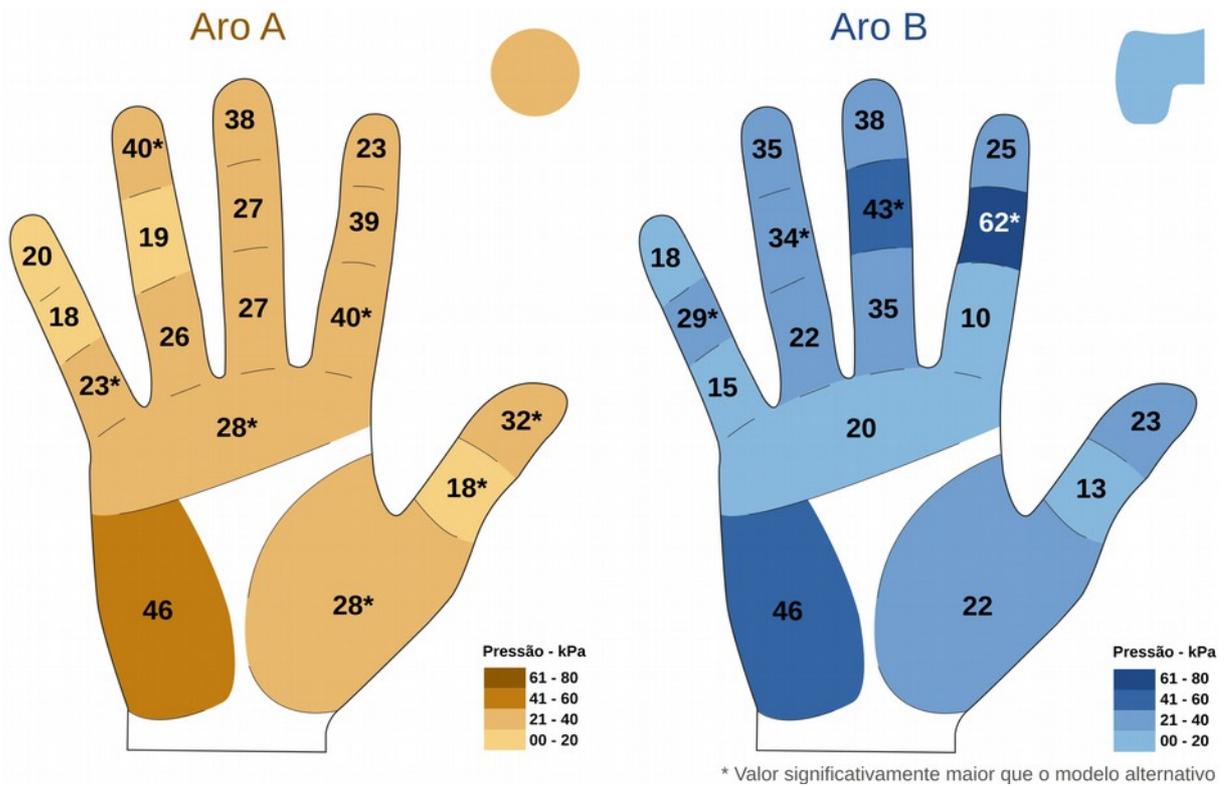
#### 4.1.1 Reta Inicial - R1

A reta inicial R1 corresponde ao início da movimentação do sujeito pelo trajeto delimitado. Como mencionado, o primeiro pico de pressão (arranque) foi eliminado da análise. A Figura 39 exibe os valores pressão de contato obtidos para cada região da mão direita durante as atividades com o aro A e aro B e destaca as regiões anatômicas cujos valores de pressão de contato foram significativamente maiores em relação ao modelo alternativo.

As comparações estatísticas entre os valores observados revelaram diferenças significativas em muitas regiões analisadas. De maneira geral, o aro A exibiu níveis de pressão mais elevados para os sensores proximal (Wilcoxon,  $Z=-2,434$ ,  $p=0,015$ ) e distal (Wilcoxon,  $Z=-4,096$ ,  $p=0,000$ ) do dedo polegar, proximal do indicador (Wilcoxon,  $Z=-4,623$ ,  $p=0,000$ ) e proximal do mínimo (Wilcoxon,  $Z=-2,283$ ,  $p=0,022$ ), distal do anelar (Wilcoxon,  $Z=-3,273$ ,  $p=0,001$ ), metacarpal (Wilcoxon,  $Z=-4,272$ ,  $p=0,000$ ) e tênar (Wilcoxon,  $Z=-4,076$ ,  $p=0,000$ ).

Já o aro B exibiu níveis de pressão mais elevados nas falanges médias dos dedos indicador (Wilcoxon,  $Z=-3,857$ ,  $p=0,000$ ), médio (Teste t,  $t(30)=-6,707$ ,  $p=0,000$ ), anelar (Wilcoxon,  $Z=-4,684$ ,  $p=0,000$ ) e mínimo (Wilcoxon,  $Z=-3,586$ ,  $p=0,000$ ).

Figura 39 - Pressão para cada região da mão direita com cada modelo de aro de propulsão em R1.



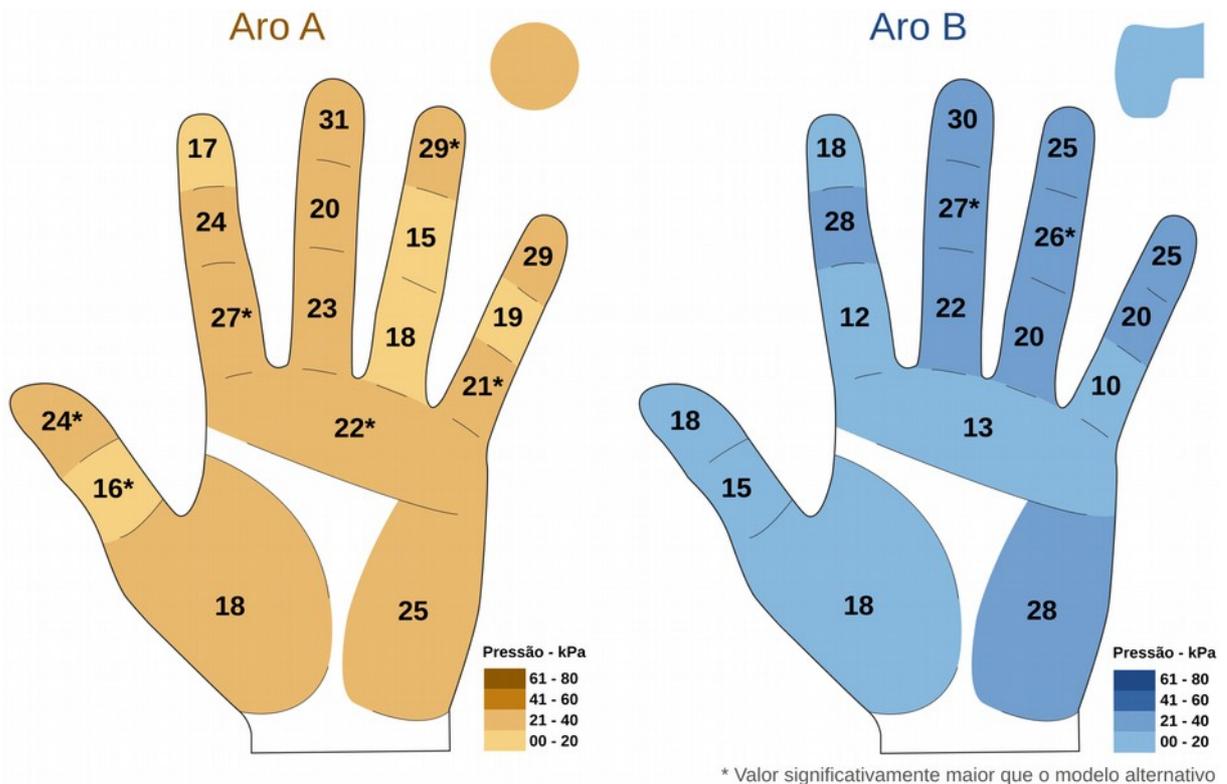
Fonte: o autor.

De acordo com a Figura 42, o aro A parece concentrar maiores níveis de pressão de contato no dedo polegar e em algumas regiões proximais e distais dos demais dedos. O mesmo também vale para a palma da mão, na qual houve maiores níveis na região metacarpal e tênar. Por outro lado o aro B concentra maiores níveis de pressão nas falanges médias dos dedos.

As análises de correlações revelaram que, para R1 e mão direita, houve correlações significativas e positivas moderadas apenas entre a agradabilidade e o nível de pressão na região distal do dedo mínimo (Pearson,  $r=0,426$ ,  $p=0,021$ ) quando da utilização do aro A. Para a utilização do aro B, houve correlação significativa e positiva moderada entre agradabilidade e pressão na região distal do polegar (Spearman,  $r_s=0,465$ ,  $p=0,008$ ), e negativa moderada entre esforço e a pressão na região distal do dedo médio (Spearman,  $r_s=-0,455$ ,  $p=0,010$ ).

A Figura 40 exibe os valores médios de pressão máxima obtidos para cada região da mão esquerda durante as atividades com o aro A e aro B e destaca as regiões anatômicas cujos valores de pressão de contato foram significativamente maiores em relação ao modelo alternativo.

Figura 40 - Pressão para cada região da mão esquerda com cada modelo de aro de propulsão em R1.



Fonte: o autor.

As comparações estatísticas entre os valores observados revelaram diferenças significativas entre algumas regiões analisadas. De maneira geral, os resultados para a mão esquerda são próximos àqueles da mão direita. O aro A exibiu níveis de pressão mais elevados para os sensores do proximal (Teste t,  $t(30)=2,370$ ,  $p=0,024$ ) e distal (Wilcoxon,  $Z=-3,263$ ,  $p=0,001$ ) do polegar, região proximal do indicador (Wilcoxon,  $Z=-4,184$ ,  $p=0,000$ ) e mínimo (Wilcoxon,  $Z=-3,362$ ,  $p=0,001$ ), distal do anelar (Teste t,  $t(30)=2,685$ ,  $p=0,012$ ) e metacarpal (Wilcoxon,  $Z=-4,586$ ,  $p=0,000$ ). Já o aro B exibiu níveis de pressão mais elevados nas falanges médias dos dedos médio (Wilcoxon,  $Z=-3,949$ ,  $p=0,000$ ) e anelar (Wilcoxon,  $Z=-3,665$ ,  $p=0,000$ ).

Da mesma forma que para a mão direita, o aro A parece concentrar maiores níveis de pressão de contato no dedo polegar e em algumas regiões proximais e distais dos demais dedos, além da região metacarpal. Já o aro B concentra maiores níveis de pressão nas falanges médias dos dedos (médio e anelar).

De maneira geral percebe-se que houve um registro de pressão de contato menor para a mão esquerda, se comparada à mão direita, independentemente do tipo de aro. Esse fator pode estar ligado à dominância manual dos sujeitos ou à falta de experiência dos mesmos durante a propulsão com cadeiras de rodas.

As análises de correlações revelaram que, para R1 e mão esquerda, houve apenas algumas correlações significativas entre os níveis de pressão e a percepção da tarefa quando da utilização do aro A. Houve correlação positiva moderada e significativa apenas para a agradabilidade e a região proximal do médio (Pearson,  $r=0,419$ ,  $p=0,019$ ); proximal do anelar (Spearman,  $r_s=0,384$ ,  $p=0,040$ ); medial do anelar (Spearman,  $r_s=0,450$ ,  $p=0,031$ ); e medial do mínimo (Spearman,  $r_s=0,443$ ,  $p=0,016$ ).

Também houve correlação positiva moderada entre os níveis de pressão e o esforço percebido na região proximal do polegar (Spearman,  $r_s=0,379$ ,  $p=0,035$ ); negativa forte na região distal do polegar (Spearman,  $r_s=-0,610$ ,  $p=0,000$ ); e negativa moderada na região medial do mínimo (Spearman,  $r_s=-0,438$ ,  $p=0,017$ ).

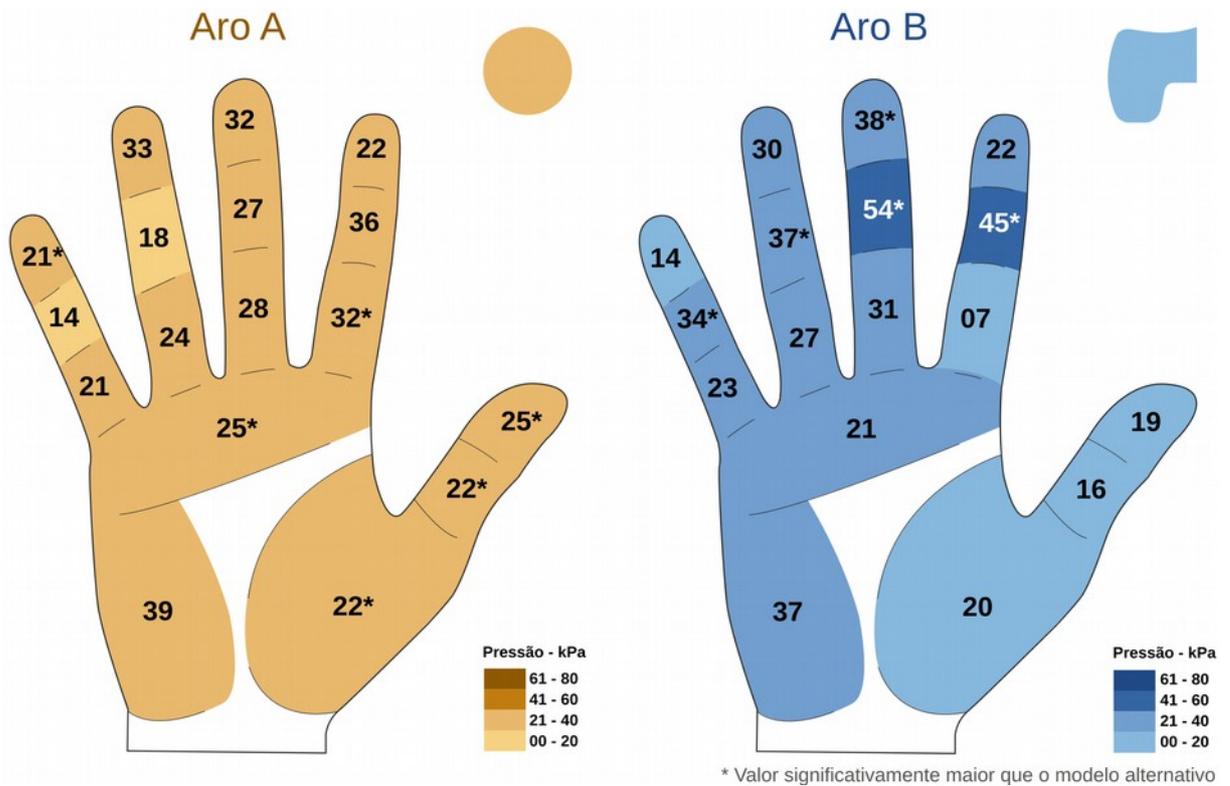
Com a utilização do aro B, houve correlação negativa moderada e significativa entre os níveis de pressão e a agradabilidade para a região distal do dedo indicador (Spearman,  $r_s=-0,389$ ,  $p=0,045$ ). As demais regiões não exibiram correlações significativas.

#### **4.1.2 Curva à Direita - CD**

A curva à direita CD corresponde à primeira mudança de sentido realizada pelo sujeito no trajeto delimitado. A Figura 41 exibe os valores médios de pressão máxima obtidos para cada região da mão direita durante as atividades com o aro A e aro B e destaca as regiões anatômicas cujos valores de pressão de contato foram significativamente maiores em relação ao modelo alternativo.

As comparações estatísticas entre os valores observados revelaram diferenças significativas em muitas regiões analisadas. De maneira geral, o aro A exibiu níveis de pressão mais elevados para os sensores proximal (Wilcoxon,  $Z=-2,162$ ,  $p=0,031$ ) e distal (Wilcoxon,  $Z=-3,743$ ,  $p=0,000$ ) do dedo polegar, proximal do indicador (Wilcoxon,  $Z=-4,541$ ,  $p=0,000$ ), distal do mínimo (Wilcoxon,  $Z=-2,695$ ,  $p=0,007$ ), metacarpal (Wilcoxon,  $Z=-3,341$ ,  $p=0,001$ ) e ténar (Wilcoxon,  $Z=-2,802$ ,  $p=0,005$ ). Já o aro B exibiu níveis de pressão mais elevados nas falanges médias dos dedos indicador (Wilcoxon,  $Z=-2,108$ ,  $p=0,035$ ), médio (Wilcoxon,  $Z=-4,860$ ,  $p=0,000$ ), anelar (Wilcoxon,  $Z=-4,194$ ,  $p=0,000$ ) e mínimo (Wilcoxon,  $Z=-4,782$ ,  $p=0,000$ ), além da falange distal do dedo médio (Wilcoxon,  $Z=-2,822$ ,  $p=0,005$ ).

Figura 41 - Pressão para cada região da mão direita com cada modelo de aro de propulsão em CD.



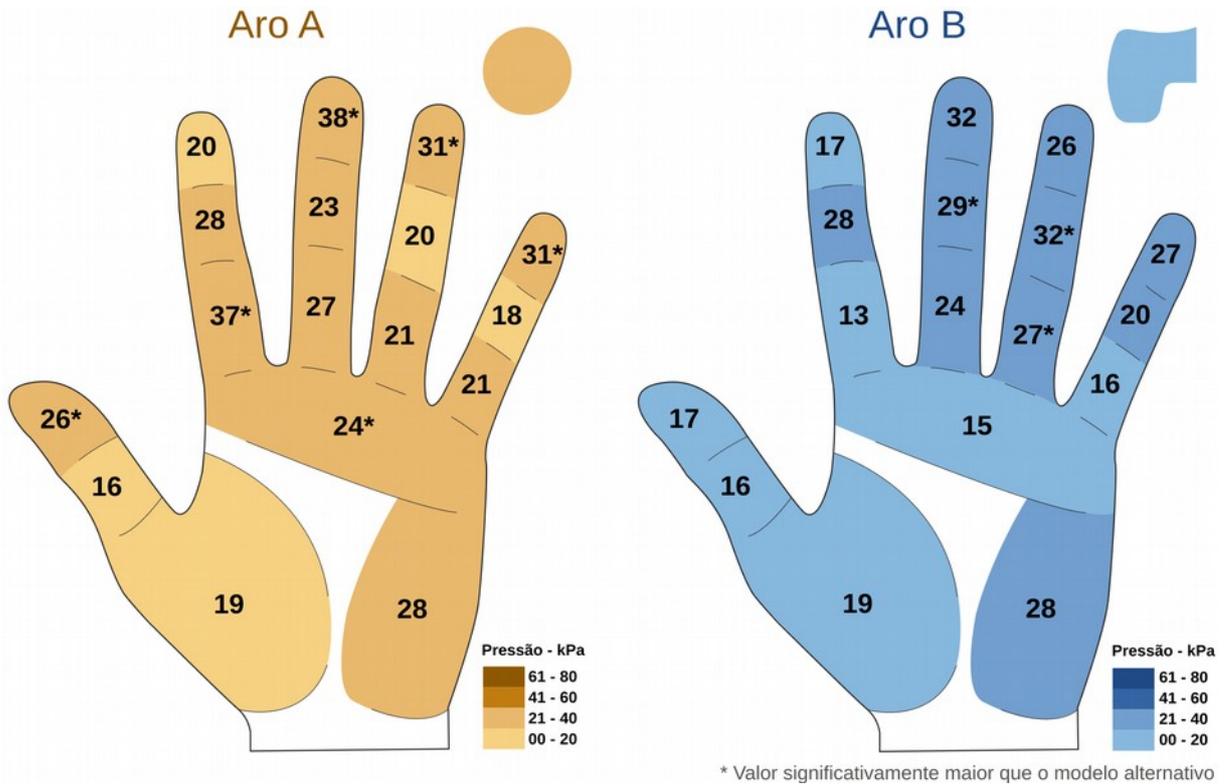
Fonte: o autor.

De acordo com a Figura 41, o aro A parece concentrar maiores níveis de pressão de contato no dedo polegar e em algumas regiões proximais e distais dos demais dedos. O mesmo também vale para a palma da mão, na qual houve maiores níveis na região metacarpal e tênar. Por outro lado o aro B concentra maiores níveis de pressão nas falanges médias dos dedos.

As análises de correlações revelaram que, para CD e mão direita, houve correlação negativa moderada e significativa entre os níveis de pressão e o esforço percebido da tarefa quando da utilização do aro A apenas para a região tênar (Spearman,  $r_s = -0,361$ ,  $p = 0,046$ ). Com a utilização do aro B, houve correlação negativa moderada e significativa para a agradabilidade na região proximal do anelar (Pearson,  $r = -0,386$ ,  $p = 0,035$ ) e positiva moderada para o desconforto na região proximal do dedo médio (Spearman,  $r_s = 0,436$ ,  $p = 0,023$ ).

A Figura 42 exibe os valores médios de pressão máxima obtidos para cada região da mão esquerda durante as atividades com o aro A e aro B e destaca as regiões anatômicas cujos valores de pressão de contato foram significativamente maiores em relação ao modelo alternativo.

Figura 42 - Pressão para cada região da mão esquerda com cada modelo de aro de propulsão em CD.



Fonte: o autor.

As comparações estatísticas entre os valores observados revelaram diferenças significativas entre algumas regiões analisadas. De maneira geral, os resultados para a mão esquerda são próximos àqueles da mão direita. O aro A exibiu níveis de pressão mais elevados para a falange distal do dedo polegar (Wilcoxon,  $Z=-4,292$ ,  $p=0,000$ ), região proximal do indicador (Wilcoxon,  $Z=-4,860$ ,  $p=0,000$ ), e distal do médio (Teste t,  $t(30)=2,727$ ,  $p=0,011$ ), anelar (Teste t,  $t(30)=2,968$ ,  $p=0,006$ ) e mínimo (Wilcoxon,  $Z=-2,606$ ,  $p=0,009$ ), além da região metacarpal (Wilcoxon,  $Z=-4,801$ ,  $p=0,000$ ). Já o aro B exibiu níveis de pressão mais elevados na falange proximal do dedo anelar (Wilcoxon,  $Z=-2,254$ ,  $p=0,024$ ), além das falanges médias dos dedos médio (Wilcoxon,  $Z=-3,704$ ,  $p=0,000$ ) e anelar (Wilcoxon,  $Z=-4,409$ ,  $p=0,000$ ).

Da mesma forma que para a mão direita, o aro A parece concentrar maiores níveis de pressão de contato no dedo polegar e em algumas regiões proximais e distais dos demais dedos, além da região metacarpal. Já o aro B concentra maiores níveis de pressão nas falanges médias dos dedos (médio e anelar).

De maneira geral percebe-se que houve um registro de pressão de contato menor para a mão esquerda, se comparada à mão direita, independentemente do tipo de aro. Essa observação é ainda mais relevante por se tratar de uma curva à direita, na qual a mão esquerda deveria realizar a impulsão da cadeira.

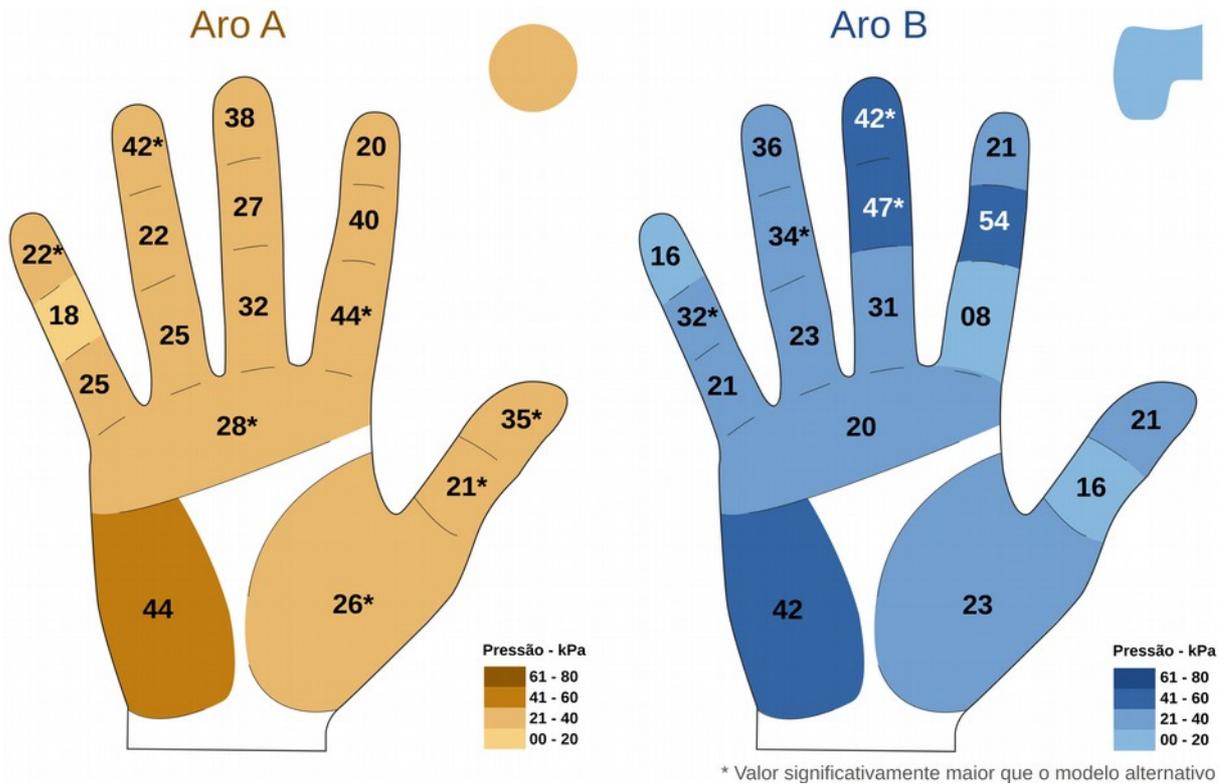
As análises de correlações revelaram que, utilizando o aro A para CD e mão esquerda, houve correlação significativa e positiva moderada entre o nível de pressão e a região medial do indicador (Pearson,  $r=0,425$ ,  $p=0,022$ ), bem como negativa moderada entre esforço e pressão na região medial do mínimo (Spearman,  $r_s=-0,406$ ,  $p=0,026$ ). Já para o aro B houve correlações positivas moderadas e significativas para o desconforto na região proximal do polegar (Spearman,  $r_s=0,416$ ,  $p=0,020$ ) e medial do dedo mínimo (Spearman,  $r_s=-0,355$ ,  $p=0,050$ ).

#### **4.1.3 Reta Secundária - R2**

A reta secundária R2 corresponde à retomada do movimento retilíneo pelo sujeito no trajeto delimitado. Nessa ocasião o sujeito concluiu a curva à direita e deve corrigir as instabilidades do movimento para alinhar novamente a cadeira ao trajeto. Ao contrário da reta R1, nesse estágio o sujeito já está se movimentando, e realiza uma aceleração apenas para que alcance a última curva do trajeto. A Figura 43 exibe os valores médios de pressão máxima obtidos para cada região da mão direita durante as atividades com o aro A e aro B e destaca as regiões anatômicas cujos valores de pressão de contato foram significativamente maiores em relação ao modelo alternativo.

As comparações estatísticas entre os valores observados revelaram diferenças significativas em muitas regiões analisadas. De maneira geral, o aro A exibiu níveis de pressão mais elevados para os sensores proximal (Wilcoxon,  $Z=-2,300$ ,  $p=0,021$ ) e distal (Wilcoxon,  $Z=-3,733$ ,  $p=0,000$ ) do dedo polegar, proximal do indicador (Wilcoxon,  $Z=-4,703$ ,  $p=0,000$ ), distal do anelar (Wilcoxon,  $Z=-2,234$ ,  $p=0,025$ ) e mínimo (Teste t,  $t(30)=3,360$ ,  $p=0,003$ ), metacarpal (Wilcoxon,  $Z=-3,404$ ,  $p=0,001$ ) e tênar (Wilcoxon,  $Z=-2,401$ ,  $p=0,016$ ). Já o aro B exibiu níveis de pressão mais elevados nas falanges médias dos dedos médio (Wilcoxon,  $Z=-4,057$ ,  $p=0,000$ ), anelar (Wilcoxon,  $Z=-3,949$ ,  $p=0,000$ ) e mínimo (Wilcoxon,  $Z=-4,227$ ,  $p=0,000$ ), além da falange distal do dedo médio (Wilcoxon,  $Z=-2,303$ ,  $p=0,021$ ).

Figura 43 - Pressão em cada região da mão direita com cada modelo de aro de propulsão em R2.



Fonte: o autor.

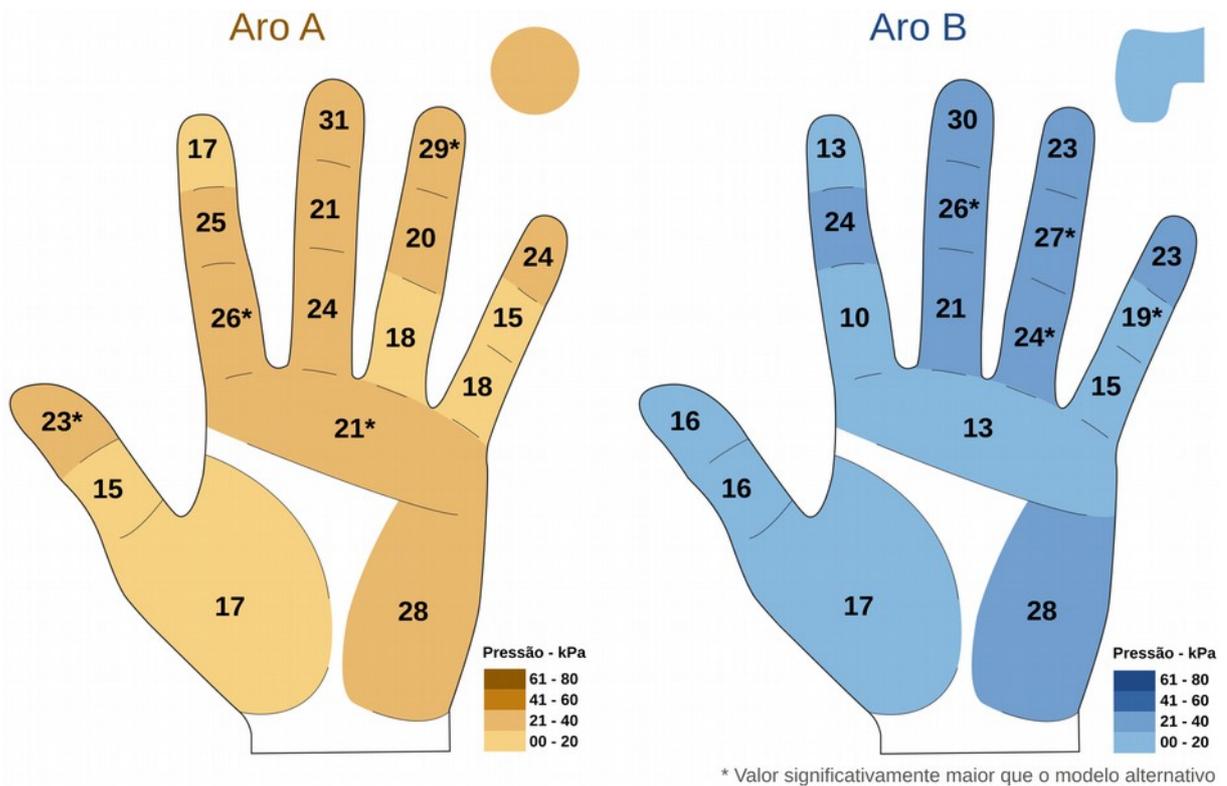
De acordo com a Figura 43, o aro A parece concentrar maiores níveis de pressão de contato no dedo polegar e em algumas regiões proximais e distais dos demais dedos. O mesmo também vale para a palma da mão, na qual houve maiores níveis na região metacarpal e tênar. Por outro lado o aro B concentra maiores níveis de pressão nas falanges médias dos dedos.

As análises de correlações revelaram que, quando da utilização do aro A para R2 e mão direita, houve correlações negativa moderada e significativa entre os níveis de pressão e a agradabilidade na região metacarpal (Spearman,  $r_s = -0,381$ ,  $p = 0,035$ ), positiva moderada quanto ao desconforto na região distal do dedo indicador (Spearman,  $r_s = 0,510$ ,  $p = 0,022$ ) e também quanto ao esforço percebido nessa mesma região (Spearman,  $r_s = 0,458$ ,  $p = 0,042$ ).

Com a utilização do aro B, houve correlação negativa moderada e significativa para a agradabilidade na região metacarpal (Spearman,  $r_s = -0,365$ ,  $p = 0,047$ ), positiva moderada para o desconforto nas regiões proximal do médio (Spearman,  $r_s = 0,446$ ,  $p = 0,020$ ) e metacarpal (Spearman,  $r_s = 0,433$ ,  $p = 0,017$ ). Por fim, para o esforço percebido houve correlações negativa moderada na região distal do médio (Spearman,  $r_s = -0,384$ ,  $p = 0,036$ ) e positiva moderada na região metacarpal (Spearman,  $r_s = 0,493$ ,  $p = 0,006$ ).

A Figura 44 exibe os valores médios de pressão máxima obtidos para cada região da mão esquerda durante as atividades com o aro A e aro B e destaca as regiões anatômicas cujos valores de pressão de contato foram significativamente maiores em relação ao modelo alternativo.

Figura 44 - Pressão para cada região da mão esquerda com cada modelo de aro de propulsão em R2.



Fonte: o autor.

As comparações estatísticas entre os valores observados revelaram diferenças significativas entre algumas regiões analisadas. De maneira geral, os resultados para a mão esquerda são próximos àqueles da mão direita. O aro A exibiu níveis de pressão mais elevados para a falange distal do dedo polegar (Wilcoxon,  $Z=-3,625$ ,  $p=0,000$ ), região proximal do indicador (Wilcoxon,  $Z=-4,314$ ,  $p=0,000$ ), e distal do anelar (Wilcoxon,  $Z=-2,704$ ,  $p=0,007$ ), além da região metacarpal (Wilcoxon,  $Z=-4,247$ ,  $p=0,000$ ). Já o aro B exibiu níveis de pressão mais elevados na falange proximal do dedo anelar (Wilcoxon,  $Z=-2,724$ ,  $p=0,006$ ), além das falanges médias dos dedos médio (Wilcoxon,  $Z=-2,920$ ,  $p=0,004$ ), anelar (Teste t,  $t(30)=-2,764$ ,  $p=0,010$ ) e mínimo (Wilcoxon,  $Z=-2,313$ ,  $p=0,021$ ).

Da mesma forma que para a mão direita, o aro A parece concentrar maiores níveis de pressão de contato no dedo polegar e em algumas regiões proximais e distais dos demais dedos, além da região metacarpal. Já o aro B concentra maiores níveis de pressão nas falanges médias dos dedos. De maneira geral, também percebe-se que houve um registro de pressão de contato menor para a mão esquerda, se comparada à mão direita, independentemente do tipo de aro.

Para a mão esquerda, as análises de correlações revelaram que, para utilização do aro A em R2, houve correlações positivas moderadas e significativas entre os níveis de pressão e a desconforto na região distal do mínimo (Spearman,  $r_s=0,364$ ,  $p=0,048$ ) e hipotênar (Spearman,  $r_s=0,406$ ,  $p=0,024$ ).

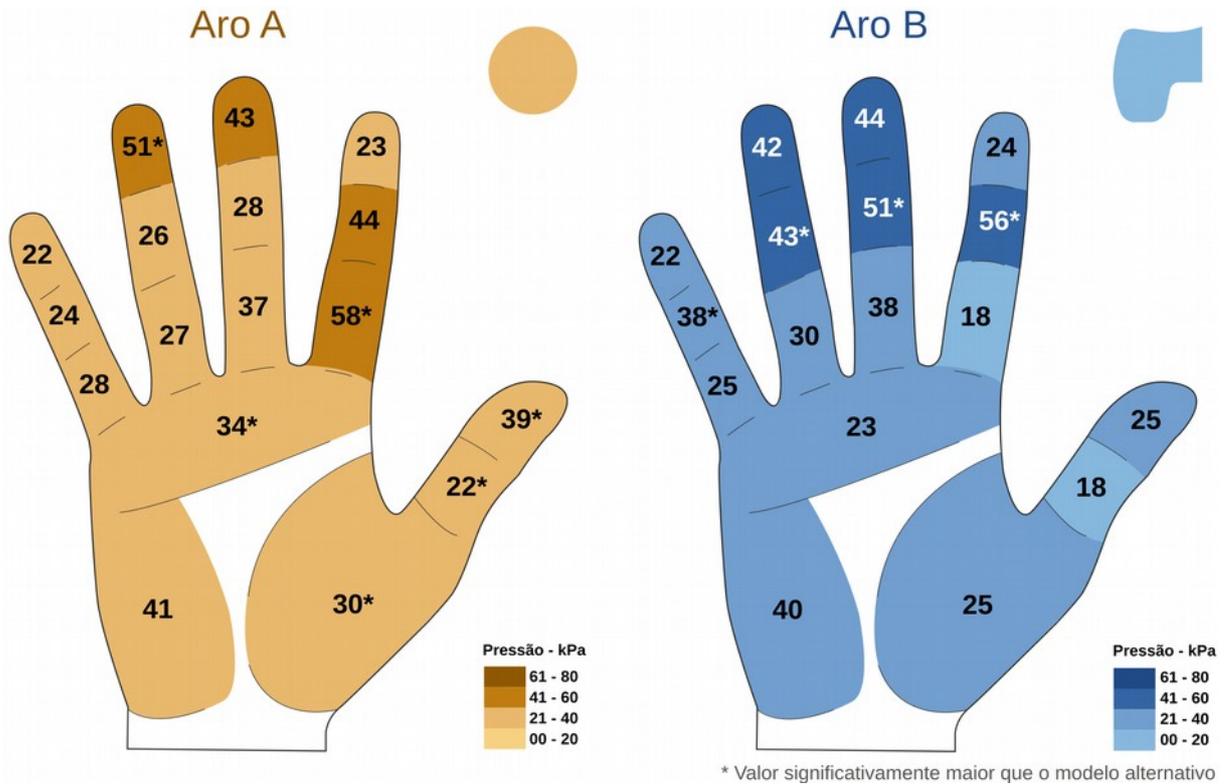
Com a utilização do aro B, houve correlação positiva moderada e significativa para o desconforto nas regiões medial do mínimo (Spearman,  $r_s=0,387$ ,  $p=0,035$ ) e hipotênar (Spearman,  $r_s=0,422$ ,  $p=0,018$ ). Para o esforço percebido, houve correlações negativa moderada para a região distal do indicador (Spearman,  $r_s=-0,516$ ,  $p=0,014$ ) e positiva moderada para a região hipotênar (Spearman,  $r_s=0,483$ ,  $p=0,006$ ).

#### **4.1.4 Curva à Esquerda - CE**

A Curva à Esquerda (CE) corresponde à segunda e última mudança de sentido realizada pelo sujeito no trajeto delimitado. A Figura 45 exhibe os valores médios de pressão máxima obtidos para cada região da mão direita durante as atividades com o aro A e aro B e destaca as regiões anatômicas cujos valores de pressão de contato foram significativamente maiores em relação ao modelo alternativo.

As comparações estatísticas entre os valores observados revelaram diferenças significativas em muitas regiões analisadas. O aro A exibiu níveis de pressão mais elevados para os sensores proximal (Wilcoxon,  $Z=-2,018$ ,  $p=0,044$ ) e distal (Wilcoxon,  $Z=-3,959$ ,  $p=0,000$ ) do dedo polegar, proximal do indicador (Wilcoxon,  $Z=-4,782$ ,  $p=0,000$ ), distal do anelar (Wilcoxon,  $Z=-3,567$ ,  $p=0,000$ ), metacarpal (Wilcoxon,  $Z=-4,840$ ,  $p=0,000$ ) e tênar (Wilcoxon,  $Z=-3,782$ ,  $p=0,000$ ). Já o aro B exibiu níveis de pressão mais elevados nas falanges médias dos dedos indicador (Wilcoxon,  $Z=-1,999$ ,  $p=0,046$ ), médio (Teste t,  $t(30)=-8,416$ ,  $p=0,000$ ), anelar (Teste t,  $t(30)=-7,985$ ,  $p=0,000$ ) e mínimo (Teste t,  $t(30)=-4,841$ ,  $p=0,000$ ).

Figura 45 - Pressão para cada região da mão direita com cada modelo de aro de propulsão em CE.



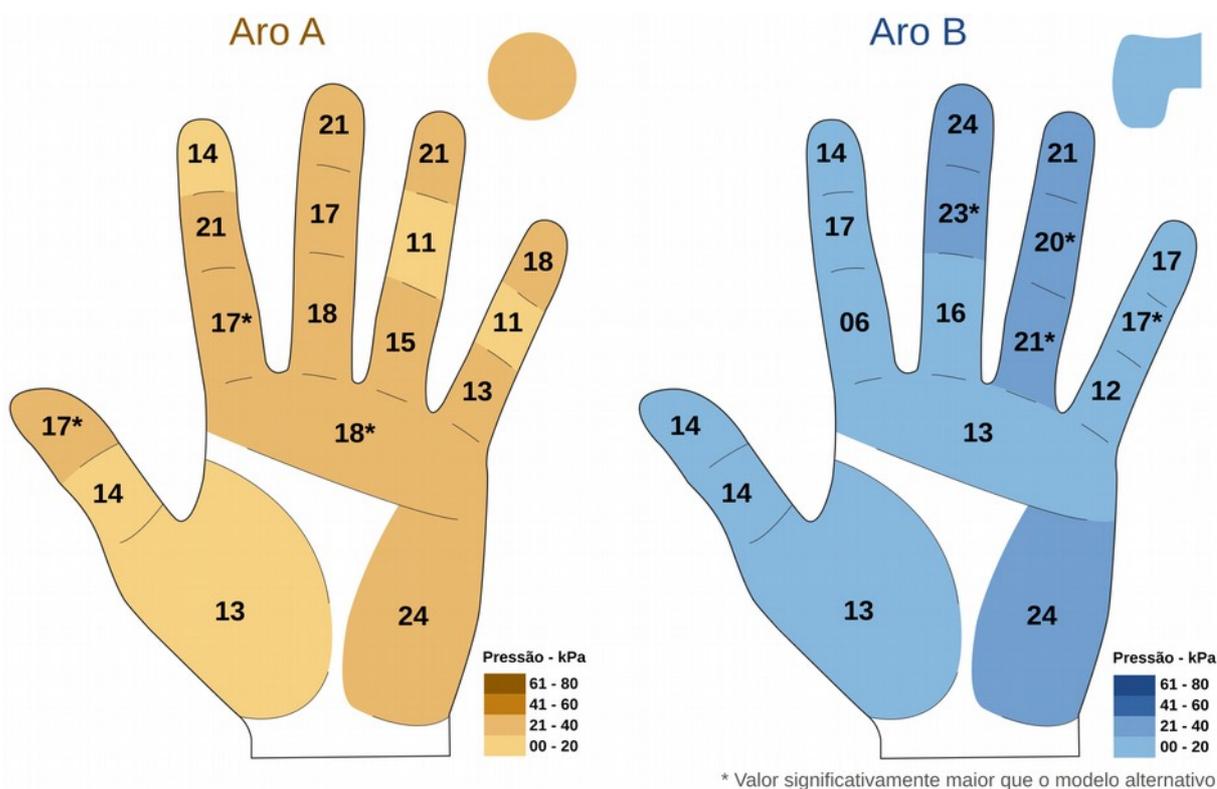
Fonte: o autor.

De acordo com a Figura 45, o aro A parece concentrar maiores níveis de pressão de contato no dedo polegar e em algumas regiões proximais e distais dos demais dedos. O mesmo também vale para a palma da mão, na qual houve maiores níveis na região metacarpal e tênar. Por outro lado o aro B concentra maiores níveis de pressão nas falanges médias dos dedos.

As análises de correlações com os dados da mão direita revelaram que, para CE não houve correlações significativas entre os níveis de pressão e a percepção da atividade quando da utilização do aro A. Já para o aro B houve correlação negativa moderada e significativa para a agradabilidade na região proximal do indicador (Spearman,  $r_s = -0,514$ ,  $p = 0,042$ ) e para o esforço percebido na região distal do anelar (Spearman,  $r_s = -0,379$ ,  $p = 0,036$ ).

A Figura 46 exibe os valores médios de pressão máxima obtidos para cada região da mão esquerda durante as atividades com o aro A e aro B e destaca as regiões anatômicas cujos valores de pressão de contato foram significativamente maiores em relação ao modelo alternativo.

Figura 46 - Pressão para cada região da mão esquerda com cada modelo de aro de propulsão em CE.



Fonte: o autor.

As comparações estatísticas entre os valores observados revelaram diferenças significativas entre algumas regiões analisadas. De maneira geral, os resultados para a mão esquerda são próximos àqueles da mão direita. O aro A exibiu níveis de pressão mais elevados para a falange distal do dedo polegar (Teste t,  $t(30)=2,057$ ,  $p=0,048$ ), região proximal do indicador (Wilcoxon,  $Z=-3,848$ ,  $p=0,000$ ) e região metacarpal (Wilcoxon,  $Z=-4,057$ ,  $p=0,000$ ). Já o aro B exibiu níveis de pressão mais elevados na falange proximal do dedo anelar (Wilcoxon,  $Z=-3,253$ ,  $p=0,001$ ), além das falanges médias dos dedos médio (Wilcoxon,  $Z=-3,292$ ,  $p=0,001$ ), anelar (Wilcoxon,  $Z=-3,410$ ,  $p=0,001$ ) e mínimo (Wilcoxon,  $Z=-3,538$ ,  $p=0,000$ ).

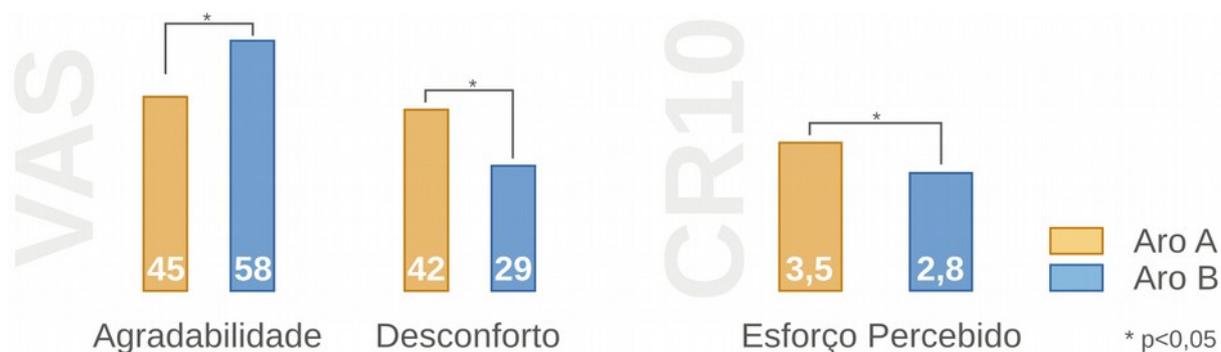
Da mesma forma que para a mão direita, o aro A parece concentrar maiores níveis de pressão de contato no dedo polegar e em algumas regiões proximais e distais dos demais dedos, além da região metacarpal. Já o aro B concentra maiores níveis de pressão nas falanges médias dos dedos. De maneira geral, também percebe-se que houve um registro de pressão de contato menor para a mão esquerda, se comparada à mão direita, independentemente do tipo de aro.

As análises de correlações com os dados da mão esquerda para o aro A revelaram que, para CE houve correlação negativa moderada e significativa entre os níveis de pressão e o desconforto na região média do dedo anelar (Spearman,  $r_s=-0,473$ ,  $p=0,026$ ). Já para o aro B houve correlação positiva moderada e significativa para o desconforto nas regiões medial do dedo indicador (Spearman,  $r_s=0,435$ ,  $p=0,043$ ) e mínimo (Spearman,  $r_s=0,450$ ,  $p=0,013$ ). Por outro lado houve correlação negativa moderada na região medial do dedo médio (Spearman,  $r_s=-0,397$ ,  $p=0,030$ ).

#### 4.1.5 Percepção da Atividade

Os aspectos perceptivos da atividade de locomoção com cadeira de rodas foram levantados por meio de três variáveis, mensuradas sempre após a execução da atividade com um modelo de aro, são elas: a agradabilidade, o desconforto e o esforço percebido. Como mencionado, a agradabilidade e o desconforto foram incluídos no mesmo protocolo, e foram mensurados com o auxílio de uma escala gráfica *Visual Analogue Scale* VAS (HAWKER et al., 2011). Já o esforço percebido foi avaliado por meio da Escala CR10 de Borg (BORG, 1982). A Figura 47 exibe os valores médios dessas variáveis para cada modelo de aro de propulsão analisado.

Figura 47 - Valores médios de agradabilidade, desconforto e esforço percebido para cada modelo de aro de propulsão.



Fonte: o autor.

As análises comparativas indicam que, quanto à agradabilidade, o aro B obteve valores significativamente maiores (Teste t,  $t(30)=-2,771$ ,  $p=0,009$ ) do que o aro A. Essa constatação foi consistente com o fato de que a percepção de desconforto foi significativamente maior para o aro A (Wilcoxon,  $Z=-2,823$ ,  $p=0,005$ ) se comparado ao aro B. Para o esforço percebido, o aro A também exibiu maiores valores (Wilcoxon,  $Z=-2,766$ ,  $p=0,006$ ) se comparado ao aro B.

## 4.2 Tesouras de poda

O experimento com as tesouras de poda foi caracterizado por uma atividade unimanual devido às restrições de uso dos modelos analisados. Com isso, os resultados obtidos se referem aos níveis de pressão de contato e percepção da atividade realizada exclusivamente com a mão direita. Nesse sentido, foram considerados inaptos os sujeitos ambidestros ou canhotos.

As análises comparativas entre os níveis de pressão em cada modelo revelaram diferenças significativas em doze das dezessete regiões analisadas. A Tabela 7 exibe os testes estatísticos aplicados e os resultados das comparações entre os três modelos de tesouras para cada região analisada.

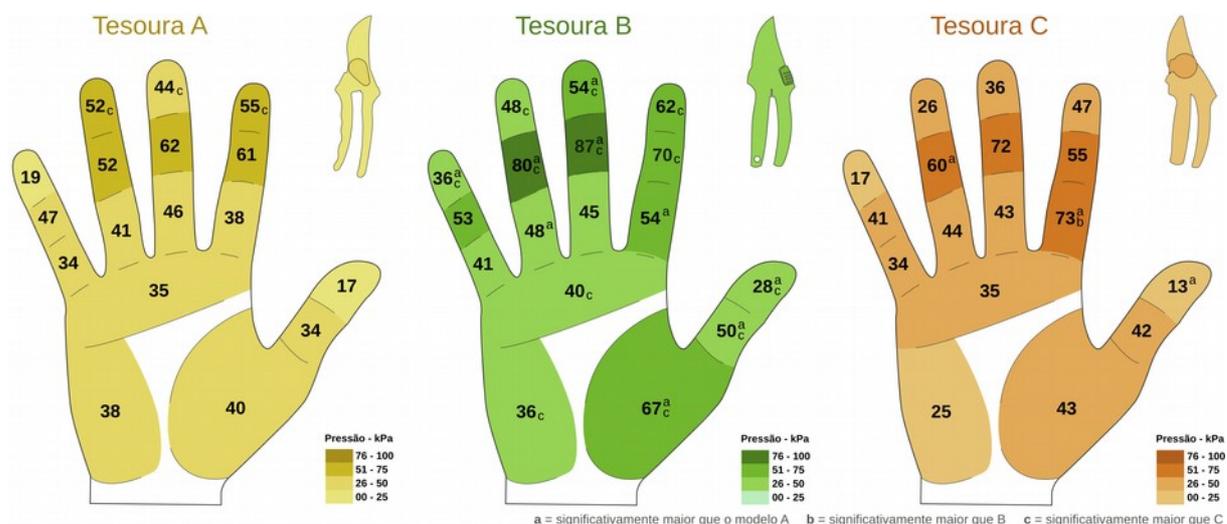
Tabela 7 - Comparações estatísticas entre modelos para cada região da mão direita.

<b>Região</b>	<b>Teste</b>	<b>Resultado</b>
<b>Ppol</b>	Friedman	$\chi^2(2)=16,377$ , $p=0,000$
<b>Dpol</b>	Friedman	$\chi^2(2)=16,024$ , $p=0,000$
<b>Pind</b>	Friedman	$\chi^2(2)=28,667$ , $p=0,000$
<b>Mind</b>	Friedman	$\chi^2(2)=8,309$ , $p=0,016$
<b>Dind</b>	Friedman	$\chi^2(2)=13,000$ , $p=0,002$
<b>Pmed</b>	Friedman	$\chi^2(2)=3,744$ , $p=0,154$
<b>Mmed</b>	ANOVA	$F(2,90)=16,293$ , $p=0,000$
<b>Dmed</b>	Friedman	$\chi^2(2)=29,235$ , $p=0,000$
<b>Pane</b>	Friedman	$\chi^2(2)=5,131$ , $p=0,077$
<b>Mane</b>	Friedman	$\chi^2(2)=28,231$ , $p=0,000$
<b>Dane</b>	Friedman	$\chi^2(2)=32,579$ , $p=0,000$
<b>Pmin</b>	Friedman	$\chi^2(2)=1,755$ , $p=0,416$
<b>Mmin</b>	Friedman	$\chi^2(2)=5,293$ , $p=0,071$
<b>Dmin</b>	Friedman	$\chi^2(2)=8,990$ , $p=0,011$
<b>Mc</b>	Friedman	$\chi^2(2)=8,051$ , $p=0,018$
<b>Ten</b>	Friedman	$\chi^2(2)=43,626$ , $p=0,000$
<b>Hip</b>	Friedman	$\chi^2(2)=4,750$ , $p=0,093$

Fonte: o autor.

Os valores obtidos para os níveis de pressão de contato em cada região da mão analisada em cada modelo de tesoura podem ser visualizados na Figura 48. As comparações cujos valores de pressão de contato foram significativamente maiores são indicadas pela letra do modelo.

Figura 48 - Pressão de contato por área da mão direita em cada modelo de tesoura de poda.



Fonte: o autor.

Como visível na Figura 48, a tesoura A exibiu valores de pressão de contato abaixo das demais em seis regiões analisadas, embora essas diferenças não sejam significativas em todas as ocasiões. As análises *pos hoc* revelaram que níveis de pressão significativamente maiores ocorreram apenas em relação à tesoura C, nas regiões distais dos dedos indicador (Wilcoxon,  $Z=-2,242$ ,  $p=0,025$ ), médio (Wilcoxon,  $Z=-3,289$ ,  $p=0,001$ ) e anelar (Wilcoxon,  $Z=-4,625$ ,  $p=0,000$ ).

A tesoura B exibiu os maiores níveis de pressão em quase todas as regiões da mão. Para o dedo polegar houve registro de pressão significativamente maior na região proximal do polegar, em relação à tesoura A (Wilcoxon,  $Z=-3,774$ ,  $p=0,000$ ) e também à tesoura C (Wilcoxon,  $Z=-3,178$ ,  $p=0,001$ ). Para o dedo indicador houve maior pressão em relação à tesoura A na região proximal (Wilcoxon,  $Z=-2,739$ ,  $p=0,006$ ) e à tesoura C na região medial (Wilcoxon,  $Z=-2,797$ ,  $p=0,005$ ) e distal (Wilcoxon,  $Z=-3,085$ ,  $p=0,002$ ).

Para o dedo médio, houve registros de maiores níveis de pressão de contato nas regiões medial em relação a A (Tukey HSD,  $p=0,000$ ) e C (Tukey HSD,  $p=0,003$ ) e também na região distal, em relação a A (Wilcoxon,  $Z=-3,034$ ,  $p=0,002$ ) e C (Wilcoxon,  $Z=-4,433$ ,  $p=0,000$ ).

Para o dedo anelar esse comportamento foi observado na região proximal em relação a A (Wilcoxon,  $Z=-2,674$ ,  $p=0,007$ ) e medial em relação a A (Wilcoxon,  $Z=-4,083$ ,  $p=0,000$ ) e C (Wilcoxon,  $Z=-4,124$ ,  $p=0,000$ ). Na região distal do dedo anelar houve maior pressão apenas em relação a C (Wilcoxon,  $Z=-4,236$ ,  $p=0,000$ ).

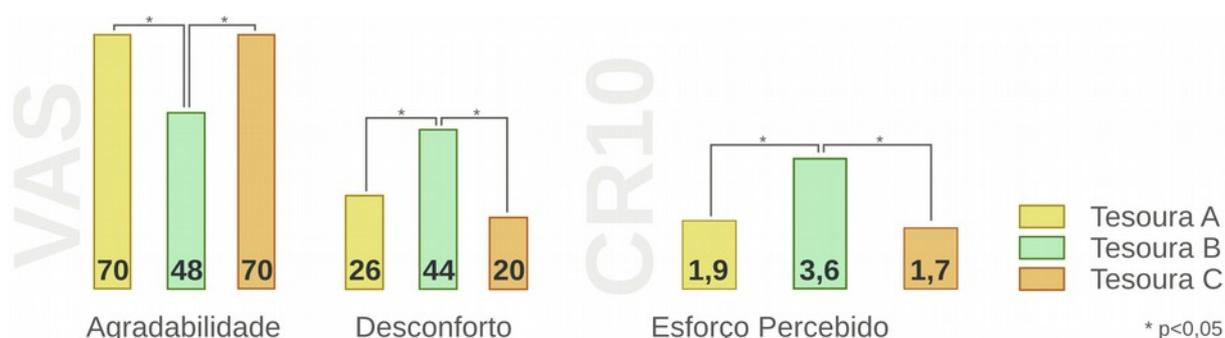
No dedo mínimo houve maiores registros apenas na região distal em relação à A (Wilcoxon,  $Z=-2,591$ ,  $p=0,010$ ) e C (Wilcoxon,  $Z=-2,934$ ,  $p=0,003$ ). A região metacarpal também se mostrou com maiores níveis de pressão em relação à C (Wilcoxon,  $Z=-2,016$ ,  $p=0,044$ ). Esse comportamento também foi observado na região ténar em relação a A (Wilcoxon,  $Z=-4,860$ ,  $p=0,000$ ) e C (Wilcoxon,  $Z=-4,762$ ,  $p=0,000$ ). Finalmente, para a região hipotênar em relação à C (Wilcoxon,  $Z=-2,221$ ,  $p=0,026$ ) também houve maior pressão de contato.

Por fim, de acordo com a Figura 48, a tesoura C exibiu o maior nível de pressão apenas na região proximal do indicador. As comparações estatísticas revelam que a tesoura C exibiu níveis de pressão significativamente maiores do que a tesoura A na região proximal do dedo polegar (Wilcoxon,  $Z=-2,479$ ,  $p=0,013$ ). O mesmo foi observado na região proximal do indicador quando comparada à tesoura A (Wilcoxon,  $Z=-4,247$ ,  $p=0,000$ ) e à tesoura B (Wilcoxon,  $Z=-3,857$ ,  $p=0,000$ ). Esse comportamento também foi observado em relação à tesoura A na região medial do dedo anelar (Wilcoxon,  $Z=-2,160$ ,  $p=0,031$ ).

#### 4.2.1 Percepção da Atividade

Os aspectos perceptivos da atividade de corte com tesouras de poda também foram levantados por meio de três variáveis, mensuradas sempre após a execução da atividade com um modelo de tesoura, são elas: a agradabilidade, o desconforto e o esforço percebido. Como mencionado, a agradabilidade e o desconforto foram incluídos no mesmo protocolo, e foram mensurados com o auxílio de uma escala gráfica VAS (HAWKER et al., 2011). Já o esforço percebido foi avaliado por meio da Escala CR10 de Borg (BORG, 1982). A Figura 49 exibe os valores médios dessas variáveis para cada modelo de tesoura de poda analisado.

Figura 49 - Valores médios de agradabilidade, desconforto e esforço percebido para cada modelo de tesoura de poda.



Fonte: o autor.

As análises comparativas indicam que houve diferenças significativas entre os modelos de tesouras em todas as variáveis analisadas. A Tabela 8 exhibe os testes estatísticos aplicados e os resultados das comparações entre os três modelos de tesouras para cada variável analisada.

Tabela 8 - Resultados das comparações estatísticas entre os modelos de tesouras A, B e C.

Variável	Teste	Resultado
Agradabilidade	ANOVA	$F(2,90)=14,318, p=0,000$
Desconforto	Friedman	$\chi^2(2)=14,198, p=0,001$
Esforço	Friedman	$\chi^2(2)=33,333, p=0,000$

Fonte: o autor.

As análises *pos hoc* indicam que não houve diferença significativa entre a tesoura A e a tesoura C em nenhuma variável analisada. A tesoura B, no entanto, exibiu os menores valores de agradabilidade, tanto em relação à A (Tukey HSD,  $p=0,000$ ) quanto à C (Tukey HSD,  $p=0,000$ ). Essa observação foi consistente com o nível de desconforto significativamente maior de B em relação a A (Wilcoxon,  $Z=-2,960, p=0,003$ ) e C (Wilcoxon,  $Z=-3,168, p=0,001$ ).

O esforço percebido também comprovou o observado com as variáveis anteriores, uma vez que o modelo B exibiu os maiores níveis de esforço percebido em relação à A (Wilcoxon,  $Z=-4,395, p=0,000$ ) e também C (Wilcoxon,  $Z=-4,561, p=0,000$ ).

#### 4.2.2 Correlações entre Pressão de Contato e Percepção da Atividade

As análises de correlações com os dados relativas à pressão de contato da mão direita para o modelo de tesoura A revelou que houve correlação negativa moderada e significativa entre os níveis de pressão e a agradabilidade na região proximal do dedo médio (Spearman,  $r_s=-0,450, p=0,021$ ). Também houve correlação significativa entre o esforço percebido e a região proximal do dedo médio (Spearman,  $r_s=0,401, p=0,042$ ) para esse mesmo modelo de tesoura.

Para o modelo B também houve correlações negativas entre agradabilidade e pressão de contato para a região distal do dedo médio (Spearman,  $r_s=-0,488, p=0,006$ ) e distal do anelar (Spearman,  $r_s=-0,624, p=0,000$ ). Quanto ao desconforto houve correlações positivas moderadas com as regiões distal do dedo médio (Spearman,  $r_s=0,392, p=0,032$ ) e distal do anelar (Spearman,  $r_s=0,539, p=0,003$ ).

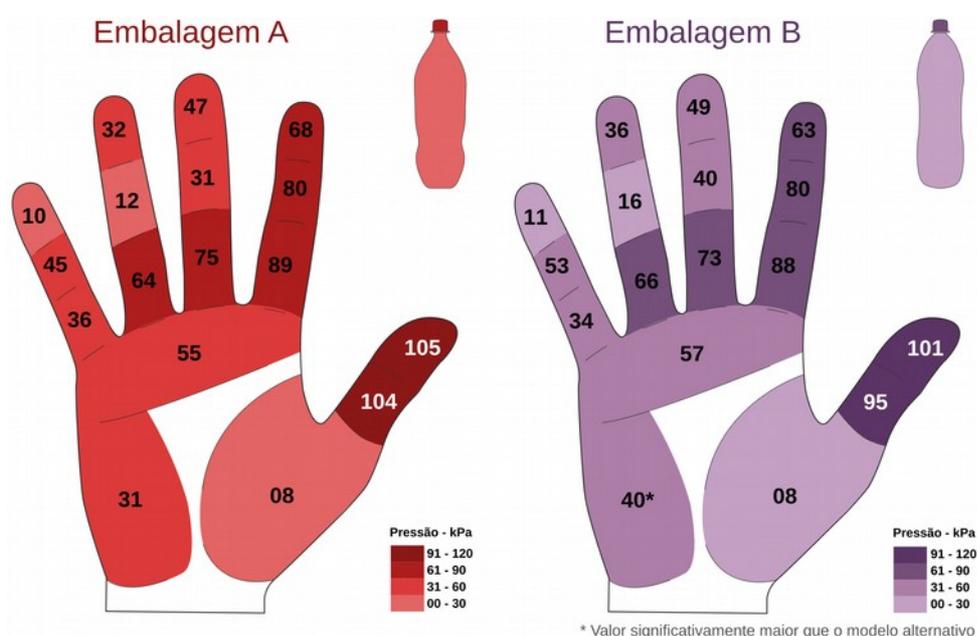
Por fim, para o modelo C houve correlação negativa moderada e significativa para a agradabilidade e a região distal do dedo anelar (Spearman,  $r_s=0,511$ ,  $p=0,018$ ). Para o desconforto houve correlação negativa moderada para a região metacarpal (Spearman,  $r_s=0,419$ ,  $p=0,026$ ). Para o esforço percebido houve correlação positiva forte apenas na região distal do dedo mínimo (Spearman,  $r_s=0,611$ ,  $p=0,027$ ). Em todas as demais variáveis e regiões não foram observadas quaisquer correlações significativas.

### 4.3 Embalagens PET para Refrigerantes

O experimento com as embalagens PET para refrigerantes consistiu em uma atividade bimanual, porém sem características simétricas, uma vez que a mão esquerda foi sempre posicionada no ombro da embalagem e a direita sempre na tampa. Houve então a coleta dos níveis de pressão de contato para ambas as mãos. Nesse sentido, também foram considerados inaptos os sujeitos ambidestros ou canhotos.

Como mencionado, houve apenas uma tentativa de abertura, na qual um indicativo sonoro indicou ou o alcance da força de torque necessária para abertura (1,37N.m) ou o término por tempo. Em ambos os casos o sinal sonoro foi o mesmo. Os valores obtidos para os níveis de pressão de contato em cada região da mão direita em cada modelo de embalagem podem ser visualizados na Figura 50. Os asteriscos destacam as regiões anatômicas cujos valores de pressão de contato foram significativamente maiores em relação ao modelo alternativo.

Figura 50 - Pressão de contato por área da mão direita em cada modelo de embalagem.

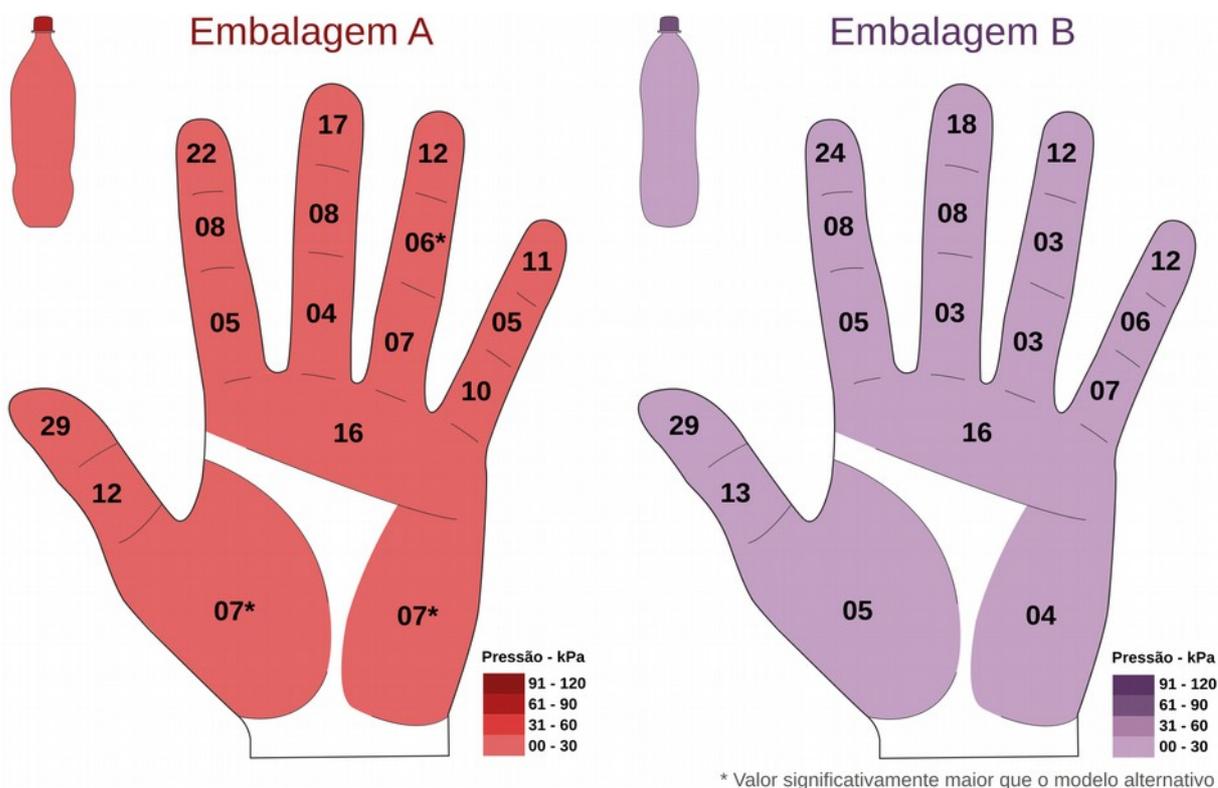


Fonte: o autor.

As comparações estatísticas revelaram que houve diferenças apenas para a região hipotênar (Wilcoxon,  $Z=-2,357$ ,  $p=0,018$ ), sendo que a embalagem B apresentou valor de pressão de contato significativamente maior do que a embalagem A.

Os valores obtidos para os níveis de pressão de contato em cada região da mão esquerda em cada modelo de embalagem podem ser visualizados na Figura 51. Os asteriscos destacam as regiões anatômicas cujos valores de pressão de contato foram significativamente maiores em relação ao modelo alternativo.

Figura 51 - Pressão de contato por área da mão esquerda em cada modelo de embalagem.



Fonte: o autor.

As comparações estatísticas revelaram que houve diferenças apenas para a região medial do dedo anelar (Wilcoxon,  $Z=-2,134$ ,  $p=0,033$ ), ténar (Wilcoxon,  $Z=-2,008$ ,  $p=0,045$ ) e hipotênar (Wilcoxon,  $Z=-1,978$ ,  $p=0,048$ ). Em todos esses casos, a embalagem A apresentou valores significativamente maiores de pressão de contato quando comparada ao modelo B.

#### 4.3.1 Força de Torque para Abertura

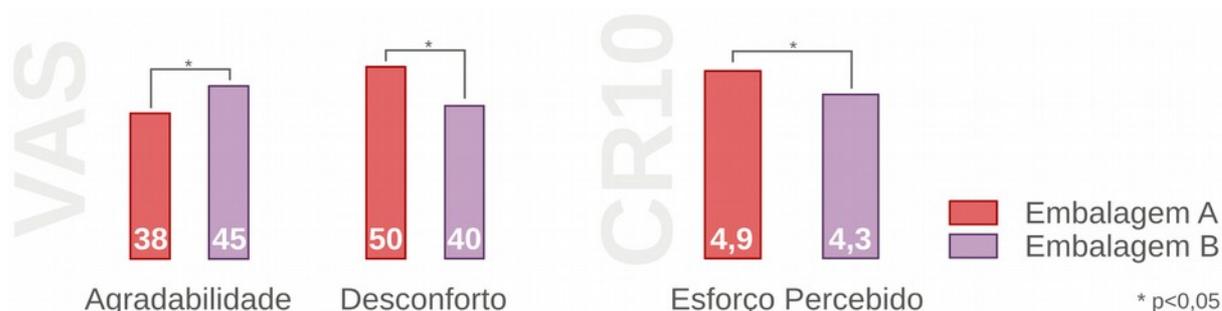
O levantamento das forças de torção para abertura das embalagens indicou que os participantes conseguiram aplicar uma força de torque média de 1,12N.m (d.p. 0,25N.m) na embalagem A. Para a embalagem B esse valor foi significativamente maior (Wilcoxon,  $Z=-2,467$ ,  $p=0,014$ ), correspondendo a 1,20N.m (d.p. 0,26N.m).

Ambos os valores médios apurados estão abaixo do valor de 1,37N.m apurado como necessário por Silva (2012). Mesmo assim, quando são analisados os valores apurados individualmente, percebe-se que dos trinta sujeitos participantes do estudo, 22 não foram capazes de atingir o patamar necessário com o uso da embalagem A. Já para a embalagem B essa quantia caiu para 16. Deve-se considerar também o efeito restritivo das luvas na aplicação de forças (KINOSHITA, 1999).

#### 4.3.2 Percepção da Atividade

Os aspectos perceptivos da atividade de abertura de embalagens PET foram levantados por meio de três variáveis, mensuradas sempre após a execução da atividade com um modelo de embalagem, são elas: a agradabilidade, o desconforto e o esforço percebido. Como mencionado, a agradabilidade e o desconforto foram incluídos no mesmo protocolo, e foram mensurados com o auxílio de uma escala gráfica VAS (HAWKER et al., 2011). Já o esforço percebido foi avaliado por meio da Escala CR10 de Borg (BORG, 1982). A Figura 52 exibe os valores médios dessas variáveis para cada modelo de embalagem analisado.

Figura 52 - Valores médios de agradabilidade, desconforto e esforço percebido para cada modelo de embalagem PET.



Fonte: o autor.

As análises comparativas indicam que, quanto à agradabilidade, o modelo B obteve valores significativamente maiores (Wilcoxon,  $Z=-2,140$ ,  $p=0,032$ ) do que o modelo A. Essa constatação foi consistente com o fato de que a percepção de desconforto foi significativamente maior para o modelo A (Wilcoxon,  $Z=-2,357$ ,  $p=0,018$ ) se comparado ao aro B. Já para o esforço percebido não houve diferenças estatisticamente significativas.

### 4.3.3 Correlações entre Pressão de Contato e Percepção da Atividade

As análises de correlações com os dados relativos à pressão de contato da mão direita para o modelo de embalagem A revelou que houve correlação positiva moderada e significativa entre os níveis de pressão e a agradabilidade para o dedo polegar, tanto na região proximal (Spearman,  $r_s=0,379$ ,  $p=0,043$ ) quanto na distal (Spearman,  $r_s=0,523$ ,  $p=0,004$ ).

O mesmo ocorreu para a região proximal (Spearman,  $r_s=0,470$ ,  $p=0,009$ ) e medial (Spearman,  $r_s=0,483$ ,  $p=0,031$ ) do dedo médio, proximal do anelar (Spearman,  $r_s=0,589$ ,  $p=0,001$ ), do mínimo (Spearman,  $r_s=0,536$ ,  $p=0,018$ ) e metacarpal (Spearman,  $r_s=0,430$ ,  $p=0,020$ ). Adicionalmente houve uma correlação positiva forte na região distal do dedo anelar (Spearman,  $r_s=0,625$ ,  $p=0,002$ ). Tanto o desconforto quanto o esforço percebido não apresentaram correlações significativas.

Para o modelo B e mão direita houve correlação positiva moderada apenas entre agradabilidade e pressão de contato para a região distal do dedo polegar (Spearman,  $r_s=0,402$ ,  $p=0,031$ ). Também não houve qualquer correlação significativa entre desconforto ou esforço percebido e os níveis de pressão para qualquer região analisada.

Quanto à mão esquerda e modelo A, houve correlação negativa moderada e significativa entre agradabilidade e pressão de contato para a região distal do dedo indicador (Spearman,  $r_s=-0,561$ ,  $p=0,002$ ). Para o esforço percebido houve correlações positivas moderada para a região tênar (Spearman,  $r_s=0,549$ ,  $p=0,018$ ) e positiva forte para a região hipotênar (Spearman,  $r_s=0,804$ ,  $p=0,009$ ). Em todas as demais variáveis e regiões não foram observadas quaisquer correlações significativas. Para o modelo de embalagem B e mão esquerda também não houve qualquer correlação significativa.

## 5 DISCUSSÃO

A pressão de contato é uma variável importante no design de produtos, porém os meios para se quantificá-la no uso de interfaces manuais ainda são poucos. O sistema Grip Versatek parece ser adequado à avaliação da distribuição de pressão na interface mão-objeto em situações diversas. Essa constatação é relevante para o design de produtos, especialmente para as interfaces manuais.

Os experimentos realizados permitem identificar as diferenças na distribuição de pressão relacionadas ao design da interface. Para os aros propulsores de cadeiras de rodas, os maiores níveis de pressão estiveram perto de 60kPa. Foi constatado que valores de pressão de contato em torno de 10kPa já são suficientes para causar danos à pele (ARMSTRONG, 1985; GOOSSENS et al., 2000).

Visto que os efeitos da pressão de contato são proporcionais ao tempo de aplicação (ARMSTRONG, 1985) e a atividade de propulsão é rotineira e repetitiva, pressões dessa magnitude podem causar desconforto, ou até mesmo dor aos seus utilizadores.

Os resultados apontam que o modelo tradicional (A), que possui uma interface cilíndrica de 20mm de diâmetro, concentrou pressão nas falanges distais dos dedos, palma da mão (região tênar e metacarpal) e polegar (regiões proximal e distal).

Isso pode estar relacionado às pequenas dimensões dessa interface, o que favorece uma preensão com as extremidades dos dedos. Hwang *et al.* (2011) relatam que as forças nos tendões são duas a três vezes maiores quando as forças são aplicadas nas regiões distais, em comparação às falanges médias.

Além disso, uma pequena superfície de contato implica em maior atividade muscular para estabilizar a mão no aro, prejudicando o aproveitamento da atividade muscular para a propulsão. Há relatos de que os usuários desse tipo de aro acabam por segurar simultaneamente o aro e o pneu, a fim de obter uma empunhadura mais adequada à propulsão (MEDOLA et al., 2014a).

Já o aro ergonômico (B) apresentou melhores resultados no que tange a distribuição de pressão ao longo da superfície da mão. Porém, esse mesmo modelo apresentou níveis de pressão elevados nas falanges médias dos dedos indicador, médio, anelar e mínimo. Porém, em raras situações houve registro de pressão de contato maiores que no modelo anterior em outras regiões.

Estudos anteriores indicaram que o design do modelo B havia reduzido as forças de contato entre a mão e o aro de propulsão nas falanges distais e na região metacarpal (MEDOLA et al., 2014a, 2014b). O presente estudo acrescenta informações a essa análise à medida que a área sensível do atual sistema é consideravelmente maior do que o sistema utilizado anteriormente (sensores FSRs).

Nesse sentido, entende-se que as saliências nesse modelo de aro podem ter respondido por esse resultado, uma vez que um posicionamento deslocado dos dedos pode fazer com que os mesmos entrem em contato com essas saliências e aumente o nível de pressão de contato. Essa informação pode contribuir para a remodelagem do produto, melhorando suas qualidades ergonômicas e de usabilidade.

Como limitações dessa etapa do estudo deve-se destacar que os aros não possuíam o mesmo modelo de pneu. Embora os diâmetros dos aros e dos pneus fossem os mesmos, as características discrepantes podem ter influenciado a aderência ao piso, modificando a força de impulsão necessária e, portanto, o nível de pressão de contato. No entanto, se essa influência existe, não foi perceptível.

Além disso, pode-se questionar o efeito do coeficiente de atrito das interfaces analisadas, uma vez que o aro convencional tem sua interface em aço e o aro ergonômico é construído em polímero. Porém, destaca-se aqui que ambos os modelos possuem acabamento com tinta esmalte sintético, o que minimiza a influência desse aspecto. Estudos adicionais devem ser realizados para investigar os aspectos mencionados.

A percepção da atividade comprovou os resultados encontrados nesse e em estudos anteriores, uma vez que o aro B foi melhor avaliado em relação à agradabilidade, desconforto e também ao esforço percebido. Essa constatação também demonstra coerência das variáveis subjetivas com as objetivas, destacando a importância de se avaliar ambos os aspectos durante uma atividade.

No entanto, as correlações entre os níveis de pressão e a percepção da atividade foram esparsas para ambas as mãos e em todas as etapas do trajeto. Com isso, não há evidências suficientes para evidenciar as hipóteses de correlação entre pressão de contato e percepção.

As limitações dessa análise estão relacionadas ao fato de que a percepção da atividade foi pós-tarefa, não estando ligada diretamente a uma etapa específica do trajeto. Além disso, cada região anatômica da mão foi avaliada individualmente. Análises adicionais

podem levar em consideração a sensibilidade diferenciada de algumas dessas regiões (FRANSSON-HALL; KILBOM, 1993; JOHANSSON et al., 1999).

No segundo experimento, envolvendo a utilização de tesouras de poda, foi possível identificar pressões próximas a 90kPa. Valores de pressão nessa ordem estão próximos ao limiar de desconforto relatado por Fransson-Hall e Kilbom (1993), que é de 104kPa e cerca da metade do exposto por Aldien *et al.* (2005), que é de 188kPa para os dedos e 100kPa para a palma da mão.

Os elevados níveis de pressão são indicativos de interface com área reduzida, na qual não foi explorado o uso de materiais macios, como sugerido por Hwang *et al.* (2011) e Iida (2005). Todos os modelos possuíam pouco ou nenhum acolchoamento nas pegas. Nesse sentido, o fato de o modelo A ser comparável ao modelo C (o qual tem um design premiado internacionalmente) pode ser devido à sua maior área de pega e material com textura emborrachada e suave ao toque.

Destaca-se aqui também que foi possível notar o mesmo padrão de distribuição de pressão descrito por Hwang *et al.* (2011), no qual os maiores valores foram observados nas falanges médias dos sujeitos do sexo masculino.

Também foi possível verificar diferenças na distribuição de pressão ocasionadas pelo design da empunhadura (cabo) das tesouras. Os resultados obtidos corroboram os encontrados por Campos (2014), uma vez que a tesoura A e C (identificada no estudo da autora como G e I, respectivamente) não diferiram significativamente entre si e obtiveram os melhores resultados de distribuição de pressão.

Nesse caso, os sulcos e saliências no cabo da tesoura A não parecem ter causado maiores níveis de pressão de contato. Isso pode estar relacionado às características da atividade, na qual a mão direita do sujeito segurou constantemente o cabo da tesoura, ao contrário do que ocorreu com os aros propulsores, nos quais múltiplos contatos eram realizados.

De maneira geral, ao se comparar a tesoura A com a C, a primeira exibiu maiores níveis de pressão nas regiões distais dos dedos (indicador, médio e anelar). Já a tesoura C exibiu maiores níveis de pressão de contato nas regiões proximais (indicador) e mediais (anelar). Essa constatação pode estar associada às características dos cabos desses modelos. A primeira, embora com cabo mais longo, tem vão menor que a segunda, enquanto a tesoura C possui mecanismo giratório para manter a posição dos dedos constante.

Já a tesoura B (identificada como D no estudo da autora) apresentou os maiores níveis de pressão. Essa diferença foi significativa para muitas das regiões da mão, principalmente nos dedos indicador, médio, anelar e para a palma da mão.

Esses resultados foram confirmados pela percepção da atividade, na qual as tesouras A e C não diferiram significativamente em nenhuma ocasião. Já a tesoura B apresentou as piores avaliações em relação à demais quanto à agradabilidade, desconforto e também esforço percebido.

Da mesma forma que no experimento anterior, as correlações entre distribuição de pressão e percepção da atividade são esparsas e não comprovam qualquer relação entre os níveis de pressão e a agradabilidade, desconforto ou esforço percebido.

Quanto ao terceiro experimento, realizado com as embalagens PET, houve grande concentração de pressão nos dedos polegar e indicador, diretamente envolvidos no processo de abertura. Nesses dedos os níveis de pressão superaram os 100kPa. Embora não seja uma atividade que requer movimentos repetitivos como as anteriores, níveis de pressão tão altos podem ocasionar desconforto, dor ou lesões instantâneas na pele (ALDIEN et al., 2005; ARMSTRONG, 1985; FRANSSON-HALL; KILBOM, 1993; JOHANSSON et al., 1999).

Mesmo assim, os modelos analisados pouco diferiram na concentração de pressão. Porém, a força de torque aplicada foi significativamente maior no modelo B, se comparado ao aro A. Ainda que as médias não tenham alcançado o estabelecido em literatura para realizar a abertura, essa constatação implica em maior aplicação de força de abertura por parte dos sujeitos, sem alterações expressivas no níveis de pressão.

Com isso, entende-se que o modelo de embalagem B propicia melhores condições de abertura em relação ao modelo A. Isso é condizente com os resultados da avaliação da agradabilidade e desconforto, nas quais o modelo B foi considerado superior. Essa evidência corrobora estudo anterior, desenvolvido pelo autor do presente estudo (SILVA, 2012), no qual esse modelo ofereceu maior transmissão de força de torque e a melhor avaliação quanto à percepção de abertura.

Adicionalmente, os modelos avaliados não diferiram na percepção de esforço. Embora a transmissão de força tenha sido superior para o modelo B (o que poderia ter gerado maior percepção de esforço), os níveis de pressão de contato relativamente estáveis podem ter contribuído para equilibrar os valores de percepção dos utilizadores. Essa relação deve ser estudada em maior profundidade em estudos futuros.

As limitações desse estudo incluem o fato de que a luva restringiu a aplicação de momentos de forças por parte dos sujeitos. Esse aspecto teve impacto direto na estipulação dos procedimentos, particularmente o que limitou o tempo de aplicação de forças a cinco segundos. Disso também resulta que os valores de força encontrados têm fins comparativos, não sendo adequados para dimensionamento. Para esse fim recomenda-se consultar a tabela publicada por Silva (2012).

Tal como no experimento com os aros, pode-se questionar a influência dos coeficientes de atrito. Nesse caso, os corpos das embalagens não sofreram qualquer modificação em sua superfície externa. Já para as tampas seria esperado que a embalagem A promovesse maiores forças de torque, visto que as ranhuras em sua tampa permitem maior atrito com as mãos. No entanto, esse aspecto não influenciou positivamente os resultados desse modelo.

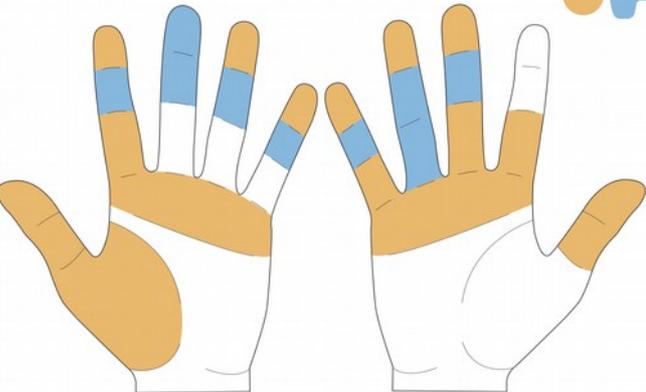
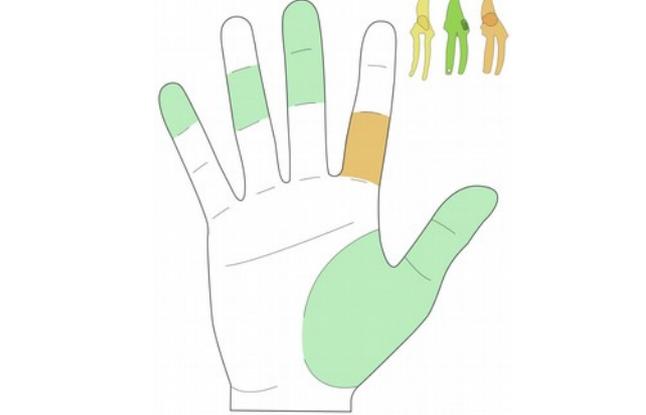
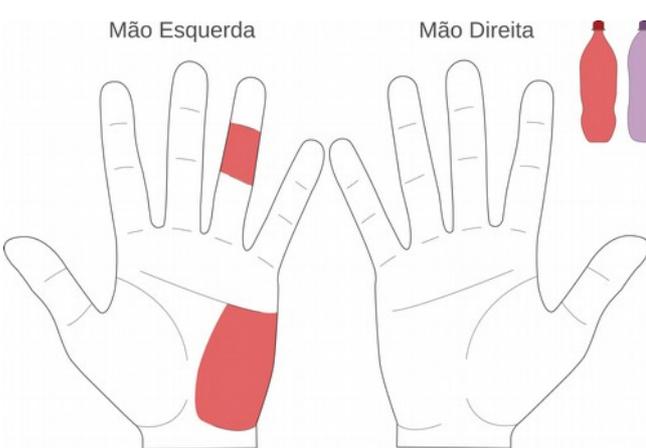
A exemplo dos experimentos anteriores, as correlações entre os níveis de pressão de contato em cada região e a percepção da atividade foram esparsas. Deve-se destacar que, tanto nesse quanto nos experimentos anteriores, a percepção da atividade é global, não estando diretamente ligada à uma região específica da mão ou mãos (direita ou esquerda). Nesse sentido, um tratamento de dados diferenciado pode revelar novos resultados.

De maneira geral, embora as atividades acarretassem em elevados níveis de pressão em algumas áreas, o desconforto relatado foi mediano, sendo de 35,5 para os aros de propulsão, 45 para as tesouras de poda e 45 também para as embalagens PET. A agradabilidade para os três experimentos seguiu a mesma tendência, sendo 51,5 para os aros de propulsão, 63 para as tesouras de poda e 41,5 para as embalagens PET.

Da mesma forma, o esforço percebido se manteve relativamente baixo. Para os aros de propulsão foi 3,2, o que corresponde a um valor intermediário entre “moderado” e “forte”, 2,4 para as tesouras de poda (fraco – moderado) e 4,6 para as embalagens PET (moderado – forte).

A Tabela 9 apresenta resumidamente os resultados obtidos nas avaliações de pressão de contato para as três interfaces. Nessa tabela é possível observar a distribuição de pressão acarretada por cada modelo de cada interface analisada. As áreas em branco representam aquelas nas quais os modelos não diferiram significativamente.

Tabela 9 - Quadro resumo dos resultados.

Imagem	Descrição
<p>Mão Esquerda      Mão Direita</p> 	<p>Experimento realizado com ambas as mãos simultaneamente. A imagem representa uma união dos resultados dos quatro segmentos do percurso realizado.</p> <p><b>Aro A:</b> maiores níveis de pressão no polegar, região da palma e falanges distais das mãos.</p> <p><b>Aro B:</b> maiores níveis de pressão nas falanges médias das mãos.</p>
	<p>Experimento realizado apenas com a mão direita. As cores representam os maiores valores de pressão em relação a ambos os modelos restantes.</p> <p><b>Tesoura A:</b> não exibiu maiores níveis de pressão em nenhuma região da mão.</p> <p><b>Tesoura B:</b> maiores níveis de pressão na região do polegar, tênar, falanges médias dos dedos médio e anelar, bem como nas distais do médio e mínimo.</p> <p><b>Tesoura C:</b> maior nível de pressão na região proximal do indicador.</p>
<p>Mão Esquerda      Mão Direita</p> 	<p>Experimento realizado com ambas as mãos, mas sempre com a mão direita na tampa e aplicação de força no sentido anti-horário.</p> <p><b>Embalagem A:</b> maiores níveis de pressão na falange média do dedo anelar e tênar.</p> <p><b>Embalagem B:</b> não exibiu maiores níveis de pressão em nenhuma região.</p>

Fonte: o autor.

Os dados completos dos experimentos realizados foram publicados eletronicamente e podem ser acessados na plataforma Mendeley Data. As bases de dados estão disponíveis em:

- SILVA, D. C. S. Contact Pressure on Hands during the Use of Wheelchair. Mendeley Data, v1. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.17632/hv4yzz7vk9.1>>.
- SILVA, D. C. S. Contact Pressure on Hands during the Use of Pruning Shears. Mendeley Data, v1. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.17632/9jttxg9zg5.1>>.
- SILVA, D. C. S. Contact Pressure on Hands during the Use of PET Packaging. Mendeley Data, v1. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.17632/my725yb9mb.1>>.

## 6 CONCLUSÕES

O presente estudo realizou uma abordagem sobre a distribuição de pressão de contato na interface mão x objeto. O referencial teórico aponta como essa variável é importante para a compreensão dessa interface e, portanto, para o design ergonômico de instrumentos manuais.

Nesse estudo foram observados valores de pressão próximos a 60kPa para os aros de propulsão, 90kPa para as tesouras de poda e 100kPa para as embalagens PET. Constatou-se, portanto, que tais níveis são fatores determinantes na ocorrência de distúrbios fisiológicos na face palmar das mãos dos utilizadores.

Para os aros de propulsão, a ocorrência de elevados níveis de pressão é indicativa da falta de estabilidade das mãos devido a uma interface com pouca área de contato. O aro ergonômico (modelo B), por ser desenvolvido com preceitos ergonômicos, ofereceu maior área de contato e uma pega mais adequada.

Para as tesouras de poda, a ocorrência de níveis elevados de pressão é indicativa da concentração de pressão em estruturas anatômicas específicas da mão. O design da tesoura C parece se utilizar de preceitos ergonômicos, sendo premiado por suas inovações. Porém, na abordagem realizada por esse estudo obteve-se resultados similares com um cabo mais longo e material emborrachado. Esse é um aspecto essencial ao design dessas ferramentas, visto que possivelmente o investimento na engenharia e no design do modelo C foi consideravelmente maior. Disso concluiu-se que a falta de uma abordagem sistêmica no design de interfaces manuais pode comprometer os resultados desses projetos e, conseqüentemente, afetar empresas e consumidores.

Já nas embalagens PET para refrigerantes, a pressão excessiva é indicativa das dificuldades vivenciadas pelos seus utilizadores. O design foi o fator determinante para esses resultados, visto que apenas a configuração morfológica caracterizou a variável independente. Os resultados apontam também que, essas variações, embora não causassem diferenças nos níveis de pressão diretamente, ocasionaram níveis semelhantes para momentos de força discrepantes, o que se traduz numa eficiência maior.

As interfaces analisadas correspondem à expectativas de uso, ações biomecânicas e necessidades distintas dos seus utilizadores. Foi possível utilizar o sistema de avaliação de pressão em situações com forças normais associadas à tangenciais, bem como forças de preensão. Biomecanicamente os grupos musculares utilizados nas atividades também são diferentes (exceto os do antebraço, utilizados na preensão manual).

De maneira geral, conclui-se que a hipótese de que o design de interfaces manuais influencia na distribuição de pressão na face palmar das mãos dos utilizadores foi comprovada. Observa-se como consequência, que o sistema de mensuração empregado se mostrou robusto e confiável, adicionando informações mais precisas à avaliação ergonômica de interfaces manuais.

Em todas as etapas da coleta de dados, os resultados da percepção de agradabilidade, desconforto e esforço foram coerentes com os resultados da avaliação da pressão de contato, reforçando as diferenças entre os modelos analisados. A utilização da escala VAS para a agradabilidade e desconforto percebido, bem como a escala CR10 de Borg se mostraram robustas e eficientes para esse tipo de análise.

Porém, as sub-hipóteses de que haveria correlações entre a pressão de contato e a percepção da atividade não foram confirmadas. Foram observadas correlações esparsas e moderadas entre a pressão em algumas regiões anatômicas da mão e os dados de percepção, o que é insuficiente para se corroborar o pressuposto inicial.

Algumas das correlações se apresentaram contrárias ao esperado, indicando proporcionalidade entre pressão e agradabilidade, ou inversa entre pressão e esforço percebido. Destaca-se aqui que os dados devem ainda ser explorados segundo outros critérios de avaliação, como a pressão combinada por região macro anatômica da mão ou mesmo entre as mãos. No entanto, essas análises demandam uma investigação minuciosa a ser desenvolvida em estudos futuros.

Uma das limitações desse estudo envolveu o isolamento das variáveis gênero/sexo, idade e antropometria, as quais influenciam na capacidade de aplicação de forças dos sujeitos. Destaca-se aqui que a inclusão das variáveis gênero/sexo e idade acarretaria uma maior variedade de dimensões das mãos dos participantes e, portanto, um ajuste inadequado das luvas. Já a variável antropometria tornaria a coleta demasiadamente longa.

Com isso, foi definida uma amostra o mais homogênea possível, de forma que as diferenças obtidas refletissem as variáveis independentes desse estudo (em especial as diferenças ocasionadas pelo design). Apenas sujeitos do sexo masculino, com idades entre 18 e 35 anos participaram. A definição adicional de sujeitos destros foi necessária, uma vez que não houve a disponibilidade de interfaces adequadas à utilização da mão esquerda.

Já as contribuições para o meio acadêmico-científico envolveram a exploração de novos métodos e técnicas de avaliação de distribuição de pressão na face palmar durante o manuseio de interfaces manuais. Isto é fundamental para o desenvolvimento de projetos de produtos, uma vez que permite a avaliação de modelos e protótipos ainda nas fases iniciais do processo de design. Além disso, os resultados são relevantes para os utilizadores e o setor produtivo, os quais são beneficiários diretos de produtos projetados com maior segurança, eficiência e conforto.

É importante destacar que, embora a pressão de contato esteja ligada à área de contato entre as mãos e as interfaces, é preciso cautela ao generalizar os resultados. A bibliografia especializada aponta que as características da interface, desde as suas dimensões, formas e materiais são determinantes nas condições de uso. Embora seja possível melhorar as condições de uso alterando apenas uma delas, há limites para o quanto se pode aumentar uma pega sem prejudicar a sua funcionalidade.

De qualquer forma, a realização desse estudo também abre caminho para novos desenhos de estudos que incluam análises cada vez mais completas da interação dos utilizadores com as interfaces manuais. Estudos futuros podem incluir variáveis adicionais, como o gênero/sexo e a antropometria, bem como outras interfaces manuais.

Para os aros de propulsão de cadeiras de rodas, um estudo com utilizadores experientes (com limitações de mobilidade nos membros inferiores) pode oferecer dados em uma situação mais próxima à real. Da mesma forma, estudos envolvendo profissionais de jardinagem podem oferecer contribuições expressivas para o design das tesouras de poda. Já para as embalagens PET, a inclusão das variáveis sexo e idade seriam de grande valia.

Por fim, considera-se que o objetivo desse estudo foi alcançado, e suas principais contribuições estão ligadas à consolidação da variável pressão de contato como um importante fator a se considerar no design de interfaces manuais. Contribuições adicionais incluem o aprimoramento no design ergonômicos de interfaces manuais.

## REFERÊNCIAS

- ABERGO. **Norma ERG BR 1002 - Código de Deontologia do Ergonomista Certificado**Ouro Preto Associação Brasileira de Ergonomia, , 2003. Disponível em: <[http://www.abergo.org.br/arquivos/normas\\_ergbr/norma\\_erg\\_br\\_1002\\_deontologia.pdf](http://www.abergo.org.br/arquivos/normas_ergbr/norma_erg_br_1002_deontologia.pdf)>
- ABZUG, J. M.; CAPPEL, M. A. Benign acquired superficial skin lesions of the hand. **The Journal of hand surgery**, v. 37, n. 2, p. 378–93; quiz 393, fev. 2012.
- AGHAZADEH, F.; MITAL, A. Injuries due to handtools. Results of a questionnaire. **Applied Ergonomics**, v. 18, n. 4, p. 273–278, dez. 1987.
- ALDIEN, Y. et al. Contact pressure distribution at hand–handle interface: role of hand forces and handle size. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 35, n. 3, p. 267–286, mar. 2005.
- APTEL, M.; CLAUDON, L.; MARSOT, J. Integration of ergonomics into hand tool design: Principle and presentation of an example. **International Journal of Occupational Safety and Ergonomics**, v. 8, n. 1, p. 107–115, 2002.
- ARMSTRONG, T. J. Mechanical considerations of skin in work. **American journal of industrial medicine**, v. 8, p. 463–472, 1985.
- BANISTER, E. W. The perception of effort: an inductive approach. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 41, n. 2, p. 141–150, 18 maio 1979.
- BISHU, R. R.; WANG, W.; CHIN, A. Force distribution at the container hand/handle interface using force-sensing resistors. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 11, n. 3, p. 225–231, jun. 1993.
- BORG, G. A. V. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and Science Sports and Exercise**, v. 14, n. 5, p. 377–381, 1982.
- BOUERI FILHO, J. J. **Antropometria Aplicada à Arquitetura, Urbanismo e Desenho Industrial**. 1. ed. São Paulo: FAU-USP, 1991. v. 1
- BRASIL. **Resolução 466** Brasília Publicada no DOU n 12 – Quinta-feira, 13 de junho de 2013 – Seção 1 – Página 59, , 2012. Disponível em: <<http://conselho.saude.gov.br/resolucoes/2012/Reso466.pdf>>
- CACHA, C. A. **Ergonomics and safety in hand tool design**. 1. ed. New York: Lewis Publishers, 1999.
- CAMPOS, L. F. A. **Avaliação de forças manuais em atividades simuladas com indivíduos adultos brasileiros de diferentes gêneros e faixas etárias: aspectos do design ergonômico**. Bauru: Universidade Estadual paulista “Júlio de Mesquita Filho”, 2010.
- CAMPOS, L. F. DE A. **Usabilidade, percepção estética e força de preensão manual: Influência do design ergonômico de instrumentos manuais - um estudo com**

- tesouras de poda.** [s.l.] Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, 2014.
- CHAFFIN, D. B.; ANDERSSON, G. B. J.; MARTIN, B. J. **Occupational Biomechanics.** 4. ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc., 2006.
- CHAO, E. Y.; OPGRANDE, J. D.; AXMEAR, F. E. Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions. **Journal of biomechanics**, v. 9, p. 387–396, 1976.
- COCHRAN, D. J.; CHEN, Y.; DING, X. Perceived and Actual Grasp Forces on Cylindrical Handles. **Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society**, v. 49, n. 2, p. 292–299, 1 abr. 2007.
- CRAWFORD, J. O.; WANIBE, E.; NAYAK, L. The interaction between lid diameter, height and shape on wrist torque exertion in younger and older adults. **Ergonomics**, v. 45, n. 13, p. 922–33, 20 out. 2002.
- DAHROUJ, L. S. **Avaliação de força de torção manual infantil: o design ergonômico aplicado ao desenvolvimento de tampas seguras para embalagens de domissanitários.** Bauru: Universidade Estadual Paulista “Júlio de mesquita Filho”, 2009.
- DAS, B.; JONGKOL, P.; NGUI, S. Snap-on-handles for a non-powered hacksaw: an ergonomics evaluation, redesign and testing. **Ergonomics**, v. 48, n. 1, p. 78–97, jan. 2005.
- DELAMARCHE, P.; DUFOUR, M.; MULTON, F. **Anatomia, fisiologia e biomecânica.** 1. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.
- DIANAT, I.; NEDAEI, M.; MOSTASHAR NEZAMI, M. A. The effects of tool handle shape on hand performance, usability and discomfort using masons’ trowels. **International Journal of Industrial Ergonomics**, dez. 2014.
- ENDO, H.; KAWAHARA, K. Gender differences in hand stability of normal young people assessed at low force levels. **Ergonomics**, v. 54, n. 3, p. 273–81, mar. 2011.
- FELLOWS, G.; FREIVALDS, A. **The use of force sensing resistors in ergonomic tool design.** Proceedings of Human Factors Society, 33rd Annual Meeting. **Anais...1989**
- FELLOWS, G. L.; FREIVALDS, A. Ergonomics evaluation of a foam rubber grip for tool handles. **Applied Ergonomics**, v. 22, n. 4, p. 225–230, ago. 1991.
- FISCHER, S. L. et al. Relationships between psychophysically acceptable and maximum voluntary hand force capacity in the context of underlying biomechanical limitations. **Applied ergonomics**, v. 43, n. 5, p. 813–20, set. 2012.
- FISKARS. **PowerGear™ Hand Pruner P94.** Disponível em: <<http://www.fiskars.eu/products/gardening/pruners/powergear-hand-pruner-p94-1000574>>. Acesso em: 7 dez. 2016.

- FOTI, D.; KOKETSU, J. S. Activities of Daily Living. In: PENDLETON, H. M.; SCHULTZ-KHRON, W. (Eds.). . **Pedretti's Occupational Therapy: Practical Skills for Physical Dysfunction**. 7. ed. [s.l.] Elsevier Ltd, 2013. p. 157–232.
- FRANSSON-HALL, C.; KILBOM, A. Sensitivity of the hand to surface pressure. **Applied ergonomics**, v. 24, n. 3, p. 181–9, jun. 1993.
- GALLEY, M.; EDWARD, E.; HAINES, V. **Packaging: a box of delights or a can of worms? The contribution of ergonomics to the usability, safety and semantics of packaging**. FaraPack Briefing 2005 : New Technologies for Innovative Packaging. **Anais...Loughborough: 2005Disponível em:** <<http://hdl.handle.net/2134/3105>>
- GARINEI, A.; MARSILI, R. Development of a new capacitive matrix for a steering wheel's pressure distribution measurement. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 44, n. 1, p. 114–119, 2014.
- GHASRI, P.; FELDMAN, S. R. Frictional lichenified dermatosis from prolonged use of a computer mouse: Case report and review of the literature of computer-related dermatoses. **Dermatology Online Journal**, v. 16, n. 12, 2010.
- GLICENSTEIN, J.; DARDOUR, J. The pulp: anatomy and physiology. In: TUBIANA, R. (Ed.). . **The Hand**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1981. p. 116–120.
- GOISLARD DE MONSABERT, B. et al. Quantification of hand and forearm muscle forces during a maximal power grip task. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 44, n. 10, p. 1906–16, out. 2012.
- GOONETILLEKE, R. S.; ENG, T. J. Contact Area Effects on Discomfort. **Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting**, v. 38, n. 10, p. 688–690, 1 out. 1994.
- GOOSSENS, R. H. M. et al. Decubitus Risk: Is Shear More Important than Pressure? **Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting**, v. 44, n. 28, p. 700–703, 1 jul. 2000.
- HALL, C. External pressure at the hand during object handling and work with tools. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 20, p. 191–206, 1997.
- HANTEN, W. P. et al. Maximum grip strength in normal subjects from 20 to 64 years of age. **Journal of Hand Therapy**, v. 12, p. 193–200, 1999.
- HARIH, G.; DOLŠAK, B. Tool-handle design based on a digital human hand model. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 43, n. 4, p. 288–295, jul. 2013.
- HARIH, G.; DOLŠAK, B. Comparison of subjective comfort ratings between anatomically shaped and cylindrical handles. **Applied Ergonomics**, v. 45, n. 4, p. 943–954, jul. 2014.
- HAWKER, G. A. et al. Measures of adult pain: Visual Analog Scale for Pain (VAS Pain), Numeric Rating Scale for Pain (NRS Pain), McGill Pain Questionnaire (MPQ), Short-Form McGill Pain Questionnaire (SF-MPQ), Chronic Pain Grade Scale (CPGS), Short Form-36 Bodily Pain Scale (SF. **Arthritis Care and Research**, v. 63, n. SUPPL. 11, p. S240–S252, nov. 2011.

- HENNIG, E. M. Measurement of pressure distribution. In: **Routledge handbook of biomechanics and human movement science**. 1. ed. New York: Routledge, 2008. p. 143–155.
- HERMANSSON, A. Openability of Retail Packages. **Packaging Technology and Science**, v. 223, n. July, p. 219–223, 1999.
- HERNÁNDEZ SAMPIERI, R.; COLLADO, C. F.; LUCIO, M. DEL P. B. **Metodologia de Pesquisa**. 5. ed. Porto Alegre: Penso, 2013.
- HOAGLIN, D. C.; IGLEWICZ, B. Fine-Tuning Some Resistant Rules for Outlier Labeling. **Journal of the American Statistical Association**, v. 82, n. 400, p. 1147–1149, dez. 1987.
- HUR, P.; MOTAWAR, B.; SEO, N. J. Muscular responses to handle perturbation with different glove condition. **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 24, n. 1, p. 159–64, fev. 2014.
- HWANG, J. et al. Design and Assessment of Ergonomics of Hand-Powered Pruning Shears Based On Gender-Specific Operating Strategy. **Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting**, v. 55, n. 1, p. 1671–1675, 1 set. 2011.
- IIDA, I. **Ergonomia do manejo**. [s.l.] USP, 1971.
- IIDA, I. **Ergonomia: projeto e produção**. 2. ed. São Paulo: Editora Edgard Blücher, 2005. v. 1
- IMAMURA, T. et al. **Estimation for grasp behavior of vehicle driver by using steering wheel sensor system**. 2012 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC). **Anais...IEEE**, out. 2012Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6377950>>. Acesso em: 17 jan. 2014
- IMRHAN, S. N.; SUNDARARAJAN, K. An investigation of finger pull strengths. **Ergonomics**, v. 35, n. 3, p. 289–99, mar. 1992.
- JOHANSSON, L. et al. Perception of surface pressure applied to the hand. **Ergonomics**, v. 42, n. 10, p. 1274–82, out. 1999.
- JONES, L. A. Perception of force and weight: theory and research. **Psychological Bulletin**, v. 100, n. 1, p. 29–42, jul. 1986.
- KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular**. 5. ed. São Paulo: Editorial Médica Panamericana, 2000a. v. 2
- KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular**. 5. ed. São Paulo: Editorial Médica Panamericana, 2000b. v. 1
- KING, P. M.; FINET, M. Determining the accuracy of the psychophysical approach to grip force measurement. **Journal of Hand Therapy**, v. 17, n. 4, p. 412–416, out. 2004.

- KINOSHITA, H. Effect of gloves on prehensile forces during lifting and holding tasks. **Ergonomics**, v. 42, n. 10, p. 1372–85, out. 1999.
- KOMISTEK, R. **Rocky mountain golf grip study**. Denver: [s.n.].
- KONG, Y.-K. et al. Comparison of comfort, discomfort, and continuum ratings of force levels and hand regions during gripping exertions. **Applied Ergonomics**, v. 43, n. 2, p. 283–289, mar. 2012.
- KONG, Y.-K.; FREIVALDS, A. Evaluation of meat-hook handle shapes. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 32, n. 1, p. 13–23, jul. 2003.
- KONG, Y.-K.; LOWE, B. D. Evaluation of handle diameters and orientations in a maximum torque task. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 35, n. 12, p. 1073–1084, dez. 2005.
- KOPPELAAR, E.; WELLS, R. Comparison of measurement methods for quantifying hand force. **Ergonomics**, v. 48, n. 8, p. 983–1007, 22 jun. 2005.
- KUIJT-EVERS, L. F. M. et al. Identifying predictors of comfort and discomfort in using hand tools. **Ergonomics**, v. 48, n. 6, p. 692–702, 15 maio 2005.
- KUIJT-EVERS, L. F. M. **Comfort in Using Hand Tools**. Delft: [s.n.].
- LAWTON, M. P.; BRODY, E. M. Assessment of older people: self-maintaining and instrumental activities of daily living. **The Gerontologist**, v. 9, p. 179–186, 1969.
- LEMERLE, P. et al. Application of pressure mapping techniques to measure push and gripping forces with precision. **Ergonomics**, v. 51, n. 2, p. 168–91, fev. 2008.
- LEVIN, J.; FOX, J. A. **Estatística para Ciências Humanas**. 9. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2004.
- LU, M.-L. et al. An investigation of hand forces and postures for using selected mechanical pipettes. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 38, n. 1, p. 18–29, jan. 2008.
- MANDY, A.; REDHEAD, L.; MICHAELIS, J. Measurement of hand/handrim grip forces in two different one arm drive wheelchairs. **BioMed research international**, p. 1–8, jan. 2014.
- MATHIOWETZ, V. et al. Grip and pinch strength: normative data for adults. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 66, n. 2, p. 69–74, fev. 1985.
- MEDOLA, F. O. **Desenvolvimento de um aro de propulsão manual ergonômico para cadeira de rodas**. São Carlos: Universidade de São Paulo, 12 nov. 2010.
- MEDOLA, F. O. et al. **Pressure on hands during manual wheelchair propulsion: a comparative study with two types of handrim**. European Seating Symposium. **Anais...**Dublin: Sunrise Medical, 2011Disponível em: <<http://www.seating.ie>>

- MEDOLA, F. O. et al. **Forças de contato na interface mão-aro propulsor de cadeira de rodas: implicações ao design ergonômico**. 14 Congresso Internacional de Ergonomia e Usabilidade de Interfaces Humano Tecnologia. **Anais...**Joinville: 2014a
- MEDOLA, F. O. et al. The influence of handrim design on the contact forces on hands' surface: A preliminary study. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 44, n. 6, p. 851–856, nov. 2014b.
- MOREIRA, D. et al. Abordagem sobre preensão palmar utilizando o dinamômetro JAMAR® : uma revisão de literatura. **Revista Brasileira Ciência e Movimento**, v. 11, n. 2, p. 95–99, 2003.
- MUGGLETON, J. M.; ALLEN, R.; CHAPPELL, P. H. Hand and arm injuries associated with repetitive manual work in industry: a review of disorders, risk factors and preventive measures. **Ergonomics**, v. 42, n. 5, p. 714–39, maio 1999.
- MURALIDHAR, A.; BISHU, R. R.; HALLBECK, M. S. The development and evaluation of an ergonomic glove. **Applied ergonomics**, v. 30, n. 6, p. 555–63, dez. 1999.
- NAPIER, J. R. The prehensile movements of the human hand. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 38–B, n. 4, p. 902–913, 1956.
- NICHOLAS, J. W. et al. Quantification of hand grasp force using a pressure mapping system. **Work (Reading, Mass.)**, v. 41 Suppl 1, p. 605–12, jan. 2012.
- NOVEL GMBH. **Pliance Hand Sensors**. Disponível em: <<http://www.novel.de/novelcontent/pliance/hand>>.
- OHTSUKI, T. Inhibition of individual fingers during grip strength exertion. **Ergonomics**, v. 24, n. 1, p. 21–36, 1981.
- OKAMURA, A. M.; SMABY, N.; CUTKOSKY, M. R. **An overview of dexterous manipulation**. Proceedings 2000 ICRA. Millennium Conference. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Symposia Proceedings (Cat. No.00CH37065). **Anais...**San Francisco: IEEE, 2000Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=844067>>. Acesso em: 23 jul. 2012
- OLDFIELD, R. C. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. **Neuropsychologia**, v. 9, n. 1, p. 97–113, mar. 1971.
- PASCHOARELLI, L. C. **Usabilidade aplicada ao design ergonômico de transdutores de ultrassonografia: uma proposta metodológica para avaliação e análise do produto**. São Carlos: Universidade Federal de São Carlos, 2003.
- PASCHOARELLI, L. C. et al. Manipulação de instrumentos manuais e a influência da dominância nos aspectos perceptivos e de desempenho: uma contribuição do design ergonômico. **Assentamentos Humanos**, v. 10, p. 9–23, 2008.
- PASCHOARELLI, L. C. **Design ergonômico: avaliação e análise de instrumentos manuais na interface usuário x tecnologia**. Bauru: Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, 2009.

- PASCHOARELLI, L. C. et al. Correlações entre forças de preensão humana: aspectos do design ergonômico. **Ação Ergonomica**, v. 5, n. 3, p. 8–13, 2010.
- PEEBLES, L.; NORRIS, B. Filling “gaps” in strength data for design. **Applied Ergonomics**, v. 34, n. 1, p. 73–88, jan. 2003.
- POULTON, E. C. Models for biases in judging sensory magnitude. **Psychological bulletin**, v. 86, n. 4, p. 777–803, jul. 1979.
- RAHMAN, N.; THOMAS, J. J.; RICE, M. S. The relationship between hand strength and the forces used to access containers by well elderly persons. **The American journal of occupational therapy. : official publication of the American Occupational Therapy Association**, v. 56, n. 1, p. 78–85, 2002.
- RAZZA, B. M. **Avaliação de forças manuais em atividades funcionais cotidianas: uma abordagem ergonômica**. Bauru: Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, 2007.
- RICE, M. S.; CATHY, L.; CARTER, M. Grip Strengths and required forces in accessing everyday containers in a normal population. **The American Journal of Occupational Therapy**, v. 52, n. 8, p. 621–626, 1998.
- ROSSI, J. et al. Characterisation of forces exerted by the entire hand during the power grip: effect of the handle diameter. **Ergonomics**, v. 55, n. 6, p. 682–92, jun. 2012.
- SANDERS, M. S.; MCCORMICK, E. J. **Human factors in engineering and design**. 7. ed. New York: McGraw-Hill, 1993. v. 1
- SCHOENARDIE, R. P. **A percepção multissensorial da ergonomia por meio do design de artefatos**. [s.l.] UFSC, 2013.
- SHIM, J. K. et al. Age-related changes in finger coordination in static prehension tasks. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 97, n. 1, p. 213–24, jul. 2004.
- SHINOHARA, M. et al. Effects of age and gender on finger coordination in MVC and submaximal force-matching tasks. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 94, n. 1, p. 259–70, jan. 2003.
- SILVA, D. C. **A influência do design na aplicação de forças manuais para abertura de embalagens plásticas de refrigerantes**. Bauru: Universidade Estadual Paulista “Júlio de mesquita Filho”, 2012.
- SILVA, D. C. et al. **Mapeamento de pressão na interface mão-objeto: calibração de sensores Grip Versatek**. 4 Conferência Internacional de Design, Engenharia e Gestão para a Inovação. **Anais...Florianópolis**: 2015
- SILVA, D. C.; PASCHOARELLI, L. C. **Luva instrumentada: Registro de cargas nas faces palmares como indícios de diferentes preensões**. 9 Congresso Internacional de Ergonomia e Usabilidade de Interfaces Humano-Tecnologia: Produtos, Informação, Ambiente Construído e Transporte. **Anais...Curitiba**: 2009Disponível em: <<http://www.ergodesign.ufpr.br/>>

- SILVA, D. C.; PASCHOARELLI, L. C. Design Ergonômico de Ferramenta Manual: Colheita de Mudas de Plantas Ornamentais. In: SILVA, J. C. P.; PASCHOARELLI, L. C.; SILVA, F. MOREIRA (Eds.). . **Design Ergonômico - Estudos e Aplicações**. 1. ed. Bauru: FAAC UNESP, 2010. p. 132–143.
- SILVA, D. C.; PASCHOARELLI, L. C.; POUSSEP, S. **Utilização de luvas instrumentadas em avaliações biomecânicas da preensão da mão humana**. 8 Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Design. **Anais...**São Paulo: 2008
- SILVA, D. C.; PASCHOARELLI, L. C.; SILVA, J. C. P. **O design e a usabilidade de garrafas pet para refrigerantes**. 12 Congresso Internacional de Ergonomia e Usabilidade de Interfaces Humano-tecnologia. **Anais...**Natal: 2012
- SINSEL, E. W. et al. Automated pressure map segmentation for quantifying phalangeal kinetics during cylindrical gripping. **Medical Engineering & Physics**, v. 38, n. 2, p. 72–79, fev. 2016.
- SPIELHOLZ, P. Calibrating Borg scale ratings of hand force exertion. **Applied ergonomics**, v. 37, n. 5, p. 615–8, set. 2006.
- TEKSCAN INC. **Grip User Manual v. 6.8x**. Boston: [s.n.].
- TICHAUER, E. R.; GAGE, H. Ergonomic principles basic to hand tool design. **American Industrial Hygiene Association Journal**, v. 38, n. 11, p. 622–634, 1977.
- TRIOLA, M. F. **Introdução à Estatística**. 7. ed. Rio de Janeiro: Editora LTC, 1999.
- VECCHI, F. et al. **Experimental Evaluation of Two Commercial Force Sensors for Applications in Biomechanics and Motor Control**. (S. S. Christensen, A. S. Schmidt, S. Nielsen, Eds.)International Functional Electrical Stimulation Society IFESS. **Anais...**Aalborg: 2000
- VIDRICH FILHO, H. **Avaliação da força de preensão palmar plena e pulpo- lateral: relação com a antropometria da mão e posições de trabalho**. Bauru: Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, 2005.
- VINK, P. **Comfort and Design: Principles and Good Practice**. 1. ed. Boca Raton: CRC Press, 2005.
- VINK, P.; LOOZE, M. P.; KUIJT-EVERS, L. F. M. Theory of Comfort. In: VINK, P. (Ed.). . **Comfort and Design: Principles and Good Practice**. 1. ed. London: Taylor & Francis, 2005. p. 13–32.
- VINK, P.; OVERBEEKE, C. J.; DESMET, P. M. A. Comfort Experience. In: VINK, P. (Ed.). . **Comfort and Design: Principles and Good Practice**. 1. ed. London: Taylor & Francis, 2005. p. 1–12.
- VOORBIJ, A I. M.; STEENBEKKERS, L. P. A. The twisting force of aged consumers when opening a jar. **Applied ergonomics**, v. 33, n. 1, p. 105–9, jan. 2002.

- WELCOME, D. et al. An investigation on the relationship between grip, push and contact forces applied to a tool handle. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 34, n. 6, p. 507–518, dez. 2004.
- WHITING, W. C.; ZERNICKE, R. F. **Biomecânica funcional e das lesões musculoesqueléticas**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2009.
- WILLIAMS, E. M.; GORDON, A. D.; RICHMOND, B. G. Hand pressure distribution during Oldowan stone tool production. **Journal of Human Evolution**, v. 62, n. 4, p. 520–532, 2012.
- WOLFF, K. et al. (EDS.). **Fitzpatrick's Dermatology in General Medicine**. 7. ed. Blacklick: McGraw-Hill Professional, 2006.
- WU, J. Z. et al. Analysis of the effects of surface stiffness on the contact interaction between a finger and a cylindrical handle using a three-dimensional hybrid model. **Medical engineering & physics**, v. 36, n. 7, p. 831–41, jul. 2014.
- YOUNG, J. G.; SACKLLAH, M. E.; ARMSTRONG, T. J. Force distribution at the hand/handle interface for grip and pull tasks. **Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting**, v. 54, n. 15, p. 1159–1163, 1 set. 2010.
- YUN, H.; KOTAMI, M.; ELLIS, K. **Using force sensitive resistors to evaluate hand tool grip design**. Proceedings of the Human Factors Society, 36th Annual Meeting. **Anais...**1992

## APÊNDICE A – Protocolo de Identificação



Programa de Pós-graduação em Design - PPG Design  
Laboratório de Ergonomia e Interfaces (LEI) - FAAC – UNESP

O design de interfaces manuais e a distribuição de pressão na face palmar da mão humana: uma contribuição para a ergonomia e a usabilidade de produtos

### Protocolo de Identificação

Dados Pessoais	Código
Nome completo:	
Natural de:	Data de Nascimento: / /
Ocupação:	Gênero: <input type="checkbox"/> M <input type="checkbox"/> F
Lateralidade: <input type="checkbox"/> Destro <input type="checkbox"/> Canhoto <input type="checkbox"/> Ambidestro	

#### Contatos (opcional)

Telefone:	E-mail:
-----------	---------

#### Informações Adicionais

Você pratica alguma atividade física?	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	Se sim, qual e com que frequência? _____
---------------------------------------	---	---

Você alguma vez já utilizou cadeiras de rodas?	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	Se sim, por quanto tempo? _____
--	---	------------------------------------

Apresenta ou apresentou no último ano algum sintoma músculo esquelético nos membros superiores, direito e/ou esquerdo?	<input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> Sim	Se sim, qual? <input type="checkbox"/> Dor constante; <input type="checkbox"/> Restrição de movimento; <input type="checkbox"/> Formigamento ou dormência; <input type="checkbox"/> Outro: _____
--	---	--

#### Observações

---



---



---

Ana Laura Alves  
Tel.: (14) 3236 1822  
Pesquisadora

Daniilo Corrêa Silva  
Tel.: (14) 3206 4369  
Pesquisador

Luis Carlos Paschoarelli  
Tel.: (14) 99793 6217  
Pesquisador - orientador

Laboratório de  
Ergonomia e Interfaces  
Tel.: (14) 3103 6143

## APÊNDICE B – TCLE



Programa de Pós-graduação em Design - PPG Design  
Laboratório de Ergonomia e Interfaces (LEI) - FAAC – UNESP

O design de interfaces manuais e a distribuição de pressão na face palmar da mão humana: uma contribuição para a ergonomia e a usabilidade de produtos

### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

O objetivo desse estudo é verificar como diferentes desenhos de produtos podem alterar a pressão exercida nas mãos durante o uso desses produtos. Para isso, será realizada uma avaliação biomecânica com diversos produtos, em situações próximas às do uso cotidiano. A pressão será avaliada com auxílio de sensores posicionados na palma das mãos.

Não são previstos riscos ou qualquer constrangimentos aos participantes, uma vez que as simulações correspondem às Atividades da Vida Diária. Além disso, todas as etapas e necessidades da pesquisa serão esclarecidas antes, durante ou após sua execução. O participante poderá se recusar a participar ou retirar o seu consentimento a qualquer momento, sendo garantida e assegurada a privacidade da identificação do mesmo.

As informações contidas nesta declaração têm por objetivo firmar um acordo por escrito, no qual o sujeito autoriza sua participação, bem como a utilização dos dados que serão obtidos, para fins exclusivamente acadêmicos e científicos, com pleno conhecimento da natureza da pesquisa, com a capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação. Este “Termo de Consentimento Livre e Esclarecido” atende a Resolução CNS Nº 466, de 12 de dezembro de 2012 e o “Código de Deontologia do Ergonomista Certificado – Norma ERG BR 1002 – ABERGO”.

Eu, \_\_\_\_\_ RG \_\_\_\_\_ - \_\_\_\_ / \_\_\_\_  
estou de acordo em participar como voluntário deste estudo/pesquisa, autorizando a divulgação dos dados, única e exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, conforme proposto para levantamento.

Bauru, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

Voluntário

Danilo Corrêa Silva  
(Pesquisador responsável)

Prof. Dr. Luis Carlos Paschoarelli  
(Pesquisador)

Danilo Corrêa Silva  
R. Hermenegildo Quagliato, 07-70,  
Bl. 11 Apto 104 Parque União  
CEP: 17047-010 Bauru – SP  
Telefones: (14) 3206 4369

**Laboratório de Ergonomia e Interfaces**  
Dep. De Design/FAAC – UNESP  
Av. Eng. Luiz Edmundo C. Coube, 14-01  
Bauru – SP - CEP: 17033-360  
Telefone: (14) 3103 6143

Luis Carlos Paschoarelli  
R. Maria José, 5-70, apto 203  
Altinópolis, Bauru – SP  
CEP: 17012-160  
Telefones: (14) 9793 6217

## APÊNDICE C – Protocolo de Lateralidade



Programa de Pós-graduação em Design - PPG Design  
Laboratório de Ergonomia e Interfaces (LEI) - FAAC – UNESP

O design de interfaces manuais e a distribuição de pressão na face palmar da mão humana: uma contribuição para a ergonomia e a usabilidade de produtos

### Protocolo de Lateralidade

#### Instruções

Considere individualmente cada uma das atividades descritas abaixo e indique suas preferências no uso das mãos (DIREITA ou ESQUERDA). Se em alguma das atividades for indiferente (tanto direita, quanto esquerda) indique "QUALQUER UMA". Se você é capaz de utilizar a mão não preferencial para uma tarefa selecione "SIM" na última coluna.

Atividade	Qual a sua mão preferencial			Utiliza a outra mão?
	Esquerda	Qualquer uma	Direita	Sim
Escrever	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Desenhar	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Arremessar (um objeto)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Usar uma tesoura	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Escovar os dentes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Usar uma faca (sem o garfo)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Usar uma colher	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Usar uma vassoura (mão superior)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Riscar um fósforo	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Abrir a tampa de uma caixa (tampa)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

©2008 Mark S Cohen, Updated August 19, 2008

Não Preencher.

Coefficiente	Decil	Lateralidade
--------------	-------	--------------

Ana Laura Alves  
Tel.: (14) 3236 1822  
Pesquisadora

Danilo Corrêa Silva  
Tel.: (14) 3206 4369  
Pesquisador

Luis Carlos Paschoarelli  
Tel.: (14) 99793 6217  
Pesquisador - orientador

Laboratório de  
Ergonomia e Interfaces  
Tel.: (14) 3103 6143

## APÊNDICE D – Protocolo de Avaliação de Agradabilidade e Desconforto



Programa de Pós-graduação em Design - PPG Design  
Laboratório de Ergonomia e Interfaces (LEI) - FAAC – UNESP

O design de interfaces manuais e a distribuição de pressão na face palmar da mão humana: uma contribuição para a ergonomia e a usabilidade de produtos

### Escala de Percepção

#### Sujeito

Equipamento	1	2	3
-------------	---	---	---

Considerando os aspectos **POSITIVOS** do produto que você acabou de utilizar, observe a escala de **agradabilidade** apresentada abaixo. Na extremidade esquerda da escala encontra-se a indicação de “**Ausência de Agradabilidade**” e; à direita, encontra-se a indicação de “**Máxima Agradabilidade**”. Associe o extremo direito da escala com aquela agradabilidade máxima que você já percebeu em toda a sua vida durante uso de um produto. Sob essa perspectiva, procure pensar na pega do dispositivo utilizado e marque com um traço vertical na escala o nível de agradabilidade percebido. Se você não percebeu qualquer agradabilidade, marque o extremo esquerdo da escala.

Ausência de Agradabilidade	-----	Máxima Agradabilidade
-------------------------------	-------	--------------------------

Considerando os aspectos **NEGATIVOS** do produto que você acabou de utilizar, observe a escala de desconforto apresentada abaixo. Na extremidade esquerda da escala encontra-se a indicação de “**Ausência de Desconforto**” e; à direita, encontra-se a indicação de “**Máximo Desconforto**”. Associe o extremo direito da escala com aquele desconforto máximo que você já percebeu em toda a sua vida durante uso de um produto. Sob essa perspectiva, procure pensar na pega do dispositivo utilizado e marque com um traço vertical na escala, o nível de desconforto percebido. Se você não percebeu qualquer desconforto, marque o extremo esquerdo da escala.

Ausência de Desconforto	-----	Máximo Desconforto
----------------------------	-------	-----------------------

Ana Laura Alves  
Tel.: (14) 3236 1822  
Pesquisadora

Daniilo Corrêa Silva  
Tel.: (14) 3206 4369  
Pesquisador

Luis Carlos Paschoarelli  
Tel.: (14) 99793 6217  
Pesquisador - orientador

Laboratório de  
Ergonomia e Interfaces  
Tel.: (14) 3103 6143

## APÊNDICE E – Protocolo de Avaliação de Esforço Percebido



Programa de Pós-graduação em Design - PPG Design  
Laboratório de Ergonomia e Interfaces (LEI) - FAAC – UNESP

O design de interfaces manuais e a distribuição de pressão na face palmar da mão humana: uma contribuição para a ergonomia e a usabilidade de produtos

### Escala de Percepção de Esforço

#### Sujeito

Equipamento	1	2	3
-------------	---	---	---

Considerando os aspectos **NEGATIVOS** do produto que você acabou de utilizar, observe a escala de **esforço** apresentada abaixo. Na extremidade inferior encontra-se a indicação de “**Extremamente forte**”, que deve ser associada ao maior esforço que você já realizou durante o uso de um produto em toda a sua vida. Se a sua atividade representou um esforço ainda maior, é possível escolher um valor acima de 10, ou o “**Máximo absoluto**” (maior esforço possível). Na extremidade superior, encontra-se a indicação “**Absolutamente nada**”, que deve ser associada à ausência de esforço físico.

- 0 Absolutamente nada
- 0,3
- 0,5 Extremamente fraco
- 1 Muito fraco
- 1,5
- 2 Fraco
- 2,5
- 3 Moderado
- 4
- 5 Forte
- 6
- 7 Muito forte
- 8
- 9
- 10 Extremamente forte
- 11
- ...
- \* Máximo absoluto

Escala CR10 de Borg  
© Gunnar Borg, 1981, 1982, 1998

Ana Laura Alves  
Tel.: (14) 3236 1822  
Pesquisadora

Danilo Corrêa Silva  
Tel.: (14) 3206 4369  
Pesquisador

Luis Carlos Paschoarelli  
Tel.: (14) 99793 6217  
Pesquisador - orientador

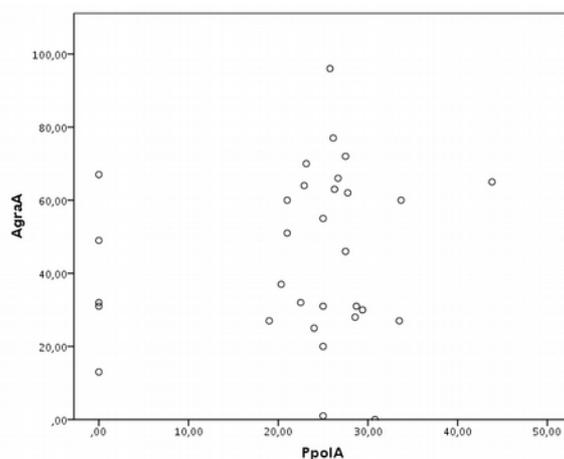
Laboratório de  
Ergonomia e Interfaces  
Tel.: (14) 3103 6143

## APÊNDICE F – Diagramas de Dispersão dos Dados

### Aros de Propulsão - R1 – MD – Modelo A

Região Agradabilidade

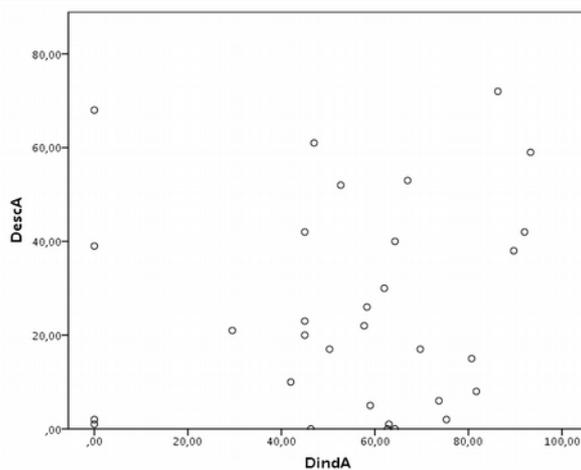
Ppol



### Tesouras de Poda – Modelo A

Região Desconforto

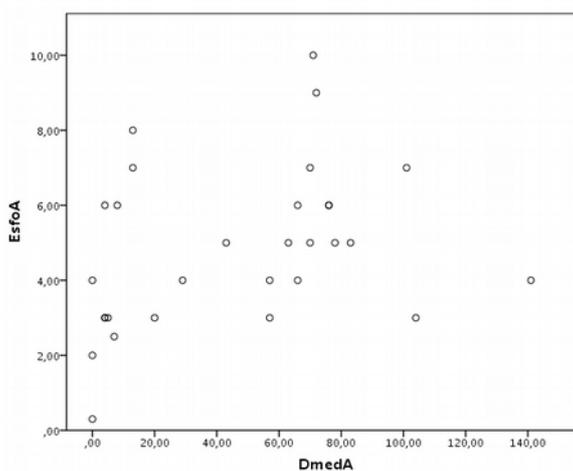
Dind



### Embalagem PET – MD - Modelo A

Região Esforço

Dmed



## ANEXO A – Parecer do CEP

"FACULDADE DE CIÊNCIAS  
CAMPUS DE BAURU/ UNESP -  
"JÚLIO DE MESQUITA



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** O design de interfaces manuais e a distribuição de pressão na face palmar da mão humana: uma contribuição para a ergonomia e a usabilidade de produtos

**Pesquisador:** Danilo Corrêa Silva

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 24674813.8.0000.5398

**Instituição Proponente:** UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA JULIO DE MESQUITA FILHO

**Patrocinador Principal:** FUNDAÇÃO DE AMPARO A PESQUISA DO ESTADO DE SÃO PAULO

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 800.424

**Data da Relatoria:** 11/09/2014

**Apresentação do Projeto:**

O projeto se apresenta de forma adequada, seguindo as normas científicas/metodológicas consideradas importantes no cenário atual da pesquisa científica, com linguagem clara, objetiva e, portanto, suficientemente esclarecedora. Há uma ressalva apenas na sessão de métodos que necessita de maior detalhamento.

**Objetivo da Pesquisa:**

Verificar a hipótese de que o desenho da interface influencia a distribuição de pressão e apresenta correlação com as demais variáveis envolvidas no processo de uso do interfaces manuais

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Não são previstos riscos ou constrangimentos aos participantes. Nenhuma informação sobre benefícios consta no projeto e TCLE

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

De relevância acadêmico-científica, com prováveis benefícios à população, advindas como consequência dos resultados obtidos e da socialização do conhecimento construído, e, principalmente, em conformidade com normas éticas.

**Endereço:** Av. Luiz Edmundo Carrijo Coube, nº 14-01  
**Bairro:** CEP: 17.033-360  
**UF:** SP **Município:** BAURU  
**Telefone:** (143)103-6087 **Fax:** (143)103-6087 **E-mail:** arimaia@fc.unesp.br

**Endereço:** Av. Luiz Edmundo Carrijo Coube, nº 14-01  
**Bairro:** CEP: 17.033-360  
**UF:** SP **Município:** BAURU  
**Telefone:** (143)103-6087 **Fax:** (143)103-6087 **E-mail:** arimaia@fc.unesp.br

