

## **Ergonomia na cirurgia laparoscópica – avaliação e análise de esforços produzidos pelos dedos das mãos**

Flávia Georgina Da Silva Pires

Relatório Final do Trabalho de Projeto apresentado à

**Escola Superior de Tecnologia e Gestão**

**Instituto Politécnico de Bragança**

para obtenção do Grau de Mestre em

**Tecnologia Biomédica**

Orientador: Prof. Dr. Luís Queijo

Co-orientador: Prof. Dr. João Rocha

Outubro 2016



## **Agradecimentos**

A concretização desta dissertação não teria sido possível sem a ajuda imprescindível das pessoas a seguir nomeadas, que desde já agradeço a sua ajuda e disponibilidade.

Ao FabLab IPB, pela disponibilidade na conceção dos componentes de medição.

Ao Sr. Abílio, técnico do laboratório de Tecnologia Mecânica, pela disponibilidade para a construção das diferentes plataformas.

Ao professor António Duarte, docente na Escola Superior de Tecnologia e Gestão, pela clareza e disponibilidade no esclarecimento do tratamento estatístico dos resultados.

Por ultimo, agradeço a toda a minha família e amigos pelo apoio e compreensão que sempre demonstraram.



## Resumo

Com a integração da ergonomia na cirurgia laparoscópica espera-se que, os vários problemas ergonômicos associados a este tipo de cirurgia, sejam solucionados, ou então, amenizados, diminuindo as queixas por parte dos profissionais.

Existem diversos problemas associados à ergonomia da cirurgia laparoscópica, tais como a postura adotada pelos cirurgiões, a posição da mesa operatória, a posição dos pedais e dos monitores, a configuração dos manípulos dos instrumentos utilizados e o tamanho das mãos dos cirurgiões, subjacente a todos os fatores anteriormente descritos encontram-se problemas físicos. Muitos cirurgiões têm relatado diferentes problemas físicos, tais como, parestesia, síndrome do túnel cárpico e tendinites, entre outros. Isto levou a ponderar o desenvolvimento de instrumentos de medição dos esforços das mãos dos cirurgiões, de forma a que fosse possível implementar medidas de melhoria da ergonomia dos instrumentos.

Assim, o presente trabalho consistiu em medir e avaliar os esforços exercidos pelos dedos numa amostra de 56 indivíduos, em que 27 são do sexo feminino e 29 são do sexo masculino. Para tal foi construída uma plataforma de medição dos esforços dos dedos e outra para a medição do seu comprimento. Após a aquisição dos dados estes foram processados e analisados, respetivamente, no *software* Excel e no software de tratamento estatístico IBM SPSS, no sentido de se conseguir afirmar qual o esforço realizado por cada dedo, com pertinência na cirurgia laparoscópica.

No software IBM SPSS realizou-se o processamento dos dados através do cálculo do coeficiente de correlação do Rho de Spearman, que permite medir a intensidade da relação entre duas variáveis ordinais, e do teste de Mann-Whitney, este testa a igualdade das medianas das

variáveis. Através do coeficiente de Rho de Spearman foi possível estabelecer a correlação entre o comprimento e a força aplicada por cada dedo. Já pelo teste de Mann-Whitney foi possível estabelecer a relação entre o género e o comprimento dos dedos, e entre o género e a força aplicada por cada dedo.

Partindo dos resultados obtidos espera-se que seja possível dar continuidade ao trabalho desenvolvido, através dos dados será possível construir um manípulo laparoscópico instrumentado para a medição de esforços. Sendo que estes iram ser medidos, não só em ambiente de simulação como em ambiente de bloco operatório. Na esperança de melhorar a ergonomia dos manípulos dos instrumentos laparoscópicos e consequentemente a ergonomia da cirurgia laparoscópica.

**Palavras Chave:** Laparoscopia, Instrumentos, Ergonomia, Esforços dos dedos.

## Abstract

With the integration of ergonomics in laparoscopic surgery it is expected that the various ergonomic problems associated with this type of surgery, will be solved, or minimized, reducing complaints by professionals.

There are several problems associated with the ergonomics of laparoscopic surgery, such as the posture adopted by surgeons, the position of the operating table, the position of the pedals and monitors, the configuration of knobs of instruments and the size of the hands of surgeons, underlying all the factors described above are physical problems. Many surgeons have reported different physical problems such as paresthesia, carpal tunnel syndrome, tendinitis, among others. This led to consider the development of measuring instruments of the efforts of the hands of surgeons, so that it was possible to implement measures to improve the ergonomics of the instruments.

Thus, the present study was to measure and assess the efforts exerted by the fingers of a sample of 56 individuals, in which 27 are female and 29 are male. For this was constructed a measuring platform for the efforts of the fingers and another for measuring the length of the fingers. After the acquisition of these data, this were processed and analyzed, respectively, using the software Excel and the statistical analysis software SPSS, in order to be able to say which effort is made by each finger, associating with laparoscopic surgery.

In IBM SPSS software, it was held the data processing by calculating the correlation coefficient of Spearman's Rho, which measures the intensity of the relationship between two ordinal variables, and Mann-Whitney test, this tests the equality of the medians variables. Through the application of Spearman Rho coefficient, it was possible to establish the correlation between the length and the force applied by each finger. By the application of the Mann-Whitney test it

was possible to establish the relationship between gender and the length of the fingers, and between gender and the force applied by each finger.

From the results obtained it's expected that with the continuity of the work, it will be possible to build a laparoscopic handle instruments for the measurement of efforts. Since these will be measured not only in simulation environment as in the operating room. Hoping to improve the ergonomics of the handles of laparoscopic instruments and consequently the ergonomics of laparoscopic surgery.

**Keywords:** Laparoscopy; instruments; ergonomics; efforts of the fingers.

# Índice

Agradecimentos .....	iii
Resumo .....	v
Abstract.....	vii
Índice .....	ix
Lista de figuras .....	xiii
Lista de tabelas .....	xv
Abreviaturas e Símbolos.....	xvii
Capítulo 1 .....	1
Introdução .....	1
1.1 Motivação.....	1
1.2 Objetivos .....	2
1.3 Estrutura do Relatório .....	3
Capítulo 2 .....	5
Laparoscopia .....	5
2.1 – História .....	5
2.2 – Procedimento Cirúrgico .....	6
2.3 – Vantagens E Desvantagens .....	8
2.4 – Áreas de Aplicação.....	10

2.5 - Instrumentos Laparoscópicos.....	10
Capítulo 3 .....	13
Ergonomia.....	13
3.1 – Divisão da Ergonomia.....	13
3.2 – Ergonomia na Medicina .....	14
Capítulo 4 .....	17
Ergonomia na Cirurgia Laparoscópica .....	17
4.1 Postura dos Cirurgiões .....	18
4.2 Posição da Mesa Operatória.....	21
4.3 Posição dos Pedais .....	22
4.4 Posição do Monitor .....	23
4.5 Configuração dos Manípulos dos Instrumentos .....	24
4.6 Mãos dos Cirurgiões.....	25
4.7 Consequências Físicas Subjacentes À Cirurgia Laparoscópica .....	28
Capítulo 5 .....	33
Procedimento Experimental.....	33
5.1 - Amostra.....	33
5.2 - Dimensionamento da plataforma de medição de força.....	34
5.3 - Dimensionamento do suporte para medição das mãos .....	44
5.4 - Ensaio Experimentais .....	45
Capítulo 6 .....	49
Processamento e Análise dos Dados.....	49
6.1 Processamento dos Dados .....	49
6.2 Análise dos Dados .....	50
Capítulo 7 .....	57
Conclusões e Trabalhos Futuros .....	57

7.1 Conclusões .....	57
7.2 Trabalhos Futuros.....	59
Referências bibliográficas .....	61
Anexos .....	65
A.1 Projeto 1 .....	67
A.2 Projeto 2 .....	75
A.3 Projeto 3 .....	85
A.4 Projeto Suporte.....	99
A.5 Imagens Processadas.....	103
A.6 Folhas de Características.....	113
A.7 Tabela de Dados.....	123
A.8 Relação entre Género/Comprimento.....	125
A.9 Relação entre Género/Força.....	139
A.10 Correlações Comprimento/Força .....	149
A.11 Força Média Aplicada.....	153
A.12 Comprimento Médio dos Dedos .....	155
A.13 Comprimento Total Médio das Mãos .....	157



## Lista de figuras

Figura 1 - George Kelling (Schollmeyer <i>et al.</i> , 2007). .....	6
Figura 2 - Esquema da inserção dos instrumentos para a realização de uma cirurgia laparoscópica (Moore & Gunnarsson, 2009). .....	7
Figura 3 - Inserção da mão no decurso da cirurgia (Lacombe & Neto, 2003). .....	7
Figura 4 - Posição de Trendelenburg (NurseFrontier, 2016). .....	9
Figura 5 - Posição de Trendelenburg invertida (NurseFrontier, 2016). .....	9
Figura 6 - Agulha de <i>Veress</i> (Lomanto & Cheah, 2004). .....	11
Figura 7 - Trocares (Lomanto & Cheah, 2004). .....	11
Figura 8 - Pinça laparoscópica (Lomanto & Cheah, 2004). .....	11
Figura 9 - Tesoura laparoscópica (Lomanto & Cheah, 2004). .....	12
Figura 10 - Comparação dos movimentos realizados por minuto em cirurgia aberta, combinação de cirurgia aberta com laparoscopia e somente laparoscopia (Berguer <i>et al.</i> , 1997). .....	19
Figura 11 - A média do número de movimentos do pescoço na primeira hora de cirurgia aberta e laparoscópica (Nguyen <i>et al.</i> , 2001). .....	20
Figura 12 - A percentagem de tempo a experienciar dificuldades na utilização de vários instrumentos laparoscópicos para os 726 cirurgiões (Berguer & Hreljac, 2004). .....	26
Figura 13 - A percentagem de tempo a experienciar dificuldades na utilização de vários instrumentos laparoscópicos para as 159 cirurgiãs (Berguer & Hreljac, 2004). .....	26
Figura 14 - A percentagem de tempo a experienciar dificuldades na utilização de vários instrumentos laparoscópicos para os cirurgiões com/sem problemas músculo-esqueléticos (Berguer & Hreljac, 2004). .....	27

Figura 15 - Sinal de EMG do polegar com a pinça laparoscópica e com o hemostato (Berguer, R. et al., 1999).....	28
Figura 16 - (Em cima) Posição assegurada durante dez minutos, (Em baixo) zona que sofreu parestesia (Horgan et al., 1997).....	30
Figura 17 – Célula de carga com extensómetros de Alumínio. ....	34
Figura 18 - Projeto 1 da plataforma. ....	35
Figura 19 - Esquema representativo das forças aplicadas no provete e da colocação dos extensómetros.....	36
Figura 20 - Desenho exemplificativo da colocação dos perfis em L na base da plataforma. ..	37
Figura 21 - Célula de carga. ....	38
Figura 22 – Projeto 2 da plataforma.....	38
Figura 23 – Gráfico relativo à reta de calibração da segunda reta de calibração. ....	39
Figura 24 - Célula de carga <i>Tedea Huntleigh Model</i> 1042. ....	41
Figura 25 - Modelo final da plataforma de medição, Projeto 3. ....	42
Figura 26 – Calibração da célula de carga do Projeto 3 utilizando as massas calibradas.....	43
Figura 27 - Gráfico da reta de calibração para a célula de carga <i>Tedea Huntleigh Model</i> 1042.....	44
Figura 28 - Modelo do suporte para a medição das mãos.....	45
Figura 29 - Escala de medição das mãos.....	45
Figura 30 - (a) Imagem capturada, (b) Imagem com a indicação dos valores de medição.....	46
Figura 31 - Posição assumida para a medição dos esforços dos dedos na plataforma desenvolvida.....	47
Figura 32 - Gráfico representativo das medianas dos comprimentos do dedo 1 da mão direita, em mulheres e homens. ....	51
Figura 33 - Gráfico representativo das medianas da força do dedo 1 da mão direita, em mulheres e homens. ....	52

## Lista de tabelas

Tabela 1 - Resultados do inquérito realizado (R Berguer et al., 1999).....	19
Tabela 2 - Avaliação dos diferentes manípulos segundo oito parâmetros de ergonomia, ✓ - satisfaz o parâmetro, x - não satisfaz o parâmetro e ● - não se aplica (Van Veelen & Meijer, 1999).....	25
Tabela 3 -Valores obtidos através da medição das deformações da célula de carga. ....	35
Tabela 4 – Valores das seis medições realizadas para a elaboração da reta de calibração. ....	39
Tabela 5 – Valores medidos através da utilização da segunda célula de carga, em milivolts. ....	40
Tabela 6- Valores obtidos nas seis leituras para a obtenção da resta de calibração.....	43
Tabela 7 - Valores retirados a partir da imagem da mão direita, em centímetros.....	47
Tabela 8 - Valores retirados a partir da imagem da mão esquerda, em centímetros.....	47
Tabela 9 - Valores dos esforços dos dedos medidos pelo P3, em milivolt. ....	48
Tabela 10 - Valores da força dos esforços dos pelos dedos em Newton (N) dos cinco ensaios. ....	48
Tabela 11 - Coeficiente de correlação de Spearman para o comprimento e a força de cada dedo da mão direita. ....	53
Tabela 12 - Coeficiente de correlação de Spearman para o comprimento e força de cada dedo da mão esquerda. ....	54
Tabela 13 - Força média dos dedos da mão direita por género.....	54
Tabela 14 - Força média dos dedos da mão esquerda por género.....	55
Tabela 15 - Comprimento médio dos dedos da mão direita, em centímetros. ....	55
Tabela 16 - Comprimento médio dos dedos da mão direita, em centímetros. ....	56

Tabela 17 - Comprimento total médio da mão direita e esquerda, em centímetros. .... 56

# Abreviaturas e Símbolos

## Lista de abreviaturas (ordenadas por ordem alfabética)

EMG	Eletromiografia
FDA	<i>Food and Drugs Administration</i>
HALS	Laparoscopia Assistida com Mão
SAGES	<i>Society of American Gastrointestinal and Endoscopic Surgeons</i>

## Lista de símbolos

$\sigma_{xx}$	Tensão segundo o eixo x
$\varepsilon_{xx}$	Deformações segundo o eixo x
E	Módulo de Elasticidade
P	Força Aplicada
A	Área da secção
b	Largura do provete
t	Altura do provete
y	Valor do sinal em milivolts
x	Valor da força em Newtons
$R^2$	Coefficiente de correlação linear
$\rho$	Coefficiente de correlação de Spearman
DP	Desvio Padrão

$H_0$  Hipótese nula

$H_1$  Hipótese não nula

# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Motivação

Os primeiros passos da cirurgia laparoscópica foram dados por George Kelling e por Von Ott, tendo estes utilizado animais e cadáveres para a realização dos seus estudos.

A cirurgia laparoscópica, ou cirurgia minimamente invasiva, destaca-se pelo facto de ser pouco invasiva, ao contrário da cirurgia aberta, de utilizar câmaras para a visualização das estruturas a operar e pelo facto de utilizar instrumentos substancialmente diferentes da cirurgia aberta. Para a execução deste tipo de cirurgia são realizadas pequenas incisões que são utilizadas para inserção dos diferentes instrumentos utilizados, como tesouras, pinças, entre outros (Veiga, 2004).

Os profissionais de saúde têm vindo a ganhar consciência da importância da ergonomia na medicina, principalmente na área da cirurgia. Só nos Estados Unidos da América, estima-se que metade dos 1.3 milhões de acidentes que ocorrem, por ano, com pacientes estejam relacionados com uma fraca configuração e *design* dos instrumentos médicos (Berguer, 1999). Para além dos problemas relacionados com os pacientes também os cirurgiões sofrem com a falta de ergonomia do procedimento e dos instrumentos cirúrgicos.

No caso da cirurgia laparoscópica, o esforço que é necessário realizar é superior ao esforço requerido pela cirurgia aberta. Os cirurgiões laparoscópicos têm tendência a manter uma postura mais estática, relativamente às costas e aos ombros, aumentando o cansaço sentido nestas zonas do corpo. A configuração dos instrumentos laparoscópicos leva a que,

os cirurgiões tenham que colocar os dedos e as mãos em posições desconfortáveis, podendo resultar em, lesões como pontos de pressão, compressão dos nervos e cansaço dos membros superiores (Esposito *et al.*, 2013).

A integração da ergonomia na realização de cirurgia laparoscópica é fundamental, visto que esta possibilita uma melhoria na eficiência, na segurança e no conforto do bloco operatório (Supe *et al.*, 2010).

Em suma, os fatores que mais afetam a ergonomia da cirurgia laparoscópica são a postura do cirurgião, a posição da mesa operatória e dos pedais e a configuração dos instrumentos.

## **1.2 Objetivos**

O objetivo inicial deste projeto era a instrumentação de uma pinça laparoscópica, mas tendo em conta a falta de informação acerca dos esforços produzidos pelos dedos foi pensado mudar o propósito do trabalho.

Neste caso o propósito deste trabalho consiste na quantificação dos diferentes esforços sofridos pelos cirurgiões em ambiente de bloco operatório. Sendo os esforços com maior interesse os sofridos por parte das mãos dos cirurgiões. Pretende-se definir um intervalo de forças que são aplicadas por cada dedo, e conseqüentemente, correlacionar as forças com os comprimentos dos dedos, relacionar as forças com o género e o comprimento com o género.

Para o desenvolvimento deste trabalho foi necessário projetar e analisar diferentes estruturas para as plataformas de medição das forças e da medição dos comprimentos dos dedos. Para a plataforma de medição das forças foi também necessário analisar diferentes células de carga e os resultados que elas produziam. Por fim foi realizado o processamento e análise dos diferentes dados obtidos.

### 1.3 Estrutura do Relatório

O relatório encontra-se dividido em sete capítulos. O **capítulo 1** refere-se à introdução ao tema, os objetivos do trabalho e a estrutura do relatório.

O **capítulo 2** é refere-se à definição de laparoscópica, tal como a sua história, o procedimento cirúrgico as vantagens e desvantagens da realização do mesmo, as diferentes áreas de aplicação e os instrumentos laparoscópicos mais comumente utilizados no procedimento.

O **capítulo 3** dá conhecimento acerca do que é a ergonomia e a forma como esta se relaciona com a medicina.

No **capítulo 4** é relacionada a ergonomia com a laparoscopia e são apresentados diversos artigos de diferentes autores acerca da forma como a ergonomia é aplicada na cirurgia laparoscópica.

O **capítulo 5** é apresentado o procedimento experimental que foi seguido para a obtenção da plataforma de medição de força, para a plataforma de medição do comprimento dos dedos e a forma como foi efetuada a recolha dos dados.

No **capítulo 6** é apresentada a forma como se realizou o processamento dos dados e a respetiva análise.

Por fim no **capítulo 7** são apresentadas todas as conclusões que foi possível retirar com a concretização deste trabalho e os trabalhos que poderão ser desenvolvidos a partir dos resultados obtidos.



## Capítulo 2

# Laparoscopia

O conceito de “Laparoscopia” provém do grego *láparos*, que significa abdómen, e *skopein*, que significa examinar (Soper *et al.*, 1994). A laparoscopia pode também ser apelidada de cirurgia minimamente invasiva, ao contrário da cirurgia aberta, realiza os procedimentos cirúrgicos através de pequenos orifícios, a partir dos quais são introduzidos longos instrumentos e câmaras de vídeo. Este procedimento, teoricamente, pode ser realizado em qualquer parte do corpo (Veiga, 2004).

### 2.1 – História

Em 1901, na Alemanha, George Kelling introduziu um endoscópio na cavidade abdominal de um cão, tendo observado as estruturas aí presentes (Supe *et al.*, 2010; Riskin *et al.*, 2006). No mesmo ano, na Rússia, o ginecologista Von Ott, explorou a cavidade abdominal, em cadáveres, através de uma pequena incisão e da colocação de um espécúlo (Almeida, 2002; Martínez, 2013). As décadas que se seguiram foram de desenvolvimento tecnológico. Em 1933, Fervers usou o dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) como o gás de insuflação. Veress, em 1938, desenvolveu a agulha que até hoje tem sido utilizada para criar o pneumoperitoneu. O pneumoperitoneu, é o termo utilizado para identificar a presença de ar na cavidade peritoneal. No ano de 1951, Kalk introduziu o uso dos trocares entre outros instrumentos uteis para a realização da laparoscopia (Andreollo *et al.*, 1999). Nos anos 60, Kurt Semm desenvolveu vários instrumentos para a realização de laparoscopia terapêutica, entre eles, um aparelho de insuflação automática de gás (Ramacciotti & Gomes, 2004). Em 1987, Philippe Mouret e François Dubois utilizaram novos equipamentos para realizar a primeira colecistectomia, ou seja, removeram cirurgicamente a vesícula biliar. Com o sucesso deste procedimento a cirurgia laparoscópica começou a ser cada

vez mais utilizada pelos cirurgiões (Riskin *et al.*, 2006). Na Figura 1 encontra-se George Kelling um dos principais intervenientes da história da cirurgia laparoscópica.



Figura 1 - George Kelling (Schollmeyer *et al.*, 2007).

A primeira referência de utilização da laparoscopia, nos Estados Unidos da América, foi em 1911, por Bertram Bernheim, tendo sido realizada a primeira laparoscopia de diagnóstico (Almeida, 2002). Em Portugal, demorou cerca de 80 anos até que a cirurgia laparoscópica fosse aceite (Louro, 2011).

## **2.2 – Procedimento Cirúrgico**

Para ser possível realizar uma cirurgia laparoscópica é necessário inicialmente estabelecer o pneumoperitoneu, insuflando a cavidade do peritoneu com dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) a uma pressão entre 10 mmHg a 15 mmHg. De seguida, através de trocares são introduzidos os instrumentos laparoscópicos na cavidade abdominal. Os trocares podem ser definidos como os instrumentos que permitem a extensão entre a mão do cirurgião e a cavidade peritoneal (Prisco, 2002). Estes impedem a saída do gás, permitindo a sua administração contínua, e a introdução de diferentes instrumentos. Para uma imagem clara das estruturas sujeitas a cirurgia são adicionadas câmaras de vídeo, que enviam as imagens para os monitores colocados no campo de visão do cirurgião (Soper *et al.*, 1994). Na Figura 2 é possível visualizar um esquema exemplificativo de colocação dos instrumentos para a realização da cirurgia laparoscópica.

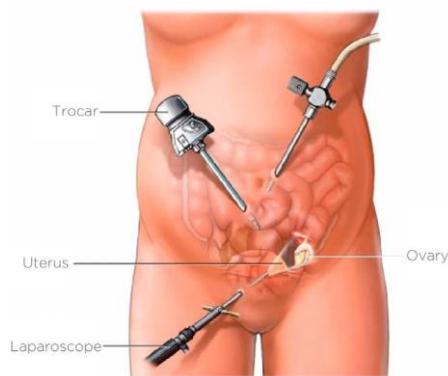


Figura 2 - Esquema da inserção dos instrumentos para a realização de uma cirurgia laparoscópica (Moore & Gunnarsson, 2009).

A laparoscopia tem vindo a evoluir ao longo dos anos e como tal desenvolveu variantes, como por exemplo, a laparoscopia assistida com mão (HALS). A laparoscopia assistida com mão difere da laparoscopia na medida em que é possível ao cirurgião ou ao assistente inserir uma mão de forma a ajudar no decurso da cirurgia (Cuschieri, 2005). Na Figura 3 é possível visualizar um esquema da inserção da mão no decurso da cirurgia HALS.

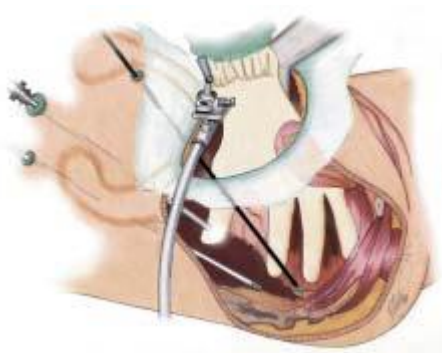


Figura 3 - Inserção da mão no decurso da cirurgia (Lacombe & Neto, 2003).

Perante a forma mais clássica de cirurgia laparoscópica, a cirurgia laparoscópica assistida com mão apresenta certas vantagens, tais como, uma maior eficiência na execução, haver um controlo imediato de hemorragias, menos lesões provocadas pelo afastador e à uma maior facilidade em remover os órgãos. Apesar das suas vantagens esta também apresenta desvantagens, o cirurgião necessita estar numa posição que coloca a sua coluna em lordose<sup>1</sup>, visto que a sua mão se encontra a um nível inferior daquela que se encontraria ao segurar no instrumento típico de cirurgia laparoscópica (Cuschieri, 2005).

<sup>1</sup> Lordose: Curvatura acentuada da coluna vertebral.

## 2.3– Vantagens E Desvantagens

A realização da cirurgia laparoscópica apresenta vantagens e desvantagens, tanto para os pacientes como para os cirurgiões. As vantagens da cirurgia laparoscópica são:

1. Reduzir a necessidade de medicação analgésica. O facto de a cirurgia ser pouco invasiva implica que a dor seja menor e menos prolongada, quando comparada com os efeitos da cirurgia aberta. Consequentemente, não é necessário fornecer uma grande quantidade de medicação analgésica (Hacking & Doyle, 2006);
2. Melhorar a função respiratória no pós-operatório. Como consequência de uma menor dor pós-operatória, há uma maior facilidade em respirar profundamente, aumentando a oxigenação e reduzindo a taquipneia (respiração acelerada) e o reflexo de tosse (Hacking & Doyle, 2006);
3. Reduzir o tempo necessário para recuperar. O facto de se realizarem pequenas incisões leva a que o tempo necessário para recuperar seja menor (Hacking & Doyle, 2006);
4. Melhorar o aspeto cosmético. O uso de pequenas incisões melhora o aspeto estético das cicatrizes, passando despercebidas (Hacking & Doyle, 2006);
5. Melhorar a visualização do espaço a operar. O facto de usar câmaras na execução da cirurgia melhora a visualização do local a operar (Hacking & Doyle, 2006).

As desvantagens da realização da cirurgia laparoscópica são:

1. Consequências fisiológicas pela existência de pneumoperitoneu. Este é criado pela insuflação de gás, normalmente dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>), na cavidade peritoneal de forma a separar os órgãos da parede abdominal. O dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) é o gás mais utilizado por ser incolor, não entrar em combustão, é ser muito solúvel e barato (Hacking & Doyle, 2006).
2. Aumento da pressão intra-abdominal. A pressão do pneumoperitoneu deve ser entre 14 mmHg para cirurgias intra-abdominais e 25 mmHg para cirurgias pélvicas. Aquando da existência de pressões superiores estas podem resultar em uma absorção mais rápida do gás, podendo resultar em embolismo do gás e efeitos cardiorrespiratórios significativos. Alguns problemas, não fisiológicos, que podem por em causa a vida do paciente são

pneumotórax, pneumomediastino, embolia venosa e enfisema cirúrgico (Hacking & Doyle, 2006).

3. A posição em que é operado o paciente. A posição de Trendelenburg ainda é muito utilizada na execução da cirurgia laparoscópica. Mas esta apresenta certos efeitos negativos para o paciente, tais como, existência de um aumento na pressão venosa e do débito cardíaco, maior vasodilatação e bradicardia. Esta posição também facilita o desenvolvimento de atelectasia (colapso do pulmão) e a circulação de sangue no cérebro também vai ser afetada (Hacking & Doyle, 2006). Na Figura 4 encontra-se um esquema exemplificativo da posição de Trendelenburg.

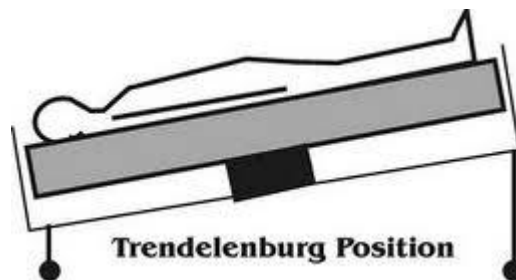


Figura 4 - Posição de Trendelenburg (NurseFrontier, 2016).

A posição de Trendelenburg invertida é utilizada, por exemplo, para a realização da colecistectomia<sup>2</sup> laparoscópica. A desvantagem na utilização desta posição é o reduzido retorno venoso que, por consequência, diminui o débito cardíaco (Hacking & Doyle, 2006). Na Figura 5 apresenta-se um esquema da posição de Trendelenburg invertida.

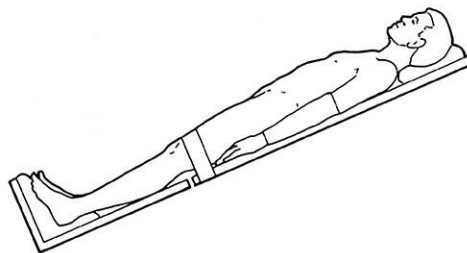


Figura 5 - Posição de Trendelenburg invertida (NurseFrontier, 2016).

4. A dificuldade técnica do procedimento.
5. Lesões vasculares e viscerais. Este tipo de lesões têm uma incidência de 0,06% e 0,4%. Estas podem ser causadas pela agulha de *Veress*, pelos trocares ou pela cauterização ou laceração com os instrumentos laparoscópicos (Ramacciotti & Gomes, 2004).
6. Dificuldade em avaliar a quantidade de sangue perdido.

---

<sup>2</sup> Remoção cirúrgica da vesícula biliar.

A realização de cirurgias laparoscópicas permite que, as estadias nos hospitais sejam mais curtas, diminuindo os custos com o internamento dos pacientes. Como resultado, o número de pacientes tratados aumenta, existindo uma redução nas listas de espera (Moore & Gunnarsson, 2009).

## **2.4– Áreas de Aplicação**

A cirurgia laparoscópica encontra-se distribuída por várias especialidades médicas, entre elas, a cirurgia geral, a gastroenterologia, a ginecologia, a urologia, a cirurgia do tórax, a cirurgia pediátrica, a cirurgia plástica, a ortopedia, a neurocirurgia, a cirurgia vascular e a otorrinolaringologia (Ramacciotti & Gomes, 2004).

Os procedimentos laparoscópicos que são realizados com mais frequência são, a colecistectomia, ou seja, a remoção da vesícula biliar, a adrenalectomia - remoção de uma ou de ambas as glândulas suprarrenais, a esplenectomia - remoção parcial ou completa do baço, a histerectomia - a remoção parcial ou completa do útero, a correção da hérnia inguinal e a remoção de hérnias que ocorrem na zona da virilha (Jones & Jones, 2001).

## **2.5- Instrumentos Laparoscópicos**

A laparoscopia avançou de uma técnica de diagnóstico para uma técnica de tratamento, o que levou à necessidade de aperfeiçoamento dos instrumentos utilizados. O material, de uma forma geral, divide-se em cinco classes de instrumentação laparoscópica, como por exemplo, podem ser referidos os trocares, pinças, tesouras e material de sutura, pertencentes à mesma classe, equipamento de imagem, equipamento de insuflação, equipamento de hemóstase e equipamento de aspiração/irrigação. Segue-se uma breve explicação à cerca de algum material laparoscópico.

- **Agulha de Veress**

A agulha de *Veress* tem como principal função a criação do pneumoperitoneu antes da inserção dos trocares. Relativamente à sua constituição, esta, exteriormente, é constituída por uma agulha afiada e, interiormente, por um obturador com mola (Lomanto & Cheah, 2004).



Figura 6 - Agulha de *Veress* (Lomanto & Cheah, 2004).

- **Trocares**

O trocar é o instrumento que permite ao cirurgião uma ligação entre a sua mão e cavidade periotenal. Este é constituído por um canudo oco que tem uma válvula para impedir a saída do dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>). Existem diferentes medidas de diâmetros e tamanhos, de acordo com as circunstâncias como por exemplo de 10mm e 5mm (Lomanto & Cheah, 2004). Existem dois tipos de trocares, os descartáveis e os reutilizáveis (Prisco, 2002).



Figura 7 - Trocares (Lomanto & Cheah, 2004).

- **Pinças**

As pinças utilizadas na cirurgia laparoscópica podem ser divididas em dois tipos, de prensão e de disseção, podem ainda ser divididas em traumáticas e atraumáticas. As pinças de prensão podem ser fenestradas ou fechadas, sendo que a força passível de ser aplicada é diretamente proporcional ao tamanho dos dentes. Relativamente às pinças de disseção estas podem ser curvas ou retas (Prisco, 2002). Os manípulos das pinças têm um mecanismo de cremalheira para bloquear a pinça e, conseqüentemente, fixar os tecidos, permitindo que o cirurgião tenha algum descanso quando é necessário segurar os tecidos durante grandes períodos de tempo (Lomanto & Cheah, 2004).



Figura 8 - Pinça laparoscópica (Lomanto & Cheah, 2004).

- **Tesouras**

As tesouras são dos instrumentos mais importantes na cirurgia laparoscópica (Nakajima *et al.*, 1986). As tesouras mais utilizadas são semelhantes às de Metzbraum, com uma ligação para

diatermia. Diatermia é o processo pelo qual, através de eletricidade, é possível coagular vasos sanguíneos ou destruir tecidos. Existem variadas formas de tesouras, estas podem ser retas, curvas, com lâminas lisas ou dentadas e podem ter mecanismo de prensão durante o corte (Prisco, 2002).



Figura 9 - Tesoura laparoscópica (Lomanto & Cheah, 2004).

# Capítulo 3

## Ergonomia

O termo Ergonomia é derivado das palavras gregas *Ergon* (trabalho) e *nomos* (Regras) (Armond, 1961). Foi por volta do ano de 1857 que, se definiu pela primeira vez o termo de ergonomia, sendo este concebido por um cientista polaco, apelidado de Wojciech Jarstembowsky. Este definiu o conceito de ergonomia da seguinte forma, “A ergonomia, como uma ciência do trabalho, requer que entendamos a atividade humana em termos de esforço, pensamento, relacionamento e dedicação”. É possível afirmar que a ergonomia se baseia na interação de diferentes áreas como a anatomia, a fisiologia, a psicologia e a engenharia, de forma a que seja possível combiná-las para abordar diferentes sistemas (Supe *et al.*, 2010). A ergonomia pode ser vista como a ponte entre o comportamento humano e a tecnologia, esforçando-se para que os futuros equipamentos de trabalho tenham uma maior facilidade de utilização (Stone & Mccloy, 2004).

O principal objetivo da ergonomia é melhorar a interação entre o Homem e o ambiente de trabalho, ou seja, melhorar as condições de trabalho, através da prevenção da ocorrência de acidentes e do desenvolvimento de doenças por parte dos profissionais e, como consequência, obter uma maior produtividade (Serranheira *et al.*, 2010).

### 3.1 – Divisão da Ergonomia

A ergonomia encontra-se dividida em três secções de especialização, a física, a organizacional e a cognitiva. A ergonomia física, tal como o nome indica, está relacionada com as características e capacidades físicas do Homem. Esta relaciona principalmente os conhecimentos de

anatomia, fisiologia, antropometria e biomecânica, ou seja, atividade física. Os estudos desenvolvidos por este ramo da ergonomia centram-se no estudo de posturas, manipulação de materiais, movimentos repetitivos, lesões músculo-esqueléticas, projetos de concepção, disposição e implantação dos postos de trabalho e, por fim, saúde e segurança dos trabalhadores. A ergonomia organizacional tem como principal foco a otimização dos sistemas sociotécnicos, incluindo as suas políticas e processos. Para tal são realizados estudos sobre a comunicação, gestão de recursos, concepção do trabalho e organização do tempo e do trabalho de equipa. Relativamente à ergonomia cognitiva, esta tem um papel ativo nos processos mentais como a perceção, memória, raciocínio e resposta motora. Realiza estudos de forma a avaliar a carga mental, tomada de decisão, desempenho, interação Homem/Máquina, fiabilidade humana, erro humano e *stress* relacionado com o trabalho (Serranheira *et al.*, 2010).

A ergonomia pode não só ser aplicada ao nível de desenvolvimento de produtos, mas também à avaliação e melhoria do ambiente de trabalho. Para tal, é necessário ter em consideração três aspetos que são fundamentais na aplicação da ergonomia: a eficiência, o conforto e a segurança. A eficiência pode ser definida como um coeficiente entre o esforço aplicado e o benefício. O conforto, reflete-se pelo estado físico e mental em que os utilizadores não apresentam ou sentem desconforto. A segurança depende do produto ou ambiente que se pretende analisar, sendo que, neste caso, avaliam-se não só os sucessos mas também os erros (HM Goossens R, 2001).

### **3.2 – Ergonomia na Medicina**

Na área da medicina tem se verificado um aumento da consciência da importância da ergonomia e da sua aplicação na análise dos sistemas médicos. Mas, apesar desta atenção estar a ser reforçada, segundo a *Food and Drugs Administration* (FDA), nos Estados Unidos da América, estima-se que metade dos 1.3 milhões de acidentes, por ano, com pacientes estejam relacionados com uma fraca configuração e *design* dos instrumentos médicos (Berguer, 1999).

A aplicação da ergonomia no meio hospitalar pode fornecer informação fundamental ao gestor e administrador hospitalar. Com esta informação é possível aplicar medidas no sentido de prevenir incidentes, acidentes e/ou doenças dos profissionais, numa perspetiva de aumentar

o rendimento/produktividade dos profissionais de saúde. O meio hospitalar apresenta várias particularidades tais como, tratar-se de um meio com elevada complexidade e pressão temporal, elevada tensão para promover os melhores cuidados possíveis, a existência de uma grande diversidade humana, a prevalência de colaboradores do sexo feminino, o progressivo envelhecimento dos profissionais de saúde, uma elevada exigência física e o facto de o trabalho ser realizado por turnos (Serranheira *et al.*, 2010).

A área da cirurgia é um exemplo onde a aplicação da ergonomia é fundamental, pois a execução de cirurgias requer, por parte do cirurgião um alto nível de preparação intelectual, muitas boas capacidades motoras, de resolução de problemas, de lidar com situações de emergência, de resistência física e, ainda, um local de trabalho eficiente e controlado (Berguer, 1999).



## Capítulo 4

### Ergonomia na Cirurgia Laparoscópica

A integração da ergonomia na realização de cirurgia laparoscópica é de extrema importância, na medida em que esta possibilita uma melhoria na eficiência, na segurança e no conforto do bloco operatório (Supe *et al.*, 2010).

Para melhor compreender a atuação da ergonomia neste tipo de cirurgia é necessário perceber quais as principais diferenças entre a cirurgia laparoscópica e a cirurgia aberta. Os cirurgiões, na realização da cirurgia aberta, apresentam um grande número de graus de liberdade e o seu trabalho funciona em linha com o seu eixo visual, ou seja, têm uma visão tridimensional. É também possível ter um *feedback* diretamente, subentendendo-se por *feedback*, a informação que é possível obter tanto pela visão como pelo tato. O maior número de graus de liberdade deve-se ao facto de a cirurgia aberta ser realizada através de uma incisão de grande dimensão providencia aos cirurgiões uma maior liberdade de movimentos. Por outro lado, na cirurgia laparoscópica, visualmente o cirurgião apenas tem acesso a imagens apresentadas num monitor, bidimensional, faltando-lhe a percepção de profundidade. Este tipo de cirurgia apresenta apenas quatro graus de liberdade, pois o trabalho do cirurgião encontra-se dependente da liberdade dos movimentos dos instrumentos laparoscópicos que são introduzidos através de incisões pequenas, e o *feedback* obtido é muito reduzido em relação à cirurgia aberta. Em termos de concentração, esta tem que ser muito maior nas cirurgias laparoscópicas, visto que estas apresentam um baixo nível de *feedback*, tanto tátil como visual (Supe *et al.*, 2010). Tendo em conta os fatores acima referidos, a aplicação da ergonomia na cirurgia laparoscópica é fundamental, pois é necessário ultrapassar vários obstáculos para que se torne um procedimento mais ergonómico.

A ergonomia na laparoscopia tem como principais objetivos, tornar mais confortáveis os procedimentos realizados pelos cirurgiões e diminuir o esforço físico comportado pelos mesmos. Os fatores que mais afetam a ergonomia da cirurgia laparoscópica são: a postura do cirurgião, a posição da mesa operatória, dos pedais e do monitor, a configuração dos instrumentos e o tamanho das mãos dos cirurgiões.

#### **4.1 Postura dos Cirurgiões**

Durante a execução da cirurgia laparoscópica os cirurgiões exibem uma postura, muitas das vezes, estática o que implica um maior cansaço físico e mental (Van Veelen *et al.*, 2004). Esta postura estática é assumida devido a vários fatores tais como a visão indireta, realizada através de monitores, instrumentos pouco eficientes e o facto de ter que existir uma divisão mental entre a coordenação visual e motora. Este tipo de postura foi comprovado ser mais incapacitante e prejudicial que uma postura dinâmica, isto porque os músculos e os tendões formam ácido láctico e toxinas quando mantidos numa posição estática (Modi *et al.*, 2013). Os principais fatores que afetam negativamente a postura são a configuração dos manípulos dos instrumentos, a posição dos monitores, o uso de pedais e a altura da mesa operatória (Van Veelen *et al.*, 2004).

O estudo desenvolvido por Berguer *et al.* (1997) verifica quantos movimentos são realizados por minuto numa cirurgia laparoscópica comparativamente com uma cirurgia aberta. Na Figura 10 é possível verificar o número de movimentos realizados por minuto, relativamente à cabeça e costas dos cirurgiões nos diferentes tipos de cirurgia. Os diferentes tipos de cirurgia são, *Open*, significa cirurgia aberta, *Lap*, é a combinação da cirurgia aberta com a laparoscópica e a *Lap only*, a cirurgia laparoscópica.

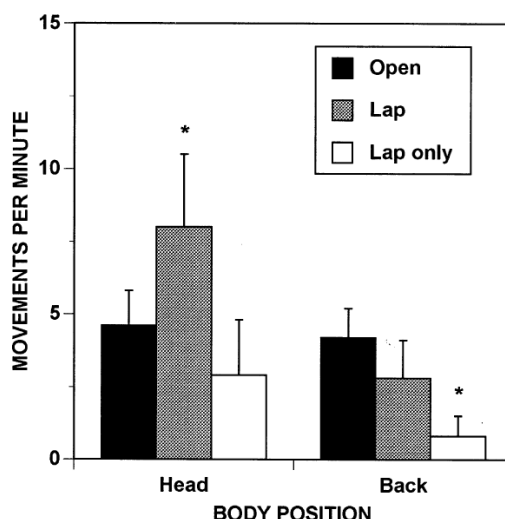


Figura 10 - Comparação dos movimentos realizados por minuto em cirurgia aberta, combinação de cirurgia aberta com laparoscopia e somente laparoscopia (Berguer *et al.*, 1997).

Após a análise da figura acima apresentada, constatou-se que na realização de laparoscopia o número de movimentos por minuto diminui drasticamente, quando comparado com a cirurgia aberta ou com a combinação de ambas (Berguer *et al.*, 1997). É possível concluir, tal como fizeram os autores do artigo, que a posição do cirurgião é mais estática na realização da cirurgia laparoscópica que na cirurgia aberta.

Berguer *et al.* (1999), posteriormente, desenvolveram um outro estudo com o intuito de avaliar quais os locais do corpo onde era sentido maior desconforto, conforme a postura assumida por cada cirurgião. Para tal foi realizado um questionário onde se contabilizaram 149 respostas, sendo os resultados apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 - Resultados do inquérito realizado (R Berguer *et al.*, 1999).

	Never (%)	Occasionally (%)	Frequent (%)
Neck pain	41	43	9
Neck stiffness	33	44	18
Shoulder/arm pain	39	43	12
Shoulder/arm stiffness	40	39	11
Hand and wrist pain	45	36	11
Hand and wrist stiffness	43	40	9
Hand and wrist numbness	59	26	8

Após a análise da Tabela 1, conclui-se que as zonas mais afetadas por uma dor frequente são o pescoço, o ombro, a mão e o punho. A dor do pescoço é mais frequente pois este é mantido

numa posição estática, pela necessidade de estar constantemente a observar as imagens nos monitores. Já as dores associadas ao ombro, mão e punho estão associadas à necessidade de manter os instrumentos o mais estático possível, realizando um trabalho com pouca movimentação dos membros.

Ninh T. Nguyen *et al.* (2001) realizaram um estudo que teve como principal objetivo especificar os movimentos característicos de uma cirurgia laparoscópica, e como objetivo secundário a sua comparação com os movimentos em cirurgia aberta, tal como com os níveis de dor apresentados. Este estudo é baseado no facto de os cirurgiões, durante a cirurgia laparoscópica, tal como já foi referido anteriormente, apresentarem uma posição estática em comparação aos movimentos realizados na cirurgia aberta. Em relação aos movimentos realizados pelos membros superiores, estes encontram-se condicionados pela configuração pouco apropriada dos instrumentos. Para o desenvolvimento do estudo, cinco cirurgiões foram filmados e gravados a realizar oito cirurgias laparoscópicas e oito cirurgias abertas. Ao fim de cada cirurgia cada médico foi sujeito a um questionário acerca do local anatómico onde eram sentidas dores e sobre a intensidade da dor sentida. Os resultados dos vídeos foram tratados e posteriormente apresentados sob a forma de gráfico (Nguyen *et al.*, 2001). Na Figura 11 verificam-se as médias dos números de movimentos realizados pelo pescoço em cirurgia aberta e laparoscópica.

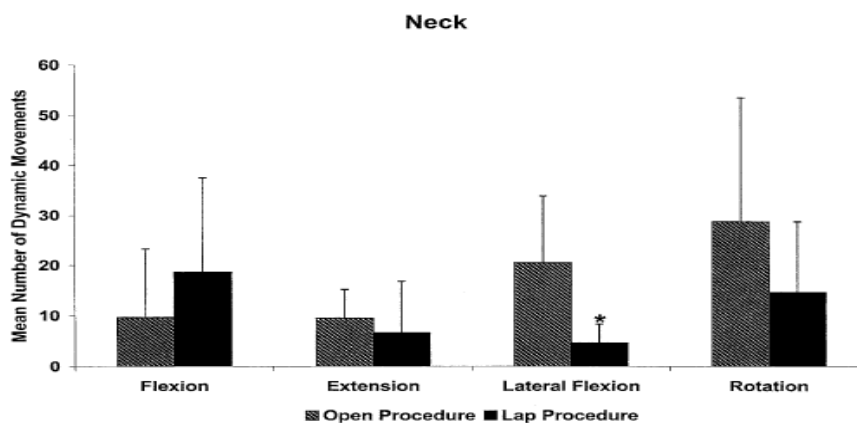


Figura 11 - A média do número de movimentos do pescoço na primeira hora de cirurgia aberta e laparoscópica (Nguyen *et al.*, 2001).

Verificou-se que após a cirurgia laparoscópica, as queixas de dores e tensão muscular no pescoço são mais recorrentes. Tal facto deve-se à existência de um menor número de movimentos por parte do pescoço do cirurgião quando da realização da cirurgia laparoscópica, ao contrário do que acontece para a cirurgia aberta.

Os cirurgiões relataram, ainda, que após a cirurgia laparoscópica apresentavam um maior cansaço na mão e punho. Para tal facto contribuem fatores como o uso de instrumentos laparoscópicos, a realização de movimentos pouco usuais e de grande esforço durante o procedimento laparoscópico. Os instrumentos são uma das principais causas para o cansaço sentido, visto que estes apresentam uma fraca transmissão de força e obriga os cirurgiões a exercer cerca de quatro a seis vezes mais força do que em cirurgia aberta (Nguyen *et al.*, 2001).

Segundo Quinn *et al.* (2015) a postura pouco ergonómica assumida pelos cirurgiões, durante a execução dos procedimentos laparoscópicos, pode causar muito desconforto e, em última análise, lesões graves. A postura assumida é caracterizada pelo facto de as costas se encontrarem direitas e o pescoço torcido. Os membros superiores são muitas vezes mantidos em flexão/abdução<sup>3</sup> durante uma quantidade de tempo excessivo, de forma a ser possível a manipulação dos instrumentos. Como é necessário manter a mesma posição durante muito tempo, ou seja, manter uma posição estática, inicia-se a acumulação de ácido láctico nos músculos resultando em dor e cansaço, o que poderá, a longo prazo, afetar a longevidade da vida profissional como cirurgião e a habilidade para operar (Quinn & Moohan, 2015).

Um dos maiores problemas associados com a impossibilidade de movimentação dos cirurgiões é a obstrução da corrente sanguínea nos membros inferiores, que poderá levar a problemas físicos a longo prazo. Muitos cirurgiões utilizam um suporte de posição, que reduz o cansaço e a pressão sentida nas pernas em cerca 60% (Van Veelen *et al.*, 2004).

Resumindo, a maioria dos cirurgiões laparoscópicos ressentem-se com dores musculares após a realização das cirurgias, principalmente na zona das costas, pescoço, mão e punho. Sendo estas dores causadas pelas posturas adotadas no decorrer das cirurgias. A postura estática assumida pelos cirurgiões laparoscópicos deve-se a fatores como a configuração dos instrumentos, posição dos monitores, uso de pedais e a altura da mesa operatória.

## 4.2 Posição da Mesa Operatória

A posição em que se encontra a mesa operatória está diretamente relacionada com a altura do cirurgião e com a postura que este assume. O estudo realizado por Van Veelen *et al.* (2004) estabelece que a altura da mesa deve ser estabelecida tendo em conta a altura do cirurgião, dada

---

<sup>3</sup> Movimento de afastar o braço do tórax.

a sua influência no esforço comportado pelos membros superiores. Para o esforço sentido nos membros superiores ser menor deve-se ter em conta a altura da mesa segundo um fator de 0,7 ou 0,8 da altura dos cotovelos dos cirurgiões (Van Veelen *et al.*, 2004).

Quinn *et al.* (2015) afirmam que as mesas operatórias existentes nos hospitais não estão adaptadas para promover uma postura ergonómica na realização de cirurgias laparoscópicas. Para as mesas operatórias promoverem uma postura ergonómica, estas têm que ser colocadas de forma a que os braços dos cirurgiões mantenham um ângulo de 90°. A altura da mesa situa-se, normalmente, entre 65 e 100 cm do chão, sendo, também, bastante comum os cirurgiões utilizarem um estrado de forma ajustar melhor a sua altura perante a mesa. No entanto, esta situação torna a sua postura mais instável, principalmente quando utilizados os pedais de diatermia<sup>4</sup> (Quinn & Moohan, 2015).

De acordo com o estudo de Uptal De (2005) a necessidade de utilização de instrumentos mais longos afeta diretamente a altura da mesa operatória. Para que o desconforto e a dificuldade, que advêm da utilização dos instrumentos, fossem minimizados estes teriam de ser utilizados à altura dos cotovelos. Para tal, a mesa teria que se encontrar a uma altura de entre 64 cm a 77 cm do nível do chão (De, 2005).

Em suma, a altura da mesa operatória tem direta influência sobre a postura e esforço comportado pelos membros e costas do cirurgião.

### **4.3 Posição dos Pedais**

Os pedais na cirurgia laparoscópica encontram-se no chão fora do campo de visão do cirurgião. Estes têm como principal função a utilização de equipamento ultrassónico e de diatermia. O facto de os pedais se encontrarem fora do campo de visão dos seus utilizadores faz com que estes tenham que estar em permanente contacto com eles. Isto provoca uma divisão desigual do peso do corpo sobre as duas pernas, desencadeando desconforto físico e potenciais lesões, com a manutenção dessa posição ao longo do tempo (Van Veelen *et al.*, 2004).

Segundo Quinn *et al.* (2015) a posição assumida pelos cirurgiões para a utilização dos pedais de diatermia faz com que o peso do corpo seja suportado na sua totalidade por apenas uma

---

<sup>4</sup> Aplicação de energia eléctrica para realização de coagulação ou destruição de tecidos.

perna. Este facto implica que a posição do cirurgião seja mais instável e coloca um esforço acrescido na perna que suporta o peso total do corpo (Quinn & Moohan, 2015).

Segundo estes autores, a disposição e formato dos pedais utilizados para a cirurgia laparoscópica afetam diretamente a postura e o esforço do corpo dos cirurgiões.

#### **4.4 Posição do Monitor**

A posição do monitor afeta profundamente a postura corporal do cirurgião. Segundo Van Veelen *et al.* (2004) a posição ideal para os monitores é de frente para o cirurgião, de forma que a sua cabeça apenas tenha que fletir entre 15° a 45°, relativamente à linha horizontal do olhar (Van Veelen *et al.*, 2004). Pelo estudo desenvolvido por Modi *et al.* (2013) concluiu-se que a altura dos monitores deve ser definida entre 10° a 35° abaixo da linha horizontal do olhar (Modi *et al.*, 2013). Para que todos os membros que integram a equipa do bloco operatório possam visualizar as imagens nos monitores, estes têm que se colocar em posições desconfortáveis, visto que os monitores têm que estar à medida do cirurgião. Por este motivo, as zonas mais afetadas por desconforto e dor são o pescoço, os ombros e os membros superiores (van Det *et al.*, 2009).

De acordo com Quinn *et al.* (2015) a posição do monitor afeta diretamente o grau de rotação ou extensão/flexão do pescoço do cirurgião, durante a realização da cirurgia laparoscópica. No caso mais geral, existe apenas um monitor no fundo da mesa operatória, mas obriga o cirurgião a rodar o tronco axialmente para conseguir ver. Isto pode causar fadiga e esforço muscular, especialmente durante cirurgias mais demoradas (Quinn & Moohan, 2015).

A altura ideal para o monitor, segundo Quinn *et al.* (2015), situa-se entre 5 a 9 graus abaixo da linha horizontal de visão ou cerca de 20 cm abaixo da altura do cirurgião. A distância do monitor ao cirurgião também apresenta implicações no cansaço ocular sentido. Para que este seja mínimo, os autores aconselham manter o monitor, preferencialmente, entre 80 cm e 120 cm de distância de forma a evitar acomodação, convergência e um olhar fixo durante um grande período de tempo. O tamanho dos monitores é um fator decisivo no estabelecimento das distâncias. Com o aumento do tamanho dos monitores também a distância entre o cirurgião e o monitor deve aumentar, mantendo a distância mínima de 90 cm, independentemente do tamanho do monitor (Quinn & Moohan, 2015).

Resumindo, a posição dos monitores afeta a postura corporal dos cirurgiões, o que leva a que as zonas como o pescoço, os ombros e os membros superiores sejam sujeitas a uma maior desconforto e dor. A posição ideal para os monitores é normalmente estabelecida segundo a linha horizontal do olhar dos cirurgiões.

#### **4.5 Configuração dos Manípulos dos Instrumentos**

A configuração dos manípulos dos instrumentos são um tema de extrema importância visto que estes representam a interface principal entre o cirurgião e o paciente. Mas a sua ergonomia apenas é testada após a colocação no mercado (HM Goossens R, 2001). Um dos principais problemas dos instrumentos que existe atualmente é a sua configuração, sendo a causa de vários problemas físicos que afetam os cirurgiões. Os principais problemas que foram identificados consistem num esforço acrescido por parte do punho e a existência de pontos de extrema pressão, tanto nos dedos como na palma da mão (Van Veelen *et al.*, 2004). Os dados recolhidos pela *Society of American Gastrointestinal and Endoscopic Surgeons* (SAGES) revelaram que, os instrumentos laparoscópicos têm manípulos ergonomicamente inadequados e uma transmissão de força ineficiente. Estes dois fatores podem levar a que os cirurgiões sofram de cansaço, desconforto e parestesia da mão (De, 2005).





Segundo uma pesquisa realizada na *Annual Conference of the German Society of Surgery*, cerca de 83,4% dos cirurgiões presentes afirmaram ter problemas com a configuração dos instrumentos laparoscópicos. Cerca de 36,4% sentiam, nas mãos, áreas com grande pressão, 56,9% trabalhavam com posições de mão e braço desconfortáveis e, por fim, cerca de 41% dos cirurgiões reportaram situações potencialmente perigosas devido à posição e a dores relacionadas com o trabalho. Muitos dos problemas referidos pelos cirurgiões advêm dos manípulos com configuração em anel. Como resultado da utilização de manípulos pouco ergonómicos, os cirurgiões em todo o mundo sentiam dores, câibras musculares e áreas com demasiada pressão. Uma das zonas anatómicas onde podem ser sentidas dores é nos dedos onde, por consequência, pode desenvolver-se neuropraxia<sup>5</sup> (Büchel *et al.*, 2010).

---

<sup>5</sup> Uma forma de lesão dos nervos, como por exemplo paralisia.

A configuração dos manípulos dos instrumentos, utilizados em cirurgia laparoscópica, apresentam diferentes configurações, sendo o mais utilizado, o manípulo de pistola. Segundo Berguer *et al.* (1999) a forma de pistola com anéis foi considerada desconfortável, podendo mesmo levar à compressão dos nervos dos dedos (Berguer *et al.*, 1999). Os formatos dos manípulos mais utilizados são os que se apresentam na Tabela 2.

Tabela 2 - Avaliação dos diferentes manípulos segundo oito parâmetros de ergonomia, ✓ - satisfaz o parâmetro, x - não satisfaz o parâmetro e ● - não se aplica (Van Veelen & Meijer, 1999).

				
1. Grip opening	✓	●	✓	✓
2. Ring dimensions	✓	✓	✓	●
3. Angle handle-tube	x	x	x	x
4. Presence spring	x	x	x	✓
5. Flex./ext. fingers	x	x	✓	✓
6. Thumb manipulation	x	●	x	●
7. Big contact area	x	x	x	✓
8. Little force	✓	✓	✓	x

Na Tabela 2 é possível observar que não existe uma configuração de manípulo que compreenda, satisfatoriamente, os oito requisitos, conseguindo-se atingir, apenas, um máximo de quatro deles.

Sintetizando, o principal problema associado aos manípulos dos instrumentos laparoscópicos é a sua configuração. Esta tem levado ao desenvolvimento de várias patologias, principalmente ligadas às mãos, tais como pontos de pressão, parestesia e neuropraxia, entre outras.

#### 4.6 Mãos dos Cirurgiões

O tamanho das mãos dos cirurgiões, segundo Berguer & Hreljac (2004), é uma variável importante no que respeita ao desenvolvimento e à configuração dos instrumentos. Estes autores realizaram um estudo em que o principal objetivo consistia em verificar a correlação entre o tamanho das mãos, a existência prévia de problemas músculo-esqueléticos e a dificuldade na utilização dos instrumentos. Para tal, foi enviado um questionário para mais de 11 mil cirurgiões, obtendo 726 respostas, sendo 159 de mulheres e 567 de homens. Os cirurgiões foram divididos conforme o tamanho de luvas utilizadas, agrupando-os por tamanhos S, M e L. De acordo com a análise efetuada é possível estabelecer que as pessoas que se encontram no grupo S têm maior

dificuldade no manuseamento dos instrumentos quando comparados com o grupo de pessoas com mãos do tamanho M e L (Berguer & Hreljac, 2004). Na Figura 12 é possível observar a percentagem de tempo que os cirurgiões sentem dificuldades a manusear os diferentes instrumentos, segundo o tamanho das suas mãos.

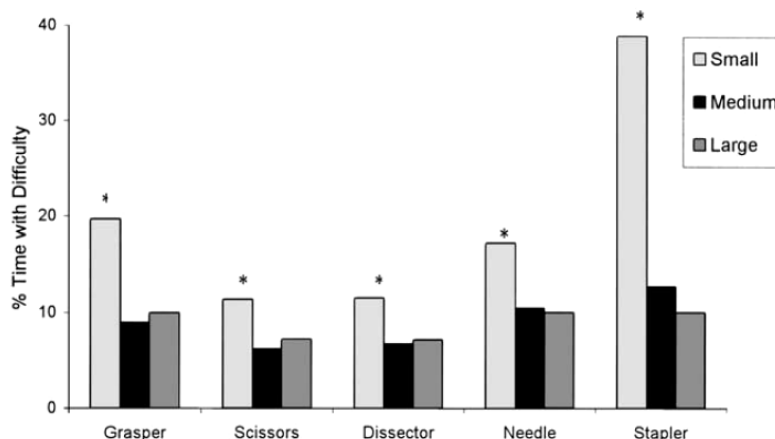


Figura 12 - A percentagem de tempo a experienciar dificuldades na utilização de vários instrumentos laparoscópicos para os 726 cirurgiões (Berguer & Hreljac, 2004).

As mulheres que se encontram no grupo S e M têm mais dificuldade em utilizar as tesouras e os agrafadores, do que as mulheres com as mãos de tamanho L (Berguer & Hreljac, 2004). Na Figura 13 encontra-se um gráfico que relaciona os tamanhos das mãos com a percentagem de tempo em que as cirurgiãs apresentam dificuldades no manuseamento de cada tipo de instrumento.

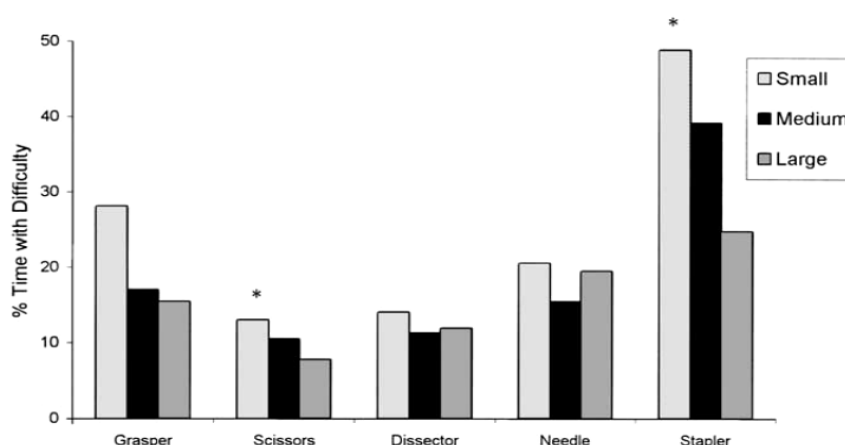


Figura 13 - A percentagem de tempo a experienciar dificuldades na utilização de vários instrumentos laparoscópicos para as 159 cirurgiãs (Berguer & Hreljac, 2004).

Os sujeitos foram também agrupados segundo a existência de problemas músculo-esqueléticos. Cerca de 26% das respostas obtidas indicaram ter previamente problemas músculo-esqueléticos, tendo como consequência uma maior dificuldade em usar pinças e agrafadores quando comparados com os cirurgiões sem problemas (Berguer & Hreljac, 2004). O tipo de instrumentos laparoscópicos, a existência de problemas músculo-esqueléticos e o tempo de manuseamento com dificuldade dos instrumentos encontram-se relacionados no gráfico da Figura 14.

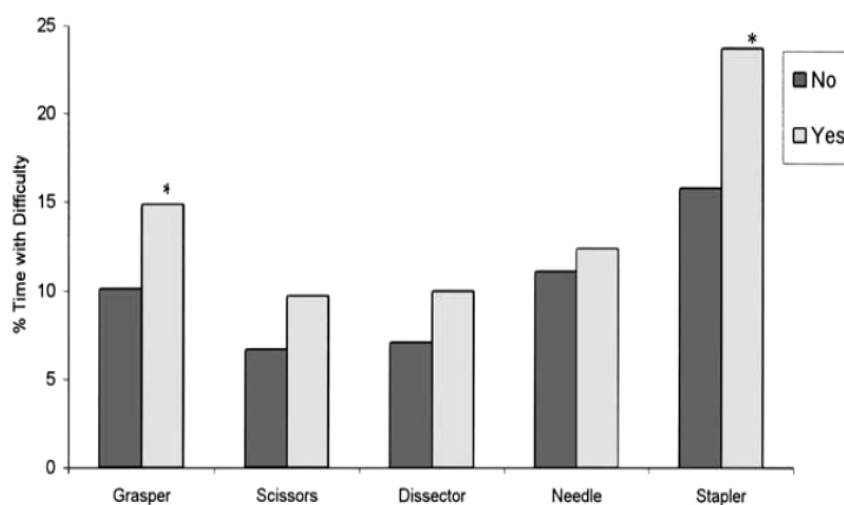


Figura 14 - A porcentagem de tempo a experienciar dificuldades na utilização de vários instrumentos laparoscópicos para os cirurgiões com/sem problemas músculo-esqueléticos (Berguer & Hreljac, 2004).

Foi possível concluir que cerca de 36% dos 726 cirurgiões, demonstram dificuldades significativas na utilização dos instrumentos laparoscópicos. Foi também possível constatar que, muitas das vezes, as cirurgiãs apresentam maiores dificuldades na utilização dos instrumentos, sendo que este facto deve-se ao pequeno tamanho das suas mãos (Berguer & Hreljac, 2004).

Apesar de parecer que este problema afeta uma pequena percentagem de indivíduos, estes valores são significativos para os fabricantes de material laparoscópico, pois cerca de 14,3% dos cirurgiões, no ano de 2000, eram mulheres e mais de 25% destas são cirurgiãs residentes (Berguer & Hreljac, 2004).

Anteriormente, Berguer *et al.* (1999) já tinham realizado estudos relacionados com os membros superiores dos cirurgiões. Estes realizaram um estudo para a avaliação do esforço execu-

tado pelos músculos dos membros superiores, tendo sido efetuadas medições de sinais electro-miográficos (EMG). Os sinais foram medidos enquanto os cirurgiões utilizavam uma pinça laparoscopia e um hemostato típico de cirurgia aberta (Berguer, R. *et al.*, 1999).

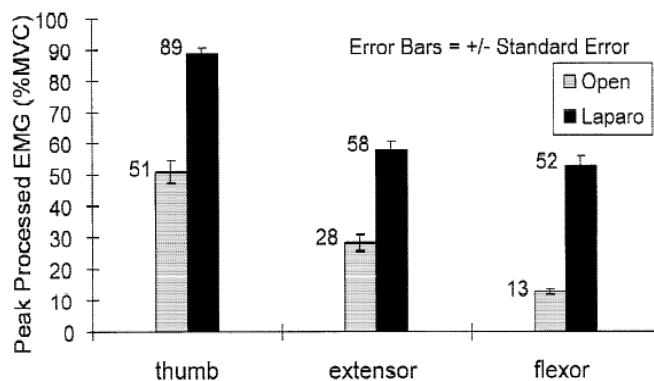


Figura 15 - Sinal de EMG do polegar com a pinça laparoscópica e com o hemostato (Berguer, R. *et al.*, 1999).

Tal como é possível verificar na figura acima apresentada, Figura 18, o esforço exercido pelo músculo do polegar, pelo extensor e flexor, aumenta significativamente ao realizar os movimentos com a pinça laparoscópica, comparativamente com o esforço exercido aquando dos movimentos com o hemostato.

Após a realização deste estudo, os seus autores concluíram que as principais causas do fenómeno supracitado são, os instrumentos laparoscópicos serem mecanicamente menos eficientes que os instrumentos de cirurgia aberta e a configuração dos manípulos dos instrumentos laparoscópicos ser pouco ergonómica na ligação com a mão dos cirurgiões (Berguer, R. *et al.*, 1999).

Recapitulando, os cirurgiões, principalmente as cirurgiãs, com as mãos mais pequenas apresentam uma maior dificuldade na manipulação dos instrumentos. Também foi possível concluir que o esforço exercido pelos músculos é maior no manuseamento de instrumentos laparoscópicos quando comparados com os instrumentos da cirurgia aberta.

#### 4.7 Consequências Físicas Subjacentes À Cirurgia Laparoscópica

Os cirurgiões são profissionais que têm um trabalho de extrema responsabilidade, pois lidam com vidas humanas, abrangendo atividades que requerem um esforço físico e mental acres-

cido. A cirurgia necessita de um nível de preparação intelectual muito grande, habilidades motoras apuradas, resistência física e capacidades de resolução de problemas, mesmo em situações de *stress* (Diniz & Guimarães, 2002). Os cirurgiões são dos profissionais de saúde que se encontram em risco de desenvolverem sintomas de doenças do sistema músculo-esquelético, diretamente relacionadas com o trabalho exercido (Esposito *et al.*, 2013).

No caso da cirurgia laparoscópica, o esforço que é necessário realizar é relativamente superior ao esforço requerido pela cirurgia aberta. Os cirurgiões têm tendência a manter uma postura mais estática, relativamente às costas e aos ombros, aumentando o cansaço sentido nesses locais. A configuração dos instrumentos laparoscópicos resulta em que os cirurgiões tenham que colocar os dedos e as mão em posições desconfortáveis, podendo resultar em lesões como pontos de pressão, compressão dos nervos e cansaço dos membros superiores (Esposito *et al.*, 2013). O facto de os cirurgiões usarem constantemente e forçarem certos músculos pode resultar em lesões nos tendões, como tendinites e tenossinovite<sup>6</sup> (Polo *et al.*, 1999).

As queixas mais recorrentes dos cirurgiões são, dores no pescoço e inflamações nas articulações, tendo sido apurado que estas se devem, essencialmente, à posição dos monitores. Outras restrições físicas são a inflamação da cervical, dor nas articulações do ombro e dos dedos, lesões musculares localizadas nas mãos e ainda síndrome do túnel cárpico (Supe *et al.*, 2010). Existem bastantes cirurgiões que, após a realização de cirurgias laparoscópicas, sofrem de longos períodos de parestesia. A parestesia define-se como a sensação de adormecimento, formigueiro, picada ou até de queimadura da pele. Esta pode ser transitória ou crónica. Um dos casos no qual se pôde verificar parestesia foi num cirurgião que realizou uma colecistectomia por laparoscopia. Este teve de sustentar a mesma posição, com *fórceps* de manípulo em anel, durante dez minutos, o que resultou em parestesia na zona assinalada na Figura 16. Esta parestesia teve uma duração de três semanas. No entanto, este tipo de lesão pode tornar-se crónica pela lesão contínua dos mesmos tecidos (Horgan *et al.*, 1997).

---

<sup>6</sup> Inflamação do tendão, impedindo a movimentação da articulação.

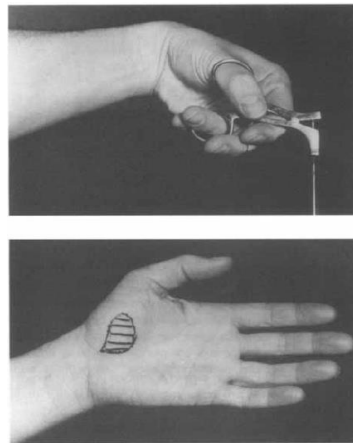


Figura 16 - (Em cima) Posição assegurada durante dez minutos, (Em baixo) zona que sofreu parestesia (Horgan et al., 1997).

O estudo desenvolvido por Ofer Gofrit *et al.* (2008) teve como propósito relatar quais e com que frequência eram sentidas as lesões por parte dos cirurgiões laparoscópicos. Foram questionados cerca de 73 cirurgiões, especificamente urologistas, cuja a média de cirurgias por semana era de 3,1 e no total tinham uma média de 117 cirurgias realizadas. Apenas 10,9% dos inquiridos tinham previamente doenças neuromusculares e artríticas. Cerca de 30% dos cirurgiões desenvolveram lesões neuromusculares e artríticas durante a execução de cirurgias laparoscópicas. A lesão mais frequente, relatada por 18% dos profissionais, foi a parestesia. As zonas das mãos mais propícias e onde foi identificada parestesia foram o polegar e o dedo médio. De acordo com o estudo foi ainda possível estabelecer uma relação entre o número de cirurgias e o risco de sofrer lesões. A realização de um maior número de cirurgias está diretamente ligada com o aumento das percentagens de lesões (Gofrit *et al.*, 2008).

Esposito *et al.* (2013) estudaram a relação entre o aparecimento de sintomas de lesões músculo-esqueléticas relacionadas com a ocupação profissional e o facto de os cirurgiões realizarem cirurgias laparoscópicas pediátricas. Este tipo de cirurgia requer um maior esforço físico e mental por parte do cirurgião, quando comparado com a típica cirurgia laparoscópica. O facto acima referido, aliado a fatores como a configuração dos manípulos dos instrumentos e uma postura muito estática, leva a que os cirurgiões possam vir a sofrer lesões devido a pontos de pressão, à compressão dos nervos e ao cansaço excessivo dos membros superiores (Esposito *et al.*, 2013).

Para a elaboração do estudo foram desenvolvidos dois questionários, um relativo a sintomas de lesões músculo-esqueléticas após cirurgia laparoscópica e outro relativo à cirurgia aberta.

Estes questionários foram enviados para 25 cirurgiões, tendo sido obtidas 23 respostas. Após a análise dos dados, foi possível concluir que, aproximadamente, 80% dos cirurgiões inquiridos sofrem de sintomas de lesões músculo-esqueléticas. Os resultados do estudo também confirmam que os sintomas de lesões músculo-esqueléticas são mais frequentes em cirurgiões laparoscópicos (78,2%) que em cirurgiões gerais (56,5%). Neste estudo também foi considerada a experiência dos cirurgiões laparoscópicos. O grupo de profissionais com mais experiência apresenta uma maior percentagem de queixas de sintomas de lesões músculo-esqueléticas (84,6%) que o grupo com pouca experiência (70%) (Esposito *et al.*, 2013).

Com os resultados deste estudo foi possível assumir que os cirurgiões com mais experiência sofrem de mais dores nas articulações, como por exemplo o ombro, o pescoço, o pulso e o cotovelo. Muitos destes profissionais têm que tomar medicamentos para as dores, pelo menos, duas vezes na semana (Esposito *et al.*, 2013).

Resumindo, os cirurgiões laparoscópicos têm uma maior probabilidade de desenvolvimento de patologias do sistema músculo-esquelético. O tipo de lesões mais comuns são a compressão de nervos, lesões nos tendões, inflamações das articulações, síndrome do túnel cárpico e parestesia. Uma das principais causas é a configuração dos manípulos dos instrumentos laparoscópicos.



# Capítulo 5

## Procedimento Experimental

O formato dos instrumentos laparoscópicos é responsável pela maior parte das patologias desenvolvidas pelos cirurgiões laparoscópicos. Tendo em conta que na literatura não havia informação coerentes acerca dos esforços sofridos pelos dedos/mãos dos cirurgiões, foi pensado medir a força dos dedos no movimento de gatilho e medir o tamanho dos mesmos.

Assim, no presente capítulo é apresentado todo o procedimento experimental. Inicialmente, é definida a amostra com a qual vão ser realizados os ensaios experimentais e, de seguida, irá ser descrito o dimensionamento das plataformas de medição de força e dos comprimentos dos dedos.

### 5.1 - Amostra

Para a realização das medições, tanto da força registada em cada dedo como do tamanho das mãos, foi necessário definir um mínimo para a amostra da população. Este mínimo foi definido como sendo um total de 40 indivíduos – 20 do sexo masculino e 20 do sexo feminino. Foi estabelecido como mínimo de amostra 40 indivíduos, pois para estabelecer uma amostra ser considerada estatisticamente relevante a amostra tem que ter no mínimo 30 indivíduos. Assim, no total mediram-se as mãos e as forças dos dedos, exceto o mindinho, de 56 indivíduos, sendo 27 do sexo feminino (48,2%) e 29 do sexo masculino (51,8%).

## 5.2 - Dimensionamento da plataforma de medição de força

A estrutura da plataforma de medição de força é constituída por uma base com 700x150 mm de dimensão e 3 mm de espessura, esta apresenta quatro cortes retangulares para a colocação de duas tiras velcro para a imobilização do braço, duas cantoneiras de 700x15 mm de dimensão e 3 mm de espessura, um perfil em T com 200 mm de altura com uma base em quadrado de 60x60 mm com 2 mm de espessura, e uma célula de carga.

O desenvolvimento da plataforma de medição de força ocorreu com várias alterações ao projeto inicial pois, após a análise em situações de esforço, identificaram-se zonas nas quais eram necessárias realizar alterações. Realizaram-se alterações no projeto inicial porque este sofria deformações que poderiam comprometer os resultados das medições dos esforços. Também relativamente à escolha da célula de carga foi necessário realizar várias tentativas, pois as medições eram afetadas por deformações das células de carga.

### 5.2.1 Projeto 1

Inicialmente foi estabelecido que as forças exercidas pelos dedos seriam medidas através da quantificação da deformação de dois extensómetros colocados num provete de Alumínio. Os extensómetros escolhidos foram da marca HBM com uma resistência de  $120 \Omega$  (+/- 0,35%), sendo específicos para a medição da deformação em Alumínio (HBM, 2016). Na Figura 17 encontra-se a célula de carga com os dois extensómetros.

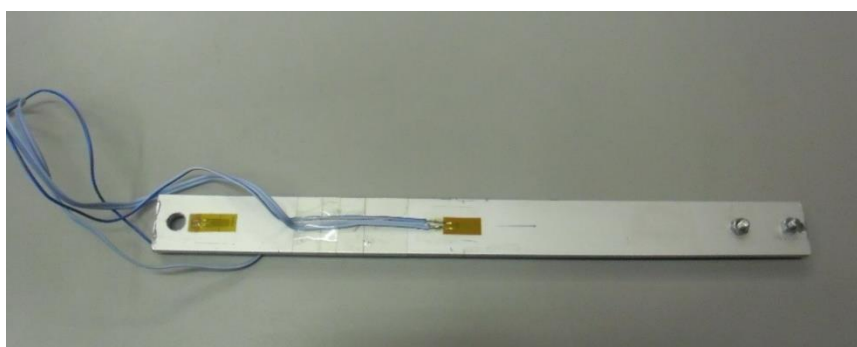


Figura 17 – Célula de carga com extensómetros de Alumínio.

A estrutura, onde a célula de carga foi colocada, foi construída em aço, uma vez que este material apresenta uma maior resistência à deformação que o alumínio, não influenciando os valores medidos. A plataforma foi desenhada no *software* de desenho SOLIDWORKS, e é

composta por uma base em chapa de 700 mm, um perfil em T de 200 mm, duas cantoneiras de 700 mm e a célula de carga. O primeiro modelo desenvolvido encontra-se representado na Figura 18. Os desenhos de definição do Projeto 1 podem ser consultados no Anexo A.1.

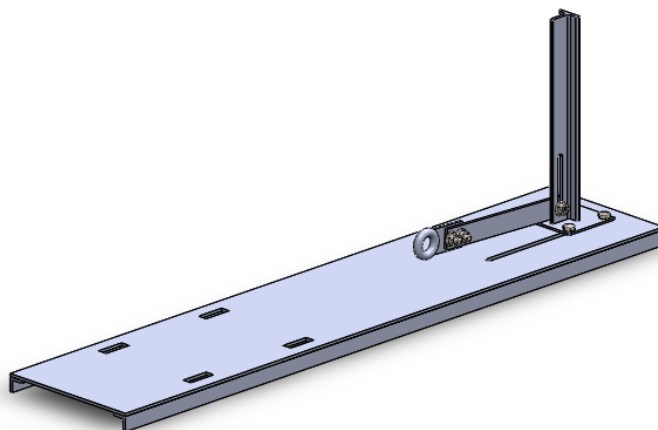


Figura 18 - Projeto 1 da plataforma.

A base da plataforma foi desenhada com um tamanho que permitisse a colocação do braço, numa posição de imobilização, e o apoio da mão. O carril onde se encontra o perfil em T permite que este seja colocado em diferentes posições, podendo ser adaptado conforme o tamanho do braço. A altura da célula de carga também podia ser ajustada.

Este projeto inicial foi testado e foi detetado um problema estrutural. A zona do carril do perfil em T a base sofria demasiada flexão o que poderia vir a influenciar a leitura dos valores de deformação do provete.

Com os ensaios, usando a célula de carga, foi possível verificar que eram obtidos, simultaneamente, valores positivos e negativos para a deformação dos extensómetros, tal como é possível visualizar na Tabela 3. Os valores que se encontram na tabela abaixo não apresentam unidades, são adimensionais.

Tabela 3 -Valores obtidos através da medição das deformações da célula de carga.

Indivíduo	Dedo	Medição				
		1º	2º	3º	4º	5º
27188	1	+89	+42	-60	+30	-20
	2	+36	-24	-52	+10	+5
	3	-25	-31	+71	+33	-7
	4	-15	-36	+41	+45	+20

Tal como é possível verificar na Tabela 3 os valores obtidos das deformações da célula de carga tanto são positivos como negativos na mesma medição. Uma das possíveis causas para esta ocorrência deve-se ao facto de a célula se encontrar encastrado no perfil em T, o que poderia estar a influenciar a medição dos dados. Possivelmente, a medição que estaria a ser realizada seria dos valores de deformação causada pela tração e compressão do provete e não, simplesmente, da força axial induzida por cada dedo. Pois os extensómetros encontravam-se colocados nas laterais do provete, o que significa que um se encontrava à tração e o outro à compressão.

As medições, neste caso, foram realizadas em micro-deformações que posteriormente teriam que ser transformadas para obter valores da força em Newton. Para tal é necessário ter em consideração o esquema que é apresentado na Figura 19.

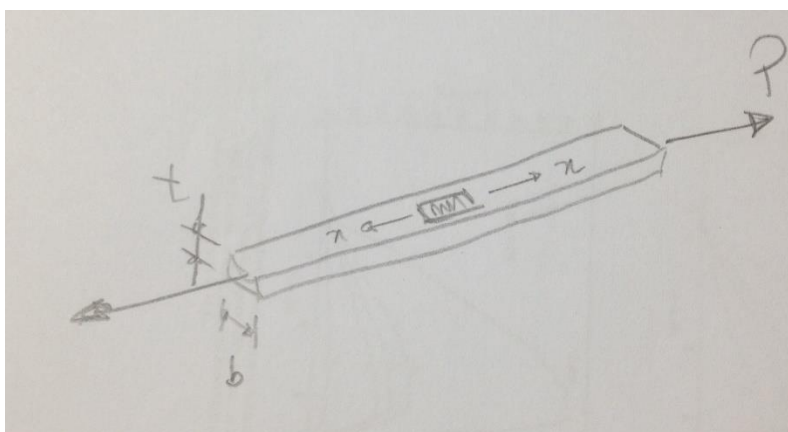


Figura 19 - Esquema representativo das forças aplicadas no provete e da colocação dos extensómetros.

O extensómetro aplicado é linear e as tensões segundo o eixo  $x$  podem-se traduzir pela seguinte equação,

$$\sigma_{xx} = \varepsilon_{xx} E \quad (1)$$

sendo  $\sigma_{xx}$  o valor das tensões segundo o eixo  $x$ , em MPa ou  $\text{N/mm}^2$  e  $\varepsilon_{xx}$  é a deformação segundo o eixo  $x$ , sendo estas adimensionais, e  $E$  é o módulo de elasticidade, neste caso da liga de Alumínio forjado 2014 T6, que é de aproximadamente 70 GPa ( $70 \times 10^3$  MPa). Na Equação 2 é possível ver a relação entre a tensão segundo  $x$  e a força,

$$\sigma_{xx} = \frac{P}{A} \quad (2)$$

em que P é o valor em Newton da força aplicada e A é o valor da área da secção do provete, em mm<sup>2</sup>. Por conseguinte obtêm-se a seguinte equação,

$$P = \sigma_{xx} \times (b \times t) \quad (3)$$

Conseguindo assim obter-se o valor da força que foi aplicada, em Newton.

Dada a existência de problemas que comprometem a correta medição dos esforços alterou-se o projeto de forma a reforçar a base, para que a flexão da mesma não influenciasse as leituras dos valores, e mudou-se também a célula de carga utilizada, para que fosse possível medir as forças dos dedos axialmente, sem a possível influencia da tração e compressão da mesma.

### 5.2.2 Projeto 2

Tal como referido, após a identificação dos problemas do Projeto 1, procedeu-se à sua correção. Para que a flexão sofrida na base do perfil em T fosse reduzida, colocaram-se dois perfis em L de 120 mm na sua base. Na Figura 20 é possível observar a colocação dos dois perfis em L na base da plataforma.

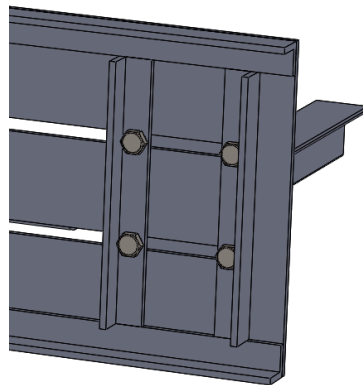


Figura 20 - Desenho exemplificativo da colocação dos perfis em L na base da plataforma.

A colocação dos dois perfis em L fez com que a flexão que era possível ver na chapa na base do perfil em T no Projeto 1, fosse significativamente reduzida, tendo como consequência uma menor influência na medição dos dados. Após o reforço da base perdeu-se a funcionalidade de movimentar o perfil em T para o ajuste conforme o tamanho do braço do utilizador.

O provete em alumínio foi substituído por uma célula de carga desenvolvida por um aluno do curso de Engenharia Mecânica e que tinha sido objeto de estudo num projeto anterior. A célula utilizada pode ver-se na Figura 21.



Figura 21 - Célula de carga.

Esta célula de carga foi colocada na plataforma através de um parafuso, que foi instalado na ranhura do perfil em T. Os valores dos esforços lidos, foram definidos, atendendo à diferença de tipologia da célula de carga, em milivolts. Neste sentido, foi necessário estabelecer uma relação entre os valores em milivolts e os correspondentes valores em Newton. Na Figura 22 é possível visualizar uma representação da célula de carga e o formato do segundo projeto da plataforma de medição. Os desenhos de definição do Projeto 2 encontram-se no Anexo A.2.

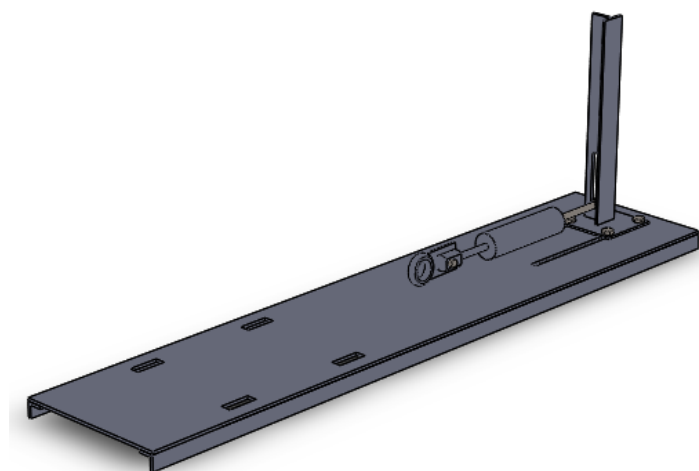


Figura 22 – Projeto 2 da plataforma.

Após realização das alterações para o melhoramento do projeto inicial procedeu-se à realização de uma reta de calibração utilizando massas calibradas. Para a reta de calibração foram

realizadas seis medições e o seu incremento, ou seja, subtraindo-lhe o valor lido para 0 N (erro de offset), tendo os seus valores sido registados na Tabela 4.

Tabela 4 – Valores das seis medições realizadas para a elaboração da reta de calibração.

Calibração								
En-saio(mv)	Força (N)	0	4,840	9,689	19,380	39,397	78,849	98,495
1°	Leitura	-0,001	0,005	0,008	0,012	0,018	0,034	0,042
	Incram.	0	0,006	0,009	0,013	0,019	0,035	0,043
2°	Leitura	-0,001	0,003	0,007	0,014	0,024	0,046	0,056
	Incram.	0	0,004	0,008	0,015	0,025	0,047	0,057
3°	Leitura	-0,002	0,006	0,009	0,017	0,028	0,053	0,064
	Incram.	0	0,008	0,011	0,019	0,030	0,055	0,066
4°	Leitura	-0,001	0,005	0,009	0,016	0,030	0,028	0,055
	Incram.	0	0,006	0,010	0,017	0,031	0,029	0,056
5°	Leitura	-0,001	0,005	0,009	0,016	0,030	0,054	0,066
	Incram.	0	0,006	0,010	0,017	0,031	0,055	0,067
6°	Leitura	-0,001	0,004	0,008	0,014	0,028	0,053	0,067
	Incram.	0	0,005	0,009	0,015	0,029	0,054	0,068
	Média (mV)	0	0,006	0,010	0,016	0,028	0,046	0,060

Após a organização dos dados na tabela, os dados foram transformados num gráfico de forma a ser possível encontrar uma equação de relação entre o sinal lido em milivolts e o peso em Newton. Na Figura 23 encontra-se o gráfico de relação do sinal em milivolts do valor incrementado e a força em Newton.

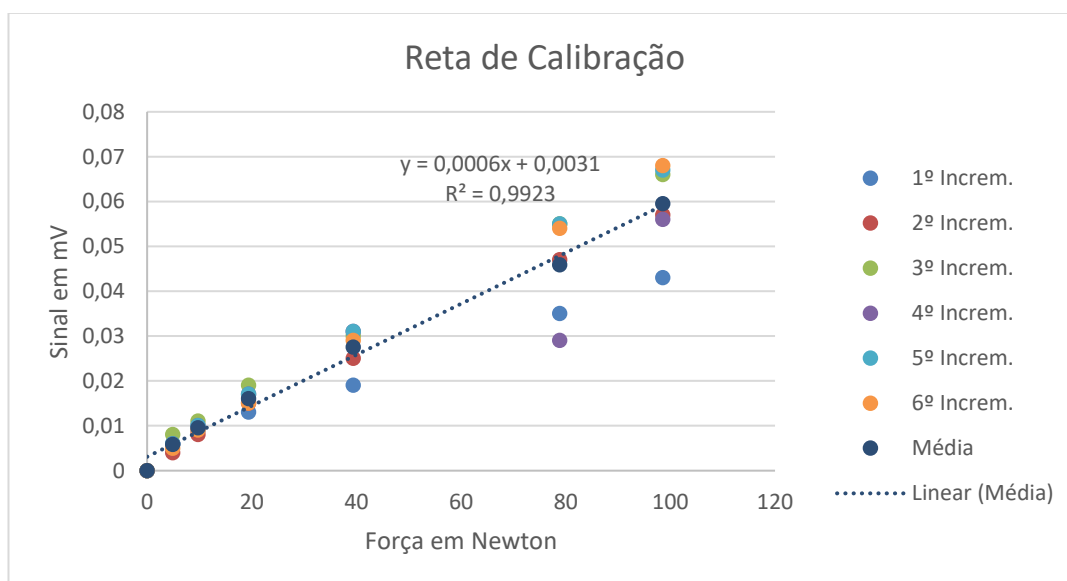


Figura 23 – Gráfico relativo à reta de calibração da segunda reta de calibração.

A partir da análise do gráfico foi possível estabelecer uma relação linear entre as duas variáveis, podendo ser transcrita através na seguinte equação

$$y = 0,006x + 0,0031 \quad (4)$$

em que  $y$  é o valor do sinal em milivolts e  $x$  é o valor da força em Newton, tendo um coeficiente de relação linear igual a 0,9923 ( $R^2 = 0,9923$ ). O valor obtido de  $R^2$  estabelece uma relação linear muito boa, uma vez que quanto mais próximo de 1 melhor a relação linear entre as variáveis.

Os resultados que foram possíveis de obter na leitura dos esforços realizados por um indivíduo encontram-se na Tabela 5. Foram realizados quatro ensaios e os dedos encontram-se organizados segundo a sua ordem anatômica, sendo 1 – polegar, 2 – indicador, 3 – médio, 4 – anelar e 5 – mindinho.

Tabela 5 – Valores medidos através da utilização da segunda célula de carga, em milivolts.

Indivíduo	Dedo	Medição (mv)				
		1°	2°	3°	4°	5°
27188	1	+0,223	+0,247	-0,060	-0,130	-0,010
	2	-0,160	-0,120	+0,125	+0,191	+0,045
	3	+0,199	+0,201	-0,062	-0,020	+0,021
	4	+0,035	+0,096	-0,110	-0,125	+0,120

Após a obtenção dos dados acima apresentados estes seriam transformados para o seu valor equivalente em Newton. Mas como se pode verificar pelos valores apresentados, a célula de carga sofreu, possivelmente, interferências relacionadas com a flexão da mesma, uma vez que tal como o provete inicial, esta se encontra encastrada através de um parafuso no perfil em T. Assim, continuaram a registar-se, simultaneamente, valores positivos e negativos.

Posto isto, foi necessário substituir a célula de carga para reduzir as possíveis interferências da flexão da célula de carga.

### 5.2.3 Projeto 3

A célula de carga que se utilizou, no projeto final, foi a *Tedea Huntleigh Model 1042*. A sua capacidade de medição é entre 1 a 200 kg e o seu material de construção é Alumínio. Foi também colocado um apoio para a mão que poderá reduzir a influência do movimento do braço. Na Figura 24 é possível ver a célula de carga já colocada na plataforma de medição.

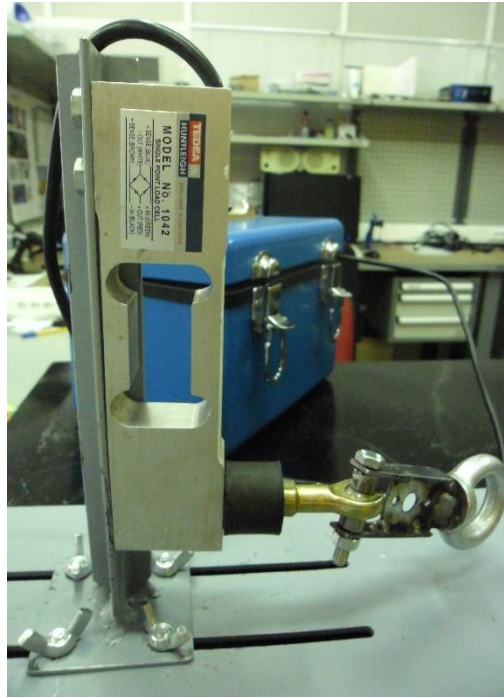


Figura 24 - Célula de carga *Tedea Huntleigh Model 1042*.

Para que as medições não sofressem interferências de flexão da célula de carga, foi contruído um dedal móvel constituído por um olhal ligado a um *cardan* e uma junta esférica, o que possibilitou que os movimentos sofressem uma menor interferência pela flexão lateral da célula. Este tipo de articulação possibilitou que a célula de carga fizesse a leitura da componente axial da força minimizando todas as outras componentes. O modelo final da plataforma de medição encontra-se na Figura 25. Os desenhos de definição do Projeto 3 encontram-se no Anexo A.3.

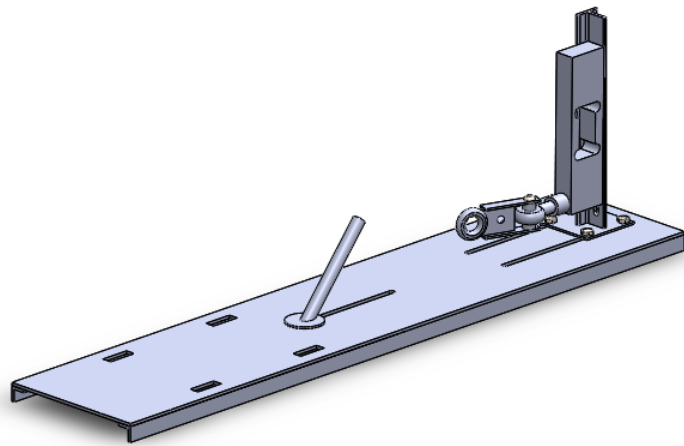


Figura 25 - Modelo final da plataforma de medição, Projeto 3.

O apoio da mão encontra-se num carril que permite ajustar a sua distância ao dedal, conforme o comprimento dos dedos de cada individuo.

Com a conclusão das alterações ao projeto da plataforma, realizou-se a reta de calibração da mesma. Tal como no modelo anteriormente apresentado, a reta de calibração foi calculada para se conseguir estabelecer uma relação entre os valores em Newton, dos pesos colocados, e os valores em milivolts medidos pelo P3, *Strain Indicator and Recorder*, da *Vishay Precision Group*. O P3 é um instrumento de registo de dados que pode ser usado para uma vasta gama de variáveis, tais como os milivolt e micro-deformações utilizados em momentos distintos, sendo, assim, possível transformar os valores em milivolt nos valores em Newton da força equivalente.

Para a realização da calibração foram utilizadas massas calibradas, colocadas sempre segundo a mesma ordem, tendo sido realizados um total de seis ensaios. Os dados foram adquiridos através do P3 e posteriormente tratados no *Microsoft Excel*. Na Figura 26 encontram-se a calibração da célula de carga do Projeto 3.



Figura 26 – Calibração da célula de carga do Projeto 3 utilizando as massas calibradas.

Os valores obtidos nas seis leituras efetuadas encontram-se na Tabela 6.

Tabela 6- Valores obtidos nas seis leituras para a obtenção da reta de calibração.

<b>Calibração (TEDEA 1042)</b>							
Leituras (mv)	<b>0</b>	<b>4,840 N</b>	<b>9,689 N</b>	<b>19,380 N</b>	<b>39,397 N</b>	<b>78,849 N</b>	<b>98,495 N</b>
1º ensaio	0	0,001	0,004	0,008	0,058	0,299	0,426
2º ensaio	0	0,001	0,004	0,008	0,063	0,310	0,430
3º ensaio	0	0,001	0,004	0,008	0,064	0,324	0,439
4º ensaio	0	0,001	0,004	0,009	0,064	0,316	0,440
5º ensaio	0	0,001	0,004	0,009	0,066	0,308	0,435
6º ensaio	0	0,001	0,004	0,009	0,068	0,315	0,435
Média (Leitura)	0	0,001	0,004	0,009	0,064	0,312	0,434

Os valores acima apresentados, são de seguida representados num gráfico de dispersão, a partir do qual foi possível calcular uma relação entre as duas variáveis, os Newton e os milivolt. O gráfico da reta de calibração apresenta-se na Figura 27.

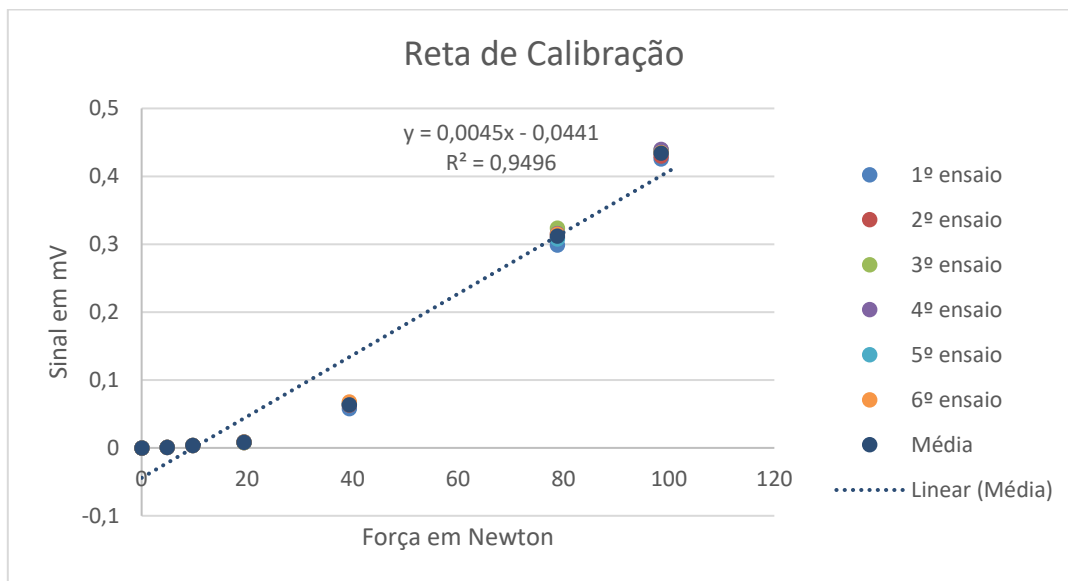


Figura 27 - Gráfico da reta de calibração para a célula de carga *Tedea Huntleigh Model 1042*.

Tal como é possível observar na figura acima, obteve-se uma relação linear entre as duas variáveis, traduzida através da seguinte equação,

$$y = 0,0045x - 0,0441 \quad (5)$$

onde  $y$  representa o sinal em milivolt e  $x$  corresponde aos valores em Newton, apresentando um coeficiente de correlação  $R^2 = 0,9496$ . Visto que o valor do coeficiente é aproximadamente 1, as variáveis apresentam uma forte relação linear.

Para converter os valores de milivolt em Newton foi necessário realizar algumas transformações na Equação 5. A equação 5 pode-se rescrever na forma da equação 6.

$$x = \frac{y + 0,0411}{0,0045} \quad (6)$$

A equação 6 foi aplicada a todos os dados obtidos.

### 5.3 - Dimensionamento do suporte para medição das mãos

A medição do tamanho das mãos foi efetuada nas imagens adquiridas, para que posteriormente fosse possível verificar a existência de uma correlação entre o tamanho das mãos e a força exercida. Na Figura 28 encontra-se o modelo do suporte para a câmara fotográfica. O projeto para concepção do suporte encontra-se no Anexo A.4.

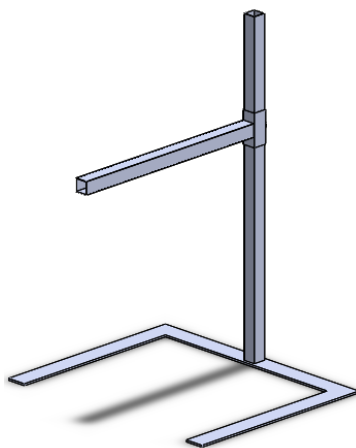


Figura 28 - Modelo do suporte para a medição das mãos.

O suporte apresenta a capacidade de ajuste da altura para o posicionamento da câmara, permitindo fixar a câmara à mesma altura para todos indivíduos, estabelecendo uma uniformidade na medição. Para além do suporte foi também desenhada uma escala milimétrica, sendo que esta foi impressa em madeira no equipamento de corte e gravação por laser da marca PortLaser, modelo X252, no FabLab IPB. A escala de medição encontra-se na Figura 29.

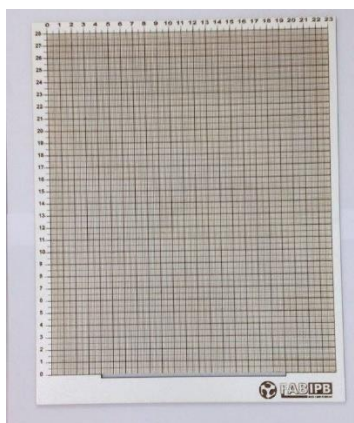


Figura 29 - Escala de medição das mãos.

Esta escala possui dois batentes que permitiram efetuar o correto posicionamento das mãos. Deste modo, para todos os indivíduos a articulação do punho foi alinhada com o zero da escala.

## 5.4 - Ensaios Experimentais

Nesta secção são introduzidas as diferentes fases dos ensaios experimentais, tanto para a mão esquerda como para a mão direita. Este processo consistiu na captura das imagens das

mãos, medição dos comprimentos dos dedos, obtenção dos valores das forças exercidas por cada dedo de cada indivíduo e transformação dos valores de milivolts para Newton.

### 5.4.1 Captura das imagens das mãos

Assim, realizou-se a captura das imagens das mãos através da câmara colocada no suporte, anteriormente apresentado (Figura 27). Para tal foi pedido aos indivíduos que posicionassem a articulação do punho o mais próximo possível da linha com o valor zero e os dedos o mais junto e direito possível. Após o correto posicionamento das mãos foram capturadas duas imagens, da mão direita e da mão esquerda. Na Figura 30, são apresentadas duas imagens, em que uma corresponde à imagem capturada e a outra é a imagem já processada. As imagens processadas encontram-se nos Anexos A.5.

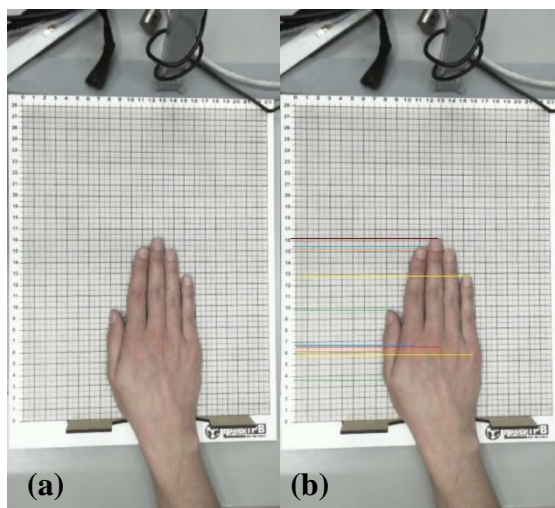


Figura 30 - (a) Imagem capturada, (b) Imagem com a indicação dos valores de medição.

Após a captura das imagens estas foram analisadas de forma a obter o comprimento de cada dedo. Para tal foi identificada a articulação metacarpofalângica, que separa os ossos do metacarpo das falanges, sendo aí o início de cada dedo. Seguindo esta identificação foi necessário realizar a medição através da escala apresentada anteriormente.

As medições obtidas foram colocadas numa tabela no *software Excel*, pela ordem anatómica, 1 – polegar, 2- indicador, 3 – dedo médio, 4 – anelar e 5 – mindinho. Os valores apresentados encontram-se em centímetros.

Na Tabela 7 encontram-se os valores obtidos após a medição dos dedos da mão direita de um indivíduo.

Tabela 7 - Valores retirados a partir da imagem da mão direita, em centímetros.

COMP_D_1	COMP_D_2	COMP_D_3	COMP_D_4	COMP_D_5
5,6	8,4	9,5	8,9	6,8

Na Tabela 8 encontram-se s valores obtidos após a medição dos dedos da mão esquerda de um indivíduo.

Tabela 8 - Valores retirados a partir da imagem da mão esquerda, em centímetros.

COMP_E_1	COMP_E_2	COMP_E_3	COMP_E_4	COMP_E_5
5,5	8,3	9,3	8,4	6,8

Após a captura das imagens das mãos e sucessiva medição dos dedos realizou-se a medição dos esforços.

#### 5.4.2 Medição dos esforços

Realizaram-se as medições dos esforços dos dedos de cada mão na plataforma de medição de força (Projeto 3). Para tal os indivíduos foram informados que a força a ser exercida deveria ser mantida por 10 segundos para cada dedo, exceto com o mindinho, pois o mindinho apenas apresenta a função de suporte e não de realização de força, quando da utilização das pinças laparoscópicas.

A colocação dos dedos encontra-se representada na Figura 31, esta posição foi assumida como sendo a mais semelhante à colocação dos dedos em posição de gatilho.



Figura 31 - Posição assumida para a medição dos esforços dos dedos na plataforma desenvolvida.

Os valores adquiridos, foram obtidos de um em um segundo de forma automática, durante 10 segundos, obtendo assim dez amostras para cada dedo. Das dez amostras obtidas apenas foram consideradas cinco, tendo rejeitado as amostras dos primeiros três segundos e dos dois

últimos segundos. Estes valores foram rejeitados pelo facto de serem os valores em que os indivíduos estavam a iniciar e a terminar o movimento de esforço. Por fim, esses valores foram exportados para o *Excel*, em milivolt (mv). Na Tabela 9 encontram-se os valores organizados pela ordem anatómica dos dedos.

Tabela 9 - Valores dos esforços dos dedos medidos pelo P3, em milivolt.

<b>Medição da Força Aplicada pelos Dedos (mv)</b>								
<b>Direita</b>					<b>Esquerda</b>			
<b>Ensaio</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
<b>1º</b>	0,480	0,205	0,230	0,099	0,276	0,099	0,131	0,055
<b>2º</b>	0,482	0,190	0,166	0,099	0,254	0,064	0,138	0,041
<b>3º</b>	0,383	0,123	0,152	0,172	0,278	0,079	0,120	0,031
<b>4º</b>	0,398	0,073	0,172	0,104	0,294	0,108	0,091	0,018
<b>5º</b>	0,327	0,072	0,198	0,085	0,307	0,099	0,096	0,019

Os valores presentes na tabela acima apresentada foram posteriormente transformados em Newton através da aplicação da equação 6 esses valores encontram-se na Tabela 10.

Tabela 10 - Valores da força dos esforços dos pelos dedos em Newton (N) dos cinco ensaios.

<b>Medição da Força Aplicada pelos Dedos (N)</b>								
<b>Direita</b>					<b>Esquerda</b>			
<b>Ensaio</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
<b>1º</b>	116,47	55,36	60,91	31,80	71,13	31,80	38,91	22,02
<b>2º</b>	116,91	52,02	46,69	31,80	66,24	24,02	40,47	18,91
<b>3º</b>	94,91	37,13	43,58	48,02	71,58	27,36	36,47	16,69
<b>4º</b>	96,24	26,02	48,02	32,91	75,13	33,80	30,02	13,80
<b>5º</b>	82,47	25,80	53,80	28,69	78,02	31,80	31,13	14,02

Após a transformação dos dados efetuou-se o cálculo da média e do desvio padrão dos diferentes ensaios. Para o cálculo da média recorreu-se à função MÉDIA do *Excel* e para o cálculo do desvio padrão recorreu-se à função DESVPAD.S. Depois do processamento dos dados, estes foram organizados de forma a ser possível realizar a análise dos dados no *software* de processamento estatístico IBM SPSS.

# Capítulo 6

## Processamento e Análise dos Dados

Tal como foi referido anteriormente, através do *software* de análise estatística IBM SPSS realizou-se o processamento dos dados obtidos através dos ensaios experimentais. A tabela que contém os dados encontra-se nos Anexos A.7. É de realçar que os valores de comprimento se encontram em centímetros e os valores da força são apresentados em Newton. É necessário ter em atenção que os valores obtidos estão dependentes do erro associado à célula de carga e do *data logger* P3. Desta forma, a correta apresentação da incerteza das medições deveria ser uma equação onde constassem, não só o desvio padrão, mas também os erros de medição introduzidos pelos equipamentos da cadeia de medição – a célula de carga e o *data logger* P3. No entanto, assumiu-se que a diferença entre o erro de medição e o desvio padrão poderia ser desprezada pelo que não foi feito qualquer tratamento do erro de medição. As folhas de características dos equipamentos de medição podem ser consultadas no Anexo A.6.

### 6.1 Processamento dos Dados

O processamento dos dados foi realizado no *software* de análise estatística IBM SPSS. A partir deste foi possível comparar médias e calcular correlações entre as diferentes variáveis. As correlações foram analisadas através do coeficiente de correlação Rho de Spearman –  $\rho$  e a comparação de medianas foi realizada através do Teste de Mann-Whitney.

Neste caso foi necessário recorrer à estatística não paramétrica pois não era possível determinar a distribuição dos dados antes da realização de qualquer tipo de teste. Sendo assim utilizaram-se testes não paramétricos, pois os modelos de distribuição irão ser definidos conforme

os dados obtidos nos ensaios (Nachar, 2008). Ou seja, irão permitir-nos afirmar se os dados seguem uma distribuição normal ou não.

### **Rho de Spearman**

O coeficiente de Rho de Spearman mede a intensidade da relação entre variáveis ordinais. O valor do coeficiente de Spearman varia entre -1 e 1, sendo que quanto mais próximo estiver destes extremos, maior será a correlação entre as variáveis. Quando o valor de Rho tende para negativo significa que as variáveis se relacionam inversamente.

A hipótese nula para o coeficiente de Spearman é  $H_0 : \rho=0$  e a hipótese alternativa é a  $H_1: \rho \neq 0$ , sendo que a escolha da hipótese a rejeitar tem em conta o nível de significância (Roque, 2016).

### **Teste de Mann-Whitney**

O teste de Mann-Whitney U é uma alternativa ao teste t-Student para amostras independentes. Este testa a igualdade das medianas, os valores de U são calculados avaliando o cruzamento dos dados dos dois grupos após a sua ordenação. A maior separação dos dados indica que as amostras são distintas. Rejeitando a hipótese de igualdade de medianas, rejeita-se a hipótese nula (Nachar, 2008).

## **6.2 Análise dos Dados**

A análise dos dados será efetuada a partir das tabelas obtidas através do IBM SPSS e com o apoio dos gráficos. Os dados obtidos têm como propósito a verificação de relações entre as variáveis do comprimento dos dedos e o género, entre a força exercida e o género e, por fim, a verificação da existência de correlações entre as forças exercidas e os comprimentos dos dedos dos indivíduos. Para os diferentes testes tem-se duas hipóteses, a hipótese nula,  $H_0$ , e a hipótese não nula,  $H_1$ , estas duas variáveis são estabelecidas conforme a relação que se pretende analisar.

- **Relação Género/Comprimento dos dedos**

Para verificar se existe uma relação entre o género e o comprimento dos dedos utilizou-se o Teste de Mann-Whitney, para qual as hipóteses são:

$H_0$  – a mediana do comprimento dos dedos dos homens é igual à mediana do comprimento dos dedos das mulheres;

$H_1$  - a mediana do comprimento dos dedos dos homens é diferente da mediana do comprimento dos dedos das mulheres;

Sendo que  $H_0$  é rejeitada para um valor de significância inferior a 0,05 (ou 5%).

A tabela com os resultados da aplicação do teste encontra-se no Anexo A.8, e pelos resultados obtidos na mesma é possível concluir que se rejeita  $H_0$ , pois o valor da significância é menor que 0,05. Pode-se assumir que a mediana do comprimento dos dedos dos homens é diferente da mediana do comprimento dos dedos das mulheres, tal como a mediana do comprimento total das mãos dos homens também é diferente da mediana do comprimento total das mãos das mulheres.

Na Figura 32 encontra-se um gráfico fornecido pelo SPSS, em que é possível observar as diferenças dos valores do comprimento do dedo 1 (polegar) da mão direita entre os homens e mulheres.

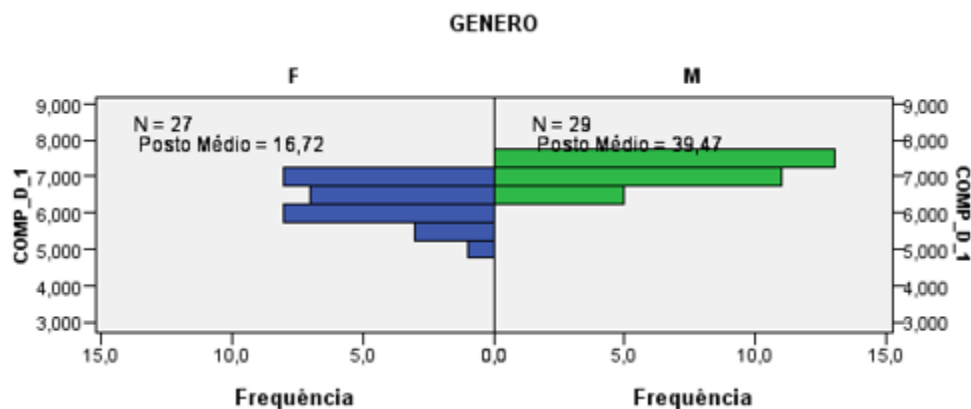


Figura 32 - Gráfico representativo das medianas dos comprimentos do dedo 1 da mão direita, em mulheres e homens.

Tal como é possível observar na figura acima representada, os homens apresentam um comprimento do dedo 1 (polegar) superior ao das mulheres. Partindo da análise dos gráficos e da tabela, presentes no Anexo A.8, é possível concluir que, o que se verificou para o dedo 1 (polegar) da mão direita, também se verificou para os restantes dedos. Pois todos os valores de significância da hipótese  $H_0$  dos restantes dedos, tanto da mão direita como da mão esquerda, se verificou um valor inferior a 0,05, rejeitando esta hipótese.

O comprimento dos dedos dos homens é superior ao comprimento dos dedos das mulheres. O mesmo se verifica relativamente ao comprimento total das mãos, ou seja, os homens apresentam um comprimento de mão superior às mulheres.

- **Relação Género/Força dos dedos**

Para verificar se existia uma relação entre o género e a força individual de cada dedo utilizou-se o Teste de Mann-Whitney, para o qual as hipóteses são:

$H_0$  – a mediana da força de cada dedo dos homens é igual à mediana da força de cada dedo das mulheres;

$H_1$  - a mediana da força de cada dedo dos homens é diferente da mediana da força de cada dedo das mulheres;

Sendo que  $H_0$  é rejeitada para um valor de significância inferior a 0,05 (ou 5%).

A tabela com os resultados da aplicação do teste encontra-se no Anexo A.9, e pelos resultados obtidos na mesma é possível concluir que se rejeita  $H_0$ , pois o valor da significância é menor que 0,05. Pode-se assumir que a mediana da força individual de cada dedo é diferente da mediana da força individual de cada de dedo das mulheres.

Na Figura 32 encontra-se um gráfico obtido através do SPSS, onde se encontram os valores da mediana da força do dedo 1 (polegar), da mão direita das mulheres e dos homens.

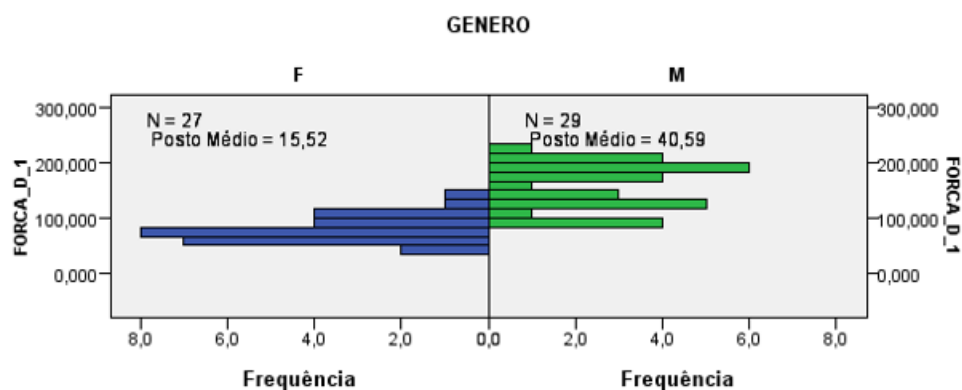


Figura 33 - Gráfico representativo das medianas da força do dedo 1 da mão direita, em mulheres e homens.

Na figura acima apresentada, é possível concluir que o nível de força do dedo 1 (polegar) é superior nos homens que nas mulheres.

No Anexo A.9 encontram-se os gráficos obtidos nos relatórios do SPSS, a partir dos quais é possível concluir que a mediana da força dos dedos é superior nos homens que nas mulheres, ou seja, os homens apresentam uma força superior em cada dedo comparativamente às mulheres.

- **Correlação entre o Comprimento/Força dos dedos**

Para a determinação da correlação entre o comprimento e a força dos dedos foi utilizada a determinação do coeficiente de Rho de Spearman, para qual as hipóteses são:

$H_0$  – não existir correlação entre o comprimento e a força dos dedos, ou seja,  $\rho = 0$ ;

$H_1$  - existir correlação entre o comprimento e a força dos dedos, ou seja,  $\rho \neq 0$

Sendo que  $H_0$  é rejeitada para um valor de significância inferior a 0,01 (ou 1%).

As tabelas com os diferentes valores de correlação entre o comprimento e a força encontram-se no Anexo A.10.

A Tabela 11 apresenta os valores do coeficiente de correlação de Spearman entre a força e o comprimento dos dedos da mão direita.

Tabela 11 - Coeficiente de correlação de Spearman para o comprimento e a força de cada dedo da mão direita.

<b>Mão Direita</b>					
		<b>Comprimento dos Dedos</b>			
		<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
<b>Força dos Dedos</b>	<b>1</b>	0,631			
	<b>2</b>		0,485		
	<b>3</b>			0,628	
	<b>4</b>				0,527

A Tabela 12 apresenta os valores do coeficiente de correlação de Spearman entre a força e o comprimento dos dedos da mão esquerda.

Tabela 12 - Coeficiente de correlação de Spearman para o comprimento e força de cada dedo da mão esquerda.

<b>Mão Esquerda</b>					
		<b>Comprimento dos Dedos</b>			
<b>Força dos Dedos</b>		<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
	<b>1</b>	0,633			
	<b>2</b>		0,526		
	<b>3</b>			0,577	
	<b>4</b>				0,621

Visto que o valor da significância é inferior a 0,01 tanto para a os valores da mão direita como para os valores da mão esquerda, a hipótese nula é rejeitada. Podendo concluir que existe uma correlação entre o comprimento e a força aplicada.

É possível depreender, que nesta amostra, um comprimento maior do dedo produz uma maior força, pois o coeficiente tende para 1, o que significa que as variáveis tendem as duas para o mesmo sentido.

- **Força Média Aplicada**

A partir das tabelas que se encontram no Anexo A.11 é possível retirar a informação acerca da média de forças aplicadas tanto pelo sexo masculino como pelo sexo feminino. Na Tabela 13 encontram-se os valores da força média dos dedos aplicada da mão direita.

Tabela 13 - Força média dos dedos da mão direita por género.

<b>Mão Direita</b>								
<b>Género</b>	<b>Força Média dos Dedos (N)</b>							
	<b>1</b>	<b>DP</b>	<b>2</b>	<b>DP</b>	<b>3</b>	<b>DP</b>	<b>4</b>	<b>DP</b>
<b>F</b>	80,18	23,75	70,27	29,04	69,48	26,39	52,95	28,35
<b>M</b>	158,66	41,82	145,88	64,07	183,26	104,04	147,10	87,91

Na Tabela 14 encontram-se os valores da força média dos dedos aplicada da mão direita.

Tabela 14 - Força média dos dedos da mão esquerda por género.

<b>Mão Esquerda</b>								
<b>Género</b>	<b>Força Média dos Dedos (N)</b>							
	<b>1</b>	<b>DP</b>	<b>2</b>	<b>DP</b>	<b>3</b>	<b>DP</b>	<b>4</b>	<b>DP</b>
<b>F</b>	72,95	26,73	62,28	26,87	64,51	30,51	48,23	24,22
<b>M</b>	158,14	42,65	149,26	71,39	170,43	98,05	136,97	82,31

É possível concluir que o valor da força dos dedos da mão esquerda é substancialmente mais baixo que os valores da mão direita. E os valores da força média dos homens é bastante superior à das mulheres, pois tal como se tinha referenciado acima o comprimento dos dedos dos homens é superior ao das mulheres, produzindo conseqüentemente mais força.

- **Comprimento médio dos dedos**

De acordo com a informação presente nas tabelas que se encontram no Anexo A.12 é possível estabelecer qual o comprimento médio de cada dedo da mão direita e da mão esquerda, em centímetros (cm).

Na Tabela 15 é possível visualizar o resumo dos valores do comprimento médio dos dedos da mão direita, em centímetros.

Tabela 15 - Comprimento médio dos dedos da mão direita, em centímetros.

<b>Mão Direita</b>										
<b>Género</b>	<b>Comprimento Médio dos Dedos (cm)</b>									
	<b>1</b>	<b>DP</b>	<b>2</b>	<b>DP</b>	<b>3</b>	<b>DP</b>	<b>4</b>	<b>DP</b>	<b>5</b>	<b>DP</b>
<b>F</b>	6,3	0,54	8,6	0,52	9,5	0,44	8,8	0,45	6,8	0,44
<b>M</b>	7,1	0,34	9,4	0,51	10,4	0,54	10,0	0,50	8,0	0,52

Na Tabela 16 é possível visualizar o resumo dos valores do comprimento médio dos dedos da mão esquerda, em centímetros.

Tabela 16 - Comprimento médio dos dedos da mão direita, em centímetros.

<b>Mão Esquerda</b>										
<b>Gé- nero</b>	<b>Comprimento Médio dos Dedos (cm)</b>									
	<b>1</b>	<b>DP</b>	<b>2</b>	<b>DP</b>	<b>3</b>	<b>DP</b>	<b>4</b>	<b>DP</b>	<b>5</b>	<b>DP</b>
<b>F</b>	6,10	0,46	8,49	0,42	9,54	0,43	8,65	0,52	6,71	0,54
<b>M</b>	6,98	0,41	9,33	0,54	10,55	0,56	9,93	0,51	7,84	0,47

A partir das tabelas acima apresentadas é possível concluir que o comprimento médio dos dedos das mulheres é inferior ao dos homens. O que implica segundo os resultados apresentados anteriormente que as mulheres conseguem produzir uma menor força que os homens.

- **Comprimento total médio da mão**

Tendo em conta que os valores médios do comprimento dos dedos das mulheres são inferiores aos dos homens é seguro afirmar que o comprimento total da mão seguirá a mesma ordem. Para comprovarmos isto temos os valores do comprimento total das mãos obtidos nos relatórios emitidos no SPSS. As tabelas com a informação obtida a partir do SPSS encontram-se no Anexo A.13.

Na Tabela 17 encontra-se o valor médio do comprimento total das mãos segundo género, os valores encontram-se em centímetros.

Tabela 17 - Comprimento total médio da mão direita e esquerda, em centímetros.

<b>Comprimento Total Médio</b>				
<b>Género</b>	<b>Direita</b>	<b>DP</b>	<b>Esquerda</b>	<b>DP</b>
<b>F</b>	16,50	0,91	16,34	0,87
<b>M</b>	18,35	1,25	18,27	1,03

Tal como foi possível comprovar o comprimento total das mãos dos homens é superior ao comprimento total das mãos das mulheres.

# Capítulo 7

## Conclusões e Trabalhos Futuros

### 7.1 Conclusões

A cirurgia laparoscópica tem sido uma cirurgia em crescimento desde os anos 90, mas a sua ergonomia tem sofrido poucas alterações ao nível dos esforços realizados pelos cirurgiões. A maioria dos cirurgiões têm apresentado queixas de dores físicas e patologias, estando estas associadas ao facto de exercerem a sua profissão com instrumentos pouco ergonómicos. O facto de na literatura consultada ser escassa relativamente à informação acerca dos esforços dos dedos dos cirurgiões levou a que, o foco do trabalho desenvolvido fosse os esforços associados à mão dos cirurgiões.

Para a quantificação dos esforços foram desenvolvidas várias plataformas e utilizadas várias células de carga. O projeto utilizado para a medição foi o terceiro pois era o que apresentava menor influência na leitura dos valores dos esforços dos dedos. Este apresenta o reforço do carril do perfil em T, onde havia, anteriormente, interferências por flexão do mesmo. Possui um apoio para a mão, o que retira potenciais interferências e por fim apresenta uma célula de carga com uma articulação que permite a leitura das forças no seu sentido de aplicação.

O facto de ser necessário realizar várias tentativas até à obtenção do projeto “ideal” para a plataforma de medição dos esforços, prova que nem sempre o primeiro projeto é o mais correto. Neste caso foi fundamental realizar mudanças no projeto inicial para a medição dos esforços ser a mais correta possível.

Para o cálculo dos esforços em Newton foi calculada uma reta de calibração para a célula de carga utilizada, o que permitiu estabelecer a relação entre os valores da força, em Newton, e o sinal obtido pelo *data logger* P3, em milivolts. Foi também contruída uma plataforma de medição do comprimento dos dedos para posteriormente tentar encontrar uma relação/correlação entre os dados da força e do comprimento dos dedos.

Após a recolha dos dados estes foram processados através do IBM SPSS, onde foi possível estabelecer relações e correlações entre eles. Para tal foram utilizados o coeficiente de correlação Rho de Spearman e o teste de Mann-Whitney. Como não era possível estabelecer a distribuição dos dados antes da realização de qualquer teste, foram utilizados estes testes pois pertencem à estatística não paramétrica.

Foi possível concluir, com a análise dos dados, que existe uma relação entre o género e o comprimento dos dedos, ou seja, o comprimento dos dedos dos homens é superior ao das mulheres, sendo que o mesmo se verifica relativamente ao comprimento total das mãos. Quanto à relação entre o género e a força dos dedos é possível assumir que a força dos dedos é superior nos homens que nas mulheres.

Através do coeficiente de Rho de Spearman foi possível estabelecer a correlação entre o comprimento e a força dos dedos. A correlação entre as duas variáveis existe e é diretamente proporcional, ou seja, quanto maior o dedo maior a força aplicada, ou, quanto menor o dedo menor a força aplicada.

É possível concluir que os valores da força média dos homens é bastante superior aos das mulheres, tal como o comprimento dos dedos dos homens é também superior ao das mulheres, produzindo conseqüentemente mais força.

Correlacionando os factos acima descritos com o manuseamento de instrumentos laparoscópicos prevê-se que os cirurgiões, visto que têm um maior comprimento de dedos, tenham maior facilidade no manuseamento dos instrumentos laparoscópicos, principalmente na aplicação de força. Tornando necessária a diferenciação dos instrumentos utilizados pelos cirurgiões das cirurgiãs.

## **7.2 Trabalhos Futuros**

Um dos possíveis trabalhos de continuidade da dissertação desenvolvida é a instrumentação de uma pinça laparoscópica. Sendo o propósito desta a medição dos esforços das mãos dos cirurgiões(ãs). Podendo realizar as medições em ambiente de simulação e em ambiente cirúrgico, onde são mais perceptíveis os esforços realizados pelos cirurgiões.

Tendo como base o trabalho desenvolvido, a escolha dos diversos sensores para a instrumentação da pinça laparoscópica está facilitada, pois foram calculadas todas as forças médias aplicadas por cada dedo, tanto da mão direita como esquerda.

Após a instrumentação da pinça e a recolha dos dados, espera-se desenvolver novas ideias de formatos de manípulos de pinças, que sejam mais ergonômicos de forma a promoverem menor esforço por parte das mãos dos cirurgiões. Consequentemente, espera-se, diminuir as queixas e o potencial desenvolvimento de patologias por parte das mãos dos cirurgiões. Melhorando naturalmente a ergonomia da cirurgia laparoscópica.



## Referências bibliográficas

- Almeida, M., 2002. História da Laparoscopia. *Acta Urológica*, 1935, pp.9–10.
- Andreollo, N. a. et al., 1999. A laparoscopia no diagnóstico das doenças intra-abdominais. Análise de 168 casos. *Revista da Associação Médica Brasileira*, 45(1), pp.1–5.
- Anon, Honda Worldwide | August 31, 2007 “Honda Foundation Announces Honda Prize 2007 Goes to French Private Surgeon Dr. Philippe Mouret.” Available at: <http://world.honda.com/news/2007/c070831Honda-Prize-2007/> [Accessed March 1, 2016].
- Armond, F., 1961. ERGONOMIA. *Universidade Estadual do Maranhão*, pp.1–36.
- Berguer, R. et al., 1999. A comparison of forearm and thumb muscle electromyographic responses to the use of laparoscopic instruments with either a finger grasp or a palm grasp. *Ergonomics*, 42(12), pp.1634–1645.
- Berguer, R. et al., 1997. A comparison of surgeons’ posture during laparoscopic and open surgical procedures. *Surgical Endoscopy*, 11(2), pp.139–142.
- Berguer, R., 1999. Surgery and ergonomics. *Archives of surgery*, 134(9), pp.1011–1016.
- Berguer, R., Forkey, D.L. & Smith, W.D., 1999. Ergonomic problems associated with laparoscopic surgery. *Surgical Endoscopy*, 13(5), pp.466–468.
- Berguer, R. & Hreljac, A., 2004. The relationship between hand size and difficulty using surgical instruments: A survey of 726 laparoscopic surgeons. *Surgical Endoscopy and Other Interventional Techniques*, 18(3), pp.508–512.
- Büchel, D. et al., 2010. Ergonomics of disposable handles for minimally invasive surgery.

- Surgical Endoscopy and Other Interventional Techniques*, 24(5), pp.992–1004.
- Cuschieri, A., 2005. Laparoscopic surgery: current status, issues and future developments. *The Royal Colleges of Surgeons of Edinburgh and Ireland*, 3(3), pp.125–138. Available at: [http://dx.doi.org/10.1016/S1479-666X\(05\)80032-0](http://dx.doi.org/10.1016/S1479-666X(05)80032-0).
- De, U., 2005. Ergonomics and laparoscopy. *Indian J Surg*, 67(April), pp.164–166.
- van Det, M.J. et al., 2009. Optimal ergonomics for laparoscopic surgery in minimally invasive surgery suites: a review and guidelines. *Surgical Endoscopy*, 23(6), pp.1279–1285. Available at: <http://link.springer.com/10.1007/s00464-008-0148-x>.
- Diniz, R.L. & Guimarães, L., 2002. Estudo Preliminar Sobre As Demandas Física E Mental No Trabalho Do Cirurgião Eletivo. *Congresso Latino-Americano de Ergonomia*, pp.1–7.
- Esposito, C. et al., 2013. Work-related upper limb musculoskeletal disorders in paediatric laparoscopic surgery. A multicenter survey. *Journal of Pediatric Surgery*, 48(8), pp.1750–1756. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpedsurg.2013.01.054>.
- Gofrit, O.N. et al., 2008. Surgeons' Perceptions and Injuries During and After Urologic Laparoscopic Surgery. *Urology*, 71(3), pp.404–407.
- Hacking, R. & Doyle, P.W., 2006. Anaesthesia and minimally invasive procedures. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 7(2), pp.43–46. Available at: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1472029906001949>.
- HBM, 2016. HBM. <https://www.hbm.com/pt/>.
- HM Goossens R, M.A. van V., 2001. Assessment of ergonomics in laparoscopic surgery. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 10(3), pp.175–179.
- Horgan, L.F., O'riordan, D.C. & Doctor, N., 1997. Neuropraxia following laparoscopic procedures: an occupational injury. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 6(1), pp.33–35.
- Jones, S.B. & Jones, D.B., 2001. Surgical aspects and future developments of laparoscopy. *Anesthesiology Clinics of North America*, 19(1), pp.107–124.
- Lacombe, D. & Neto, J.A.P., 2003. Cirurgia Laparoscópica Vídeo-assistida com Acesso Manual Combinado: Estudo Randomizado Comparativo com Laparotomia. *Revista*

- Brasileira de Video-cirurgia*, 1(1), pp.60–70.
- Lomanto, D. & Cheah, W.-K., 2004. Manual of Laparoscopic Surgery. *Minimally Invasive Surgical Centre*, (1), pp.1–81.
- Louro, M.M., 2011. Cirurgia laparoscópica vs cirurgia convencional: custos em saúde. *Universidade da Beira Interior*, pp.1–43.
- Martínez, C. de J., 2013. Historia de la cirugía laparoscópica: particularidades de su introducción y desarrollo en Cuba. *Universidade de Medicina Bogotá*, 2(55), pp.200–210.
- Modi, Y.S., Kuswaha, M.R. & Dave, S.P., 2013. Awareness of Ergonomic Guidelines regarding laparoscopic surgeries, its Practice among Surgeons and Comfort level during and after surgery. *Gujarat Medical Journal*, 68(2), pp.31–34.
- Moore, M. & Gunnarsson, C., 2009. Minimally Invasive Procedures in Hysterectomy, Appendectomy, Cholecystectomy & Colectomy. *Ethicon Endo-Surgery*, p.80.
- Nachar, N., 2008. The Mann-Whitney U: A Test for Assessing Whether Two Independent Samples Come from the Same Distribution. *Tutorials in Quantitative Methods for Psychology*, 4(1), pp.13–20. Available at: [http://www.tqmp.org/doc/vol4-1/p13-20\\_Nachar.pdf](http://www.tqmp.org/doc/vol4-1/p13-20_Nachar.pdf).
- Nakajima, K., Milsom, J.W. & Böhm, B., 1986. Chapter 2 Equipment and Instrumentation. , pp.10–29.
- Nguyen, N.T. et al., 2001. An ergonomic evaluation of surgeons' axial skeletal and upper extremity movements during laparoscopic and open surgery. *The American journal of surgery*, 182(6), pp.720–724.
- NurseFrontier, What Is Trendelenburg Position And Reverse Trendelenburg Position? Available at: <http://www.nursefrontier.com/what-is-trendelenburg-position-and-reverse-trendelenburg-position-definition-and-explanation/> [Accessed March 1, 2016].
- Polo, G.D.V. et al., 1999. Lesiones del cirujano en laparoscopia. *Asociación Médica del American British Cowdray Hospital*, 44(1), pp.31–35.
- Prisco, R., 2002. Instrumental Laparoscópico. *North*, pp.11–20.
- Quinn, D. & Moohan, J., 2015. Optimal laparoscopic ergonomics in gynaecology. *The Obstetrician & Gynaecologist*, 17(2), pp.77–82. Available at:

<http://doi.wiley.com/10.1111/tog.12176>.

Ramacciotti, E. & Gomes, M., 2004. Cirurgia Minimamente Invasiva. *Colégio Brasileiro de Cirurgiões*, III, pp.4 – 17.

Riskin, D.J. et al., 2006. Innovation in Surgery. *Annals of Surgery*, 244(5), pp.686–693. Available at: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00000658-200611000-00012>.

Roque, A., 2016. Significância do Coeficiente de Correlação. , pp.1–13.

Schollmeyer, T. et al., 2007. Georg Kelling (1866-1945): the root of modern day minimal invasive surgery. A forgotten legend? *Archives of gynecology and obstetrics*, 276(5), pp.505–9. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17458553> [Accessed March 1, 2016].

Serranheira, F., Sousa Uva, A. & Sousa, P., 2010. Ergonomia hospitalar e segurança do doente: mais convergências que divergências. *Revista Portuguesa de Saúde Publica*, 10, pp.58–73.

Soper, N.J., Brunt, L.M. & Kerbl, K., 1994. Laparoscopic general surgery. *New England Journal of Medicine*, 330(6), pp.409–419.

Stone, R. & Mccloy, R., 2004. Clinical review Ergonomics in medicine and surgery. *BMJ*, 328, pp.1115–1118.

Supe, A.N., Kulkarni, G. V & Supe, P.A., 2010. Ergonomics in laparoscopic surgery. *Journal of minimal access surgery*, 6(2), p.31.

Van Veelen, M.A., Jakimowicz, J.J. & Kazemier, G., 2004. Improved physical ergonomics of laparoscopic surgery. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, 13(3), pp.161–166.

Van Veelen, M.A. & Meijer, D.W., 1999. Ergonomics and design of laparoscopic instruments: results of a survey among laparoscopic surgeons. *Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques*, 9(6), pp.481–489.

Veiga, D.N.M.F.R., 2004. Cirurgia Minimamente Invasiva. *Instituto De Ciências Biomédicas Abel Salazar*, III, pp.4 – 17.

# **Anexos**



## **A.1 Projeto 1**



## **A.2 Projeto 2**



## **A.3 Projeto 3**



## **A.4 Projeto Suporte**

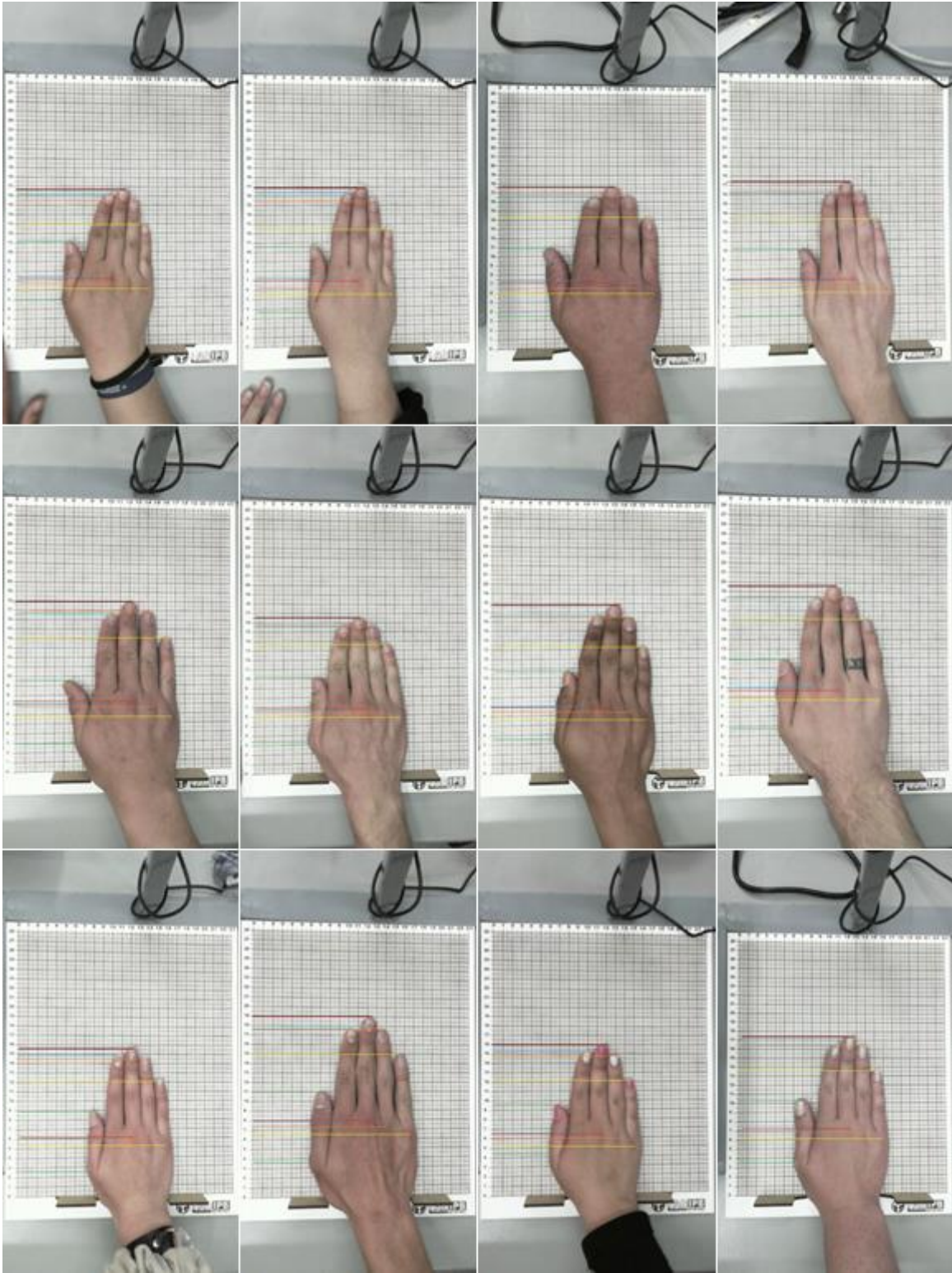


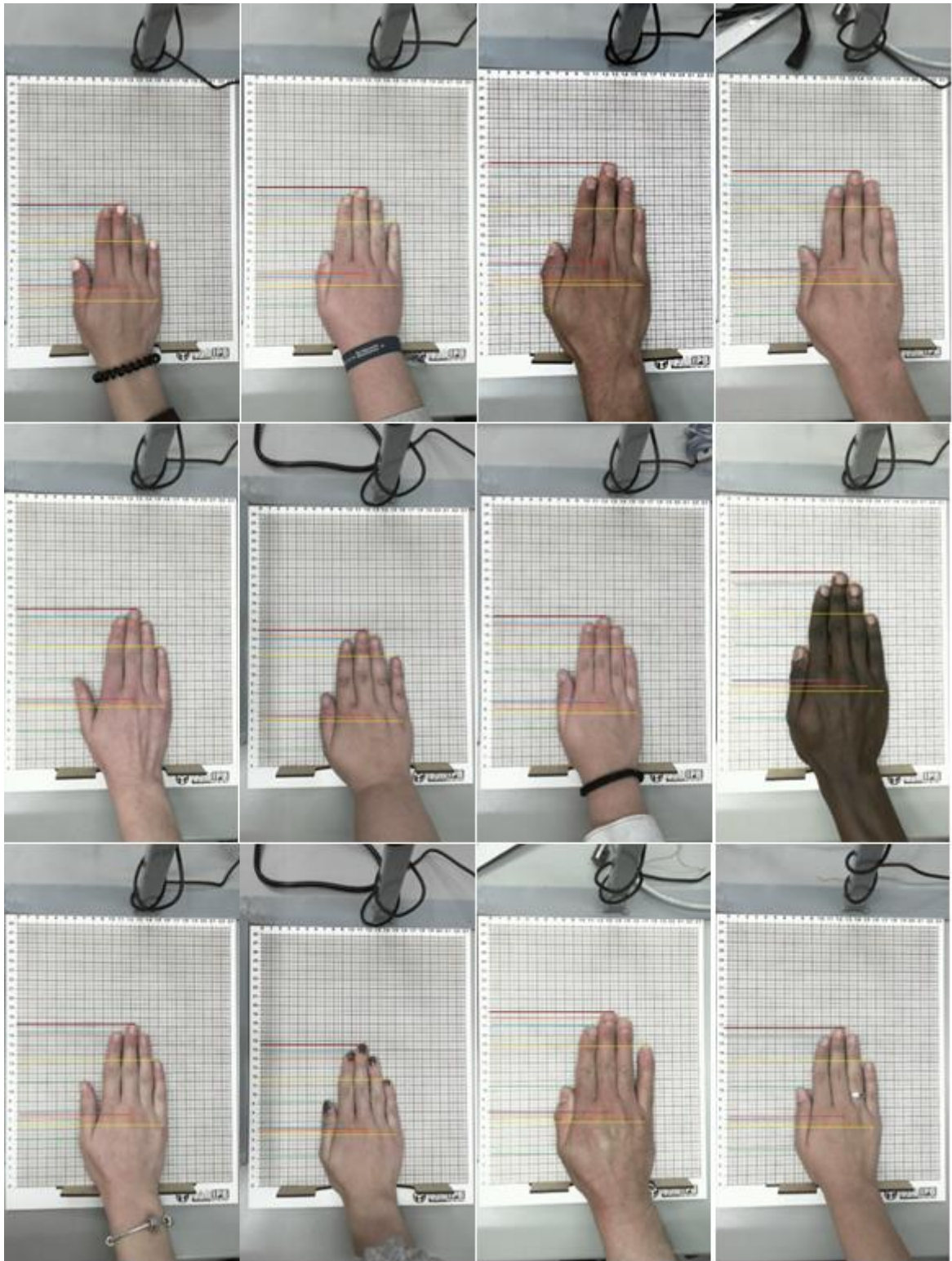
## A.5 Imagens Processadas

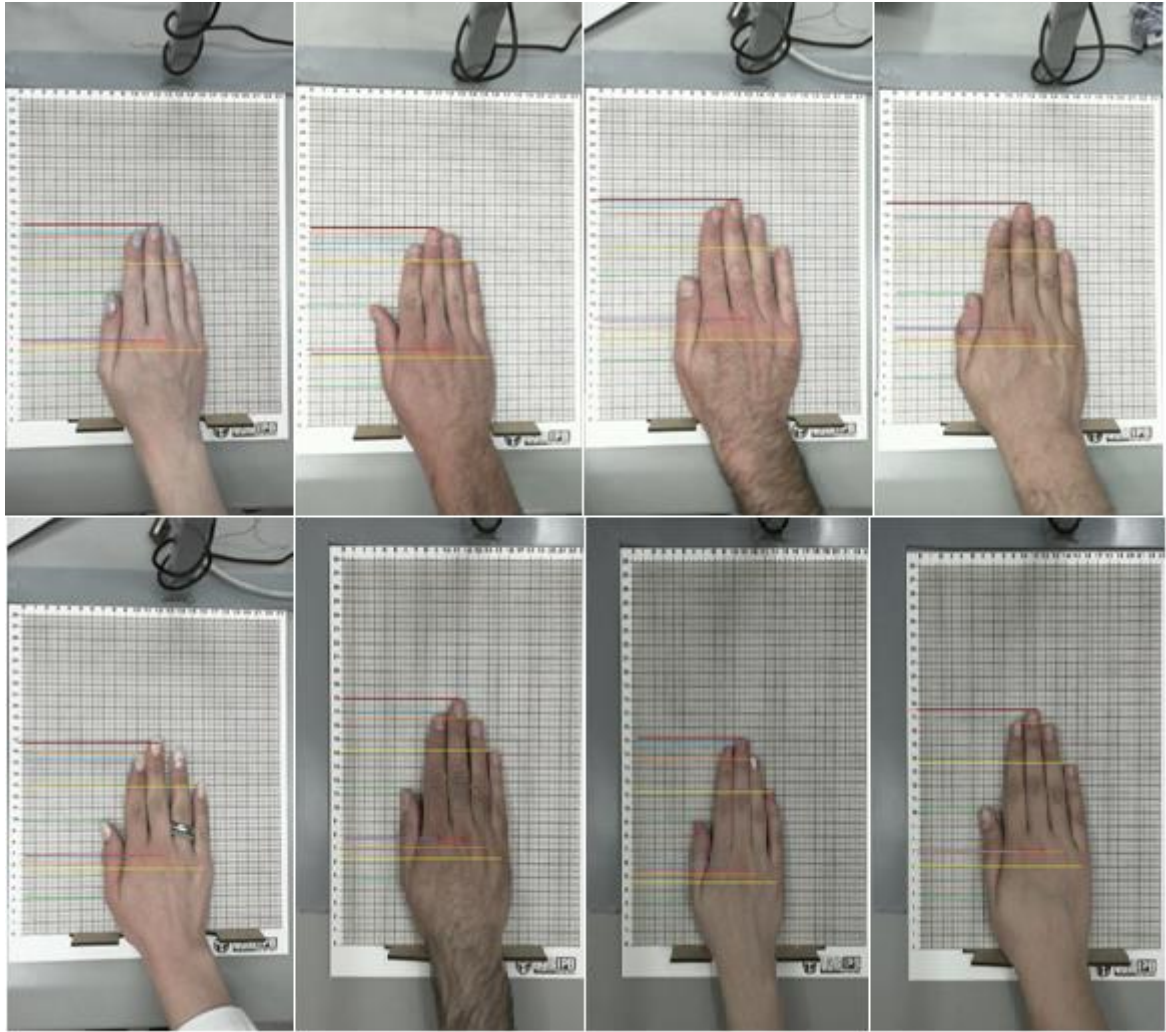
### MÃO DIREITA





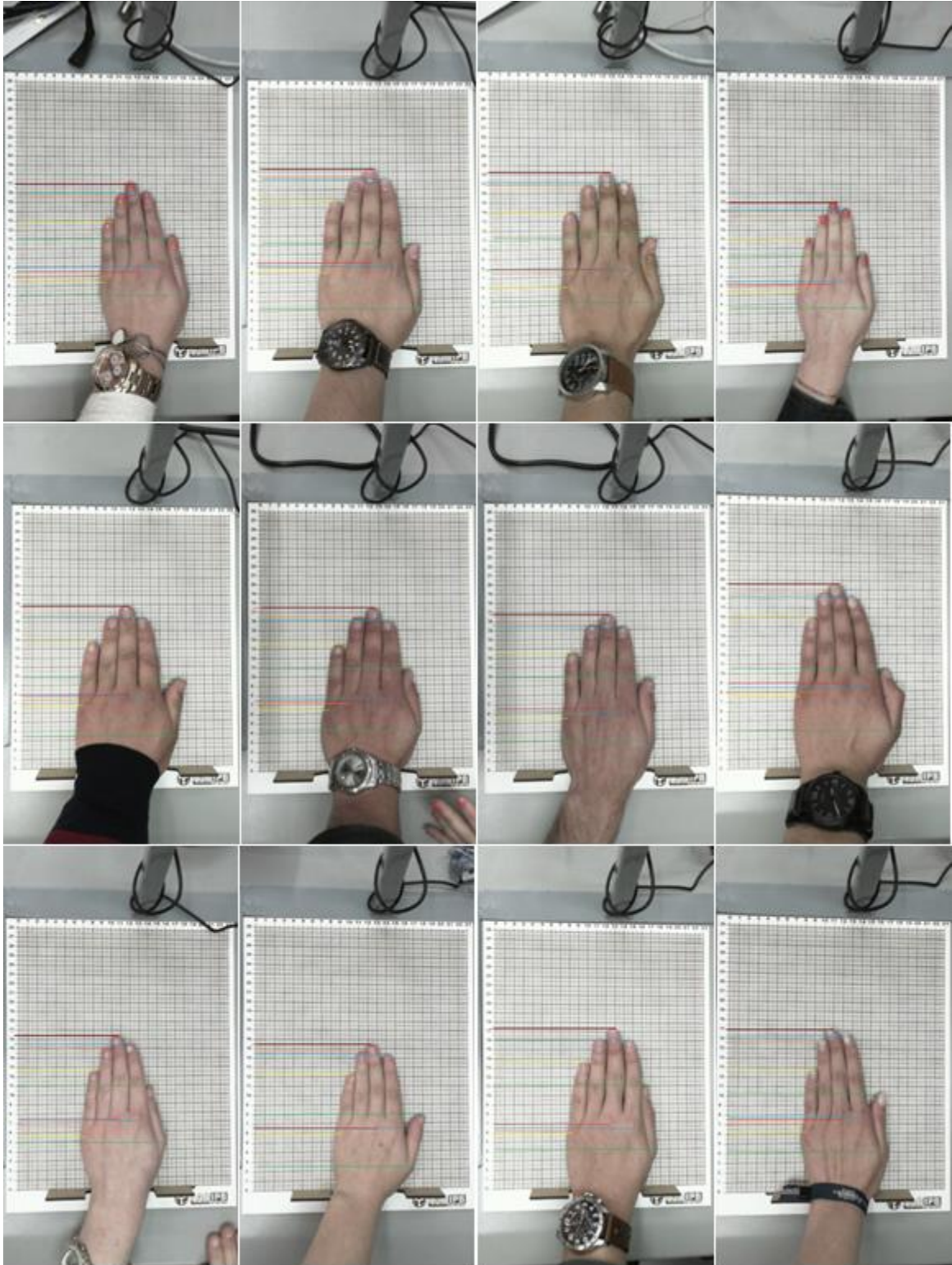


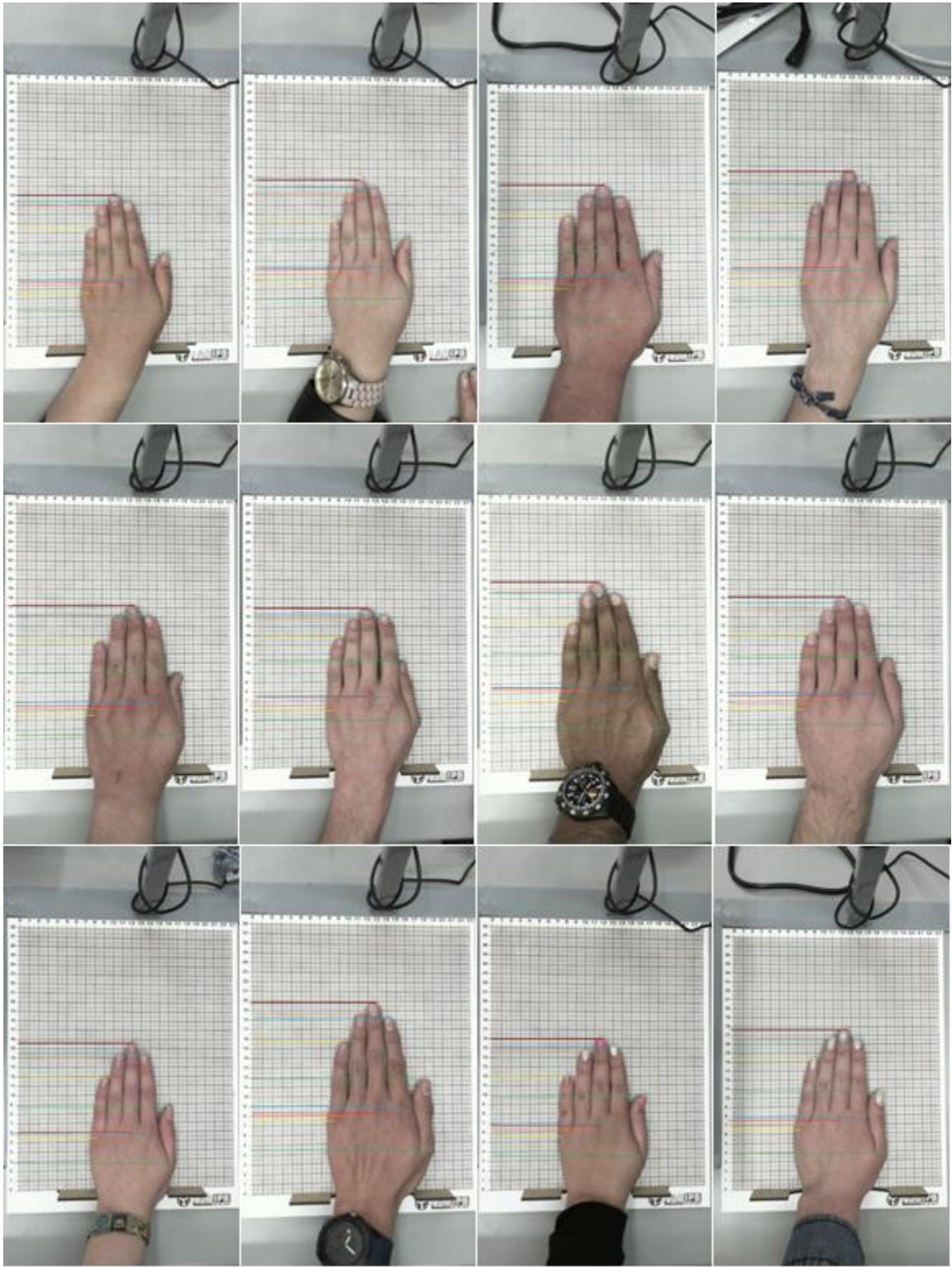


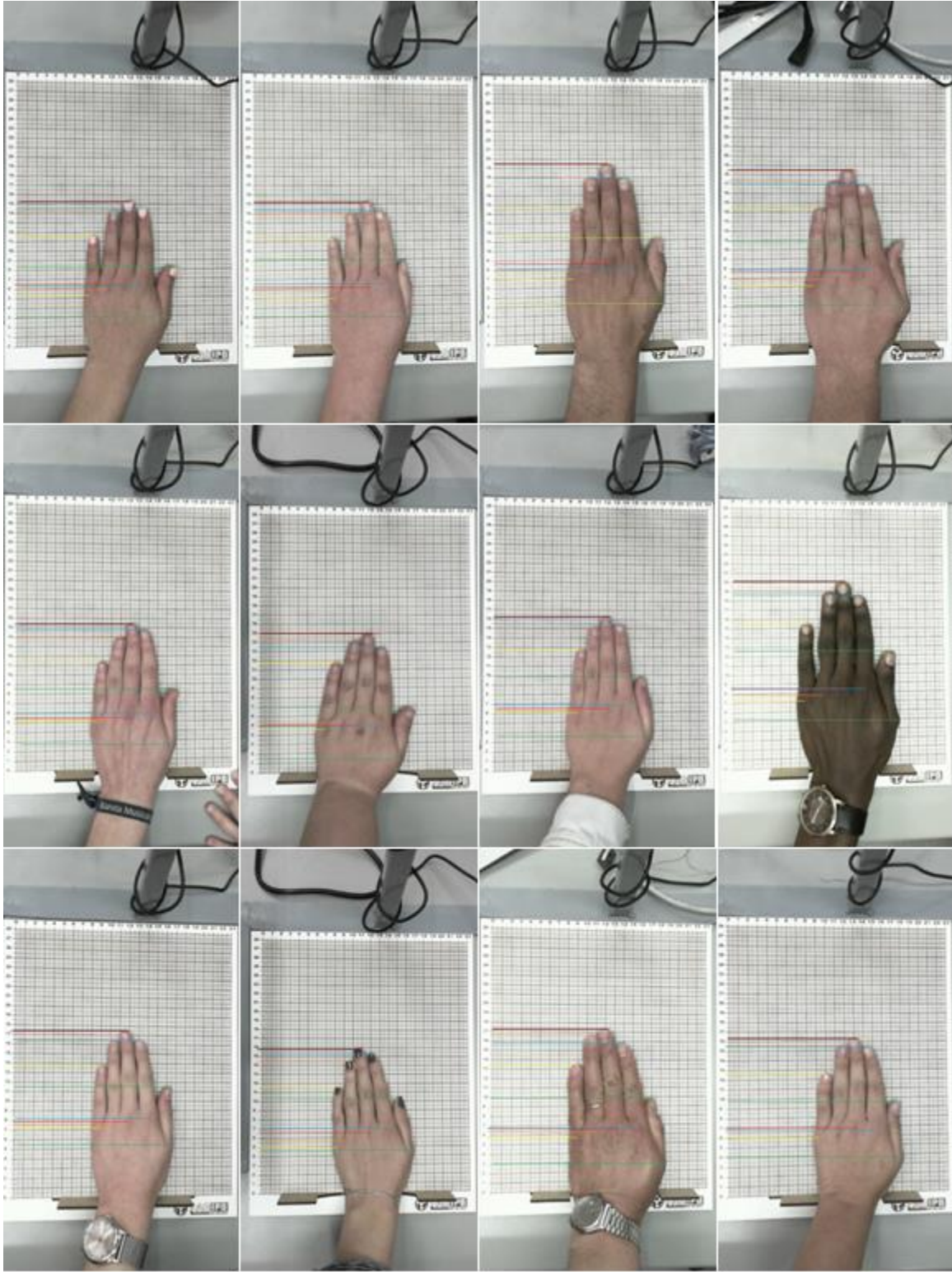


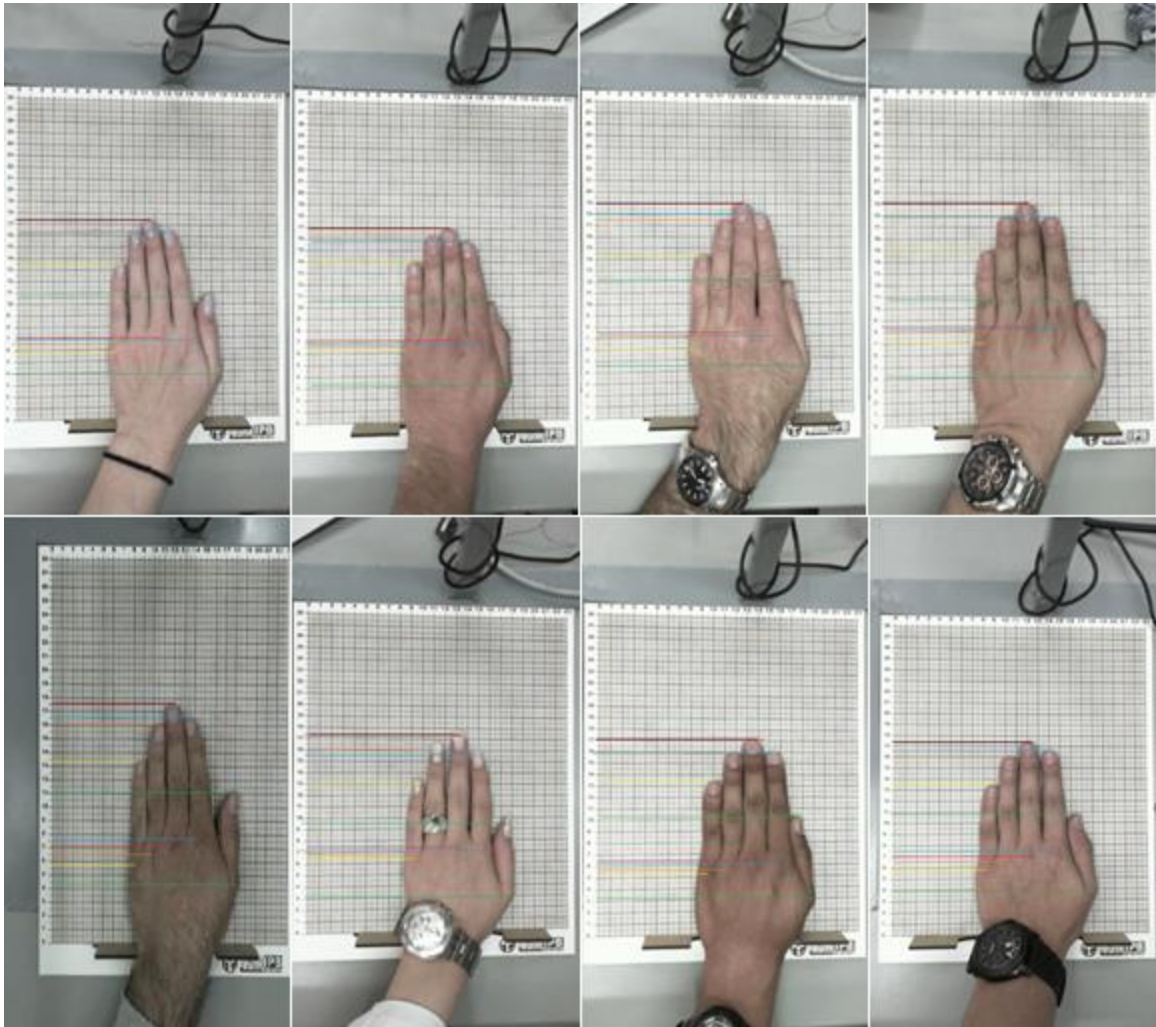
# MÃO ESQUERDA











## **A.6 Folhas de Características**

**1. CÉLULA DE CARGA**

**2. P3**



## **A.7 Tabela de Dados**



## A.8 Relação entre Género/Comprimento

**Sumarização de Teste de Hipótese**

	Hipótese nula	Teste	Sig.	Decisão
1	A distribuição de COMP_D_1 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
2	A distribuição de COMP_D_2 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
3	A distribuição de COMP_D_3 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
4	A distribuição de COMP_D_4 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
5	A distribuição de COMP_D_5 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
6	A distribuição de COMP_D_TOTAL é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
7	A distribuição de COMP_E_1 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
8	A distribuição de COMP_E_2 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.

São exibidas significâncias assintóticas. O nível de significância é ,05.

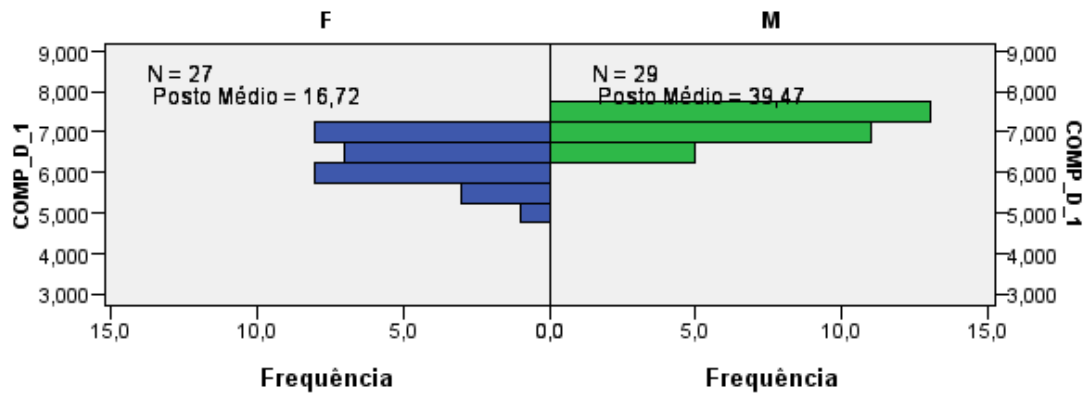
### Sumarização de Teste de Hipótese

	Hipótese nula	Teste	Sig.	Decisão
9	A distribuição de COMP_E_3 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
10	A distribuição de COMP_E_4 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
11	A distribuição de COMP_E_5 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
12	A distribuição de COMP_E_TOTA é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.

São exibidas significâncias assintóticas. O nível de significância é ,05.

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

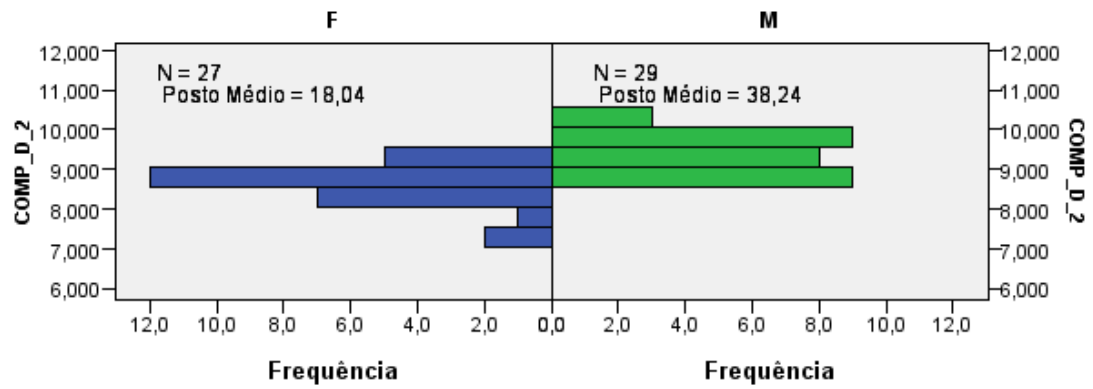
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	709,500
<b>Wilcoxon W</b>	1.144,500
<b>Estatística do teste</b>	709,500
<b>Erro padrão</b>	60,666
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	5,242
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

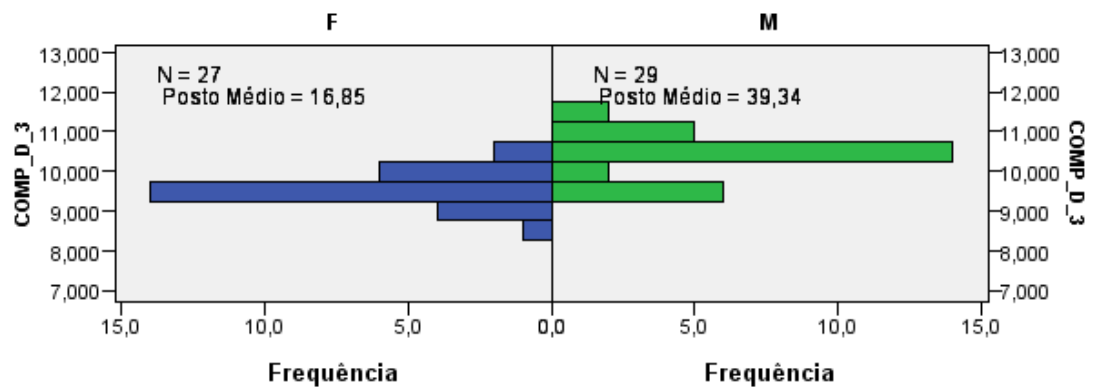
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	674,000
<b>Wilcoxon W</b>	1.109,000
<b>Estatística do teste</b>	674,000
<b>Erro padrão</b>	60,789
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	4,647
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

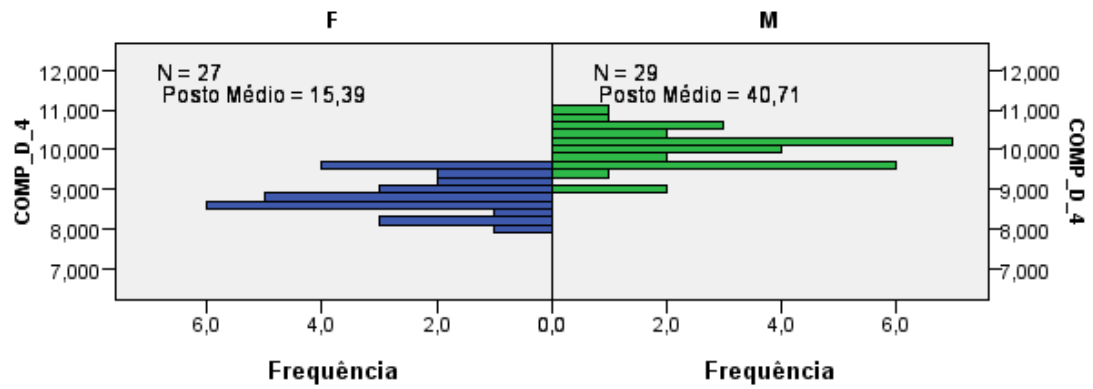
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	706,000
<b>Wilcoxon W</b>	1.141,000
<b>Estatística do teste</b>	706,000
<b>Erro padrão</b>	60,846
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	5,169
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

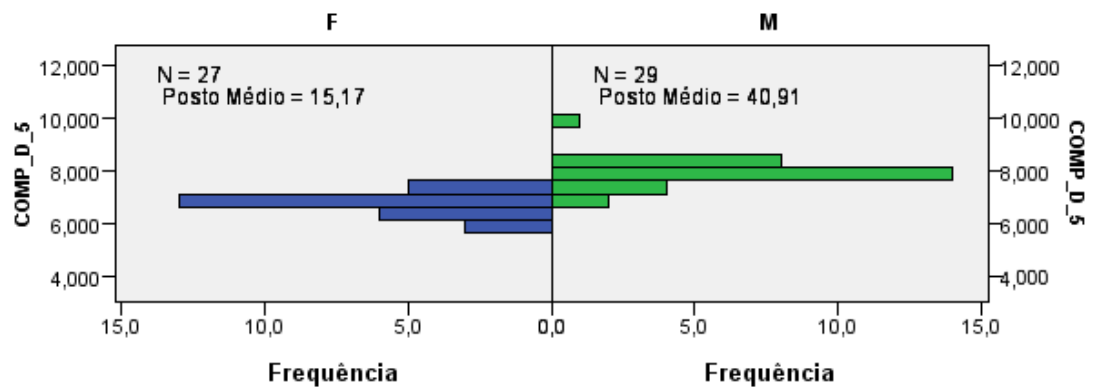
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	745,500
<b>Wilcoxon W</b>	1.180,500
<b>Estatística do teste</b>	745,500
<b>Erro padrão</b>	60,805
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	5,822
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

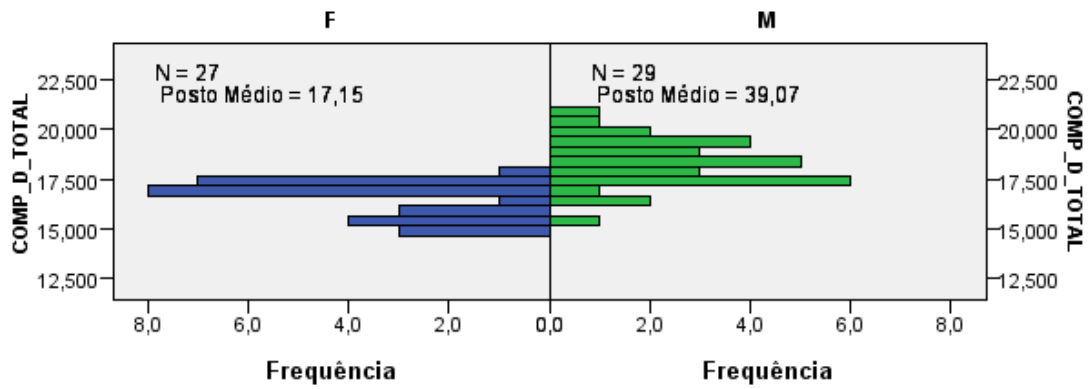
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	751,500
<b>Wilcoxon W</b>	1.186,500
<b>Estatística do teste</b>	751,500
<b>Erro padrão</b>	60,810
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	5,920
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

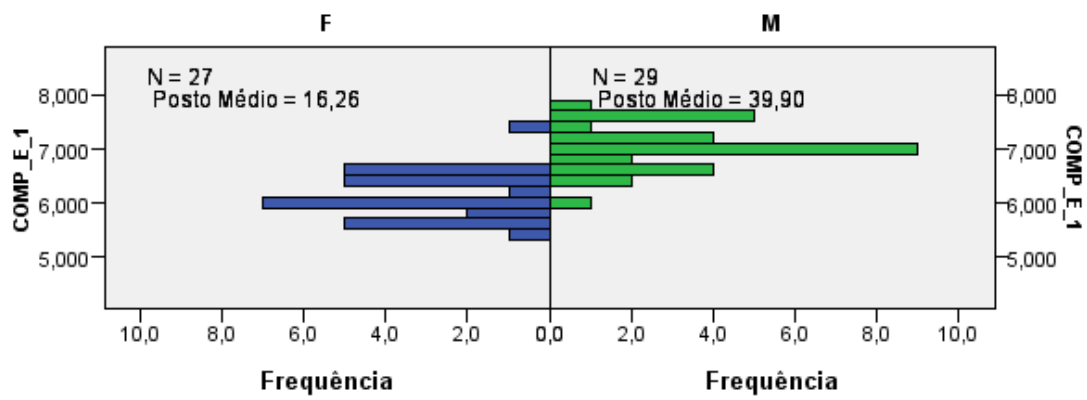
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	698,000
<b>Wilcoxon W</b>	1.133,000
<b>Estatística do teste</b>	698,000
<b>Erro padrão</b>	60,940
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	5,030
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

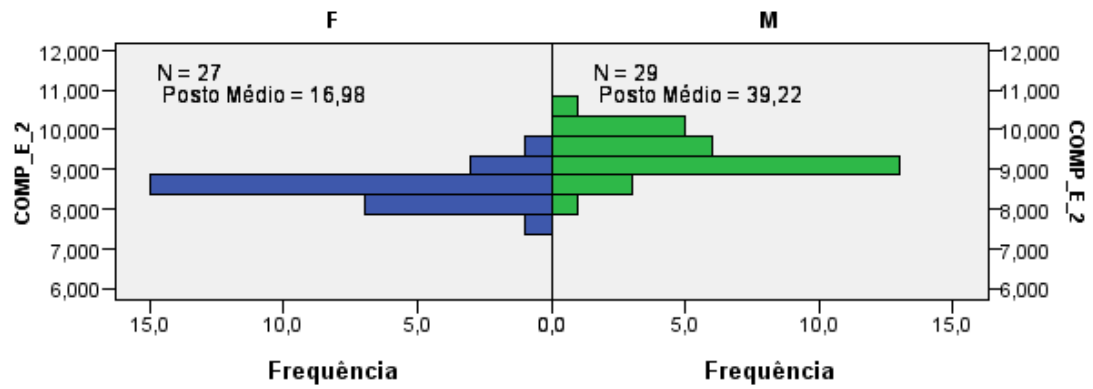
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	722,000
<b>Wilcoxon W</b>	1.157,000
<b>Estatística do teste</b>	722,000
<b>Erro padrão</b>	60,832
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	5,433
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

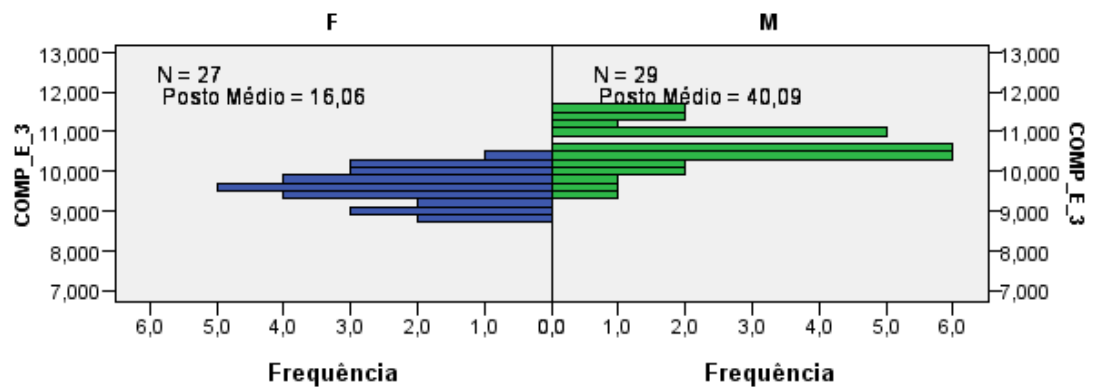
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	702,500
<b>Wilcoxon W</b>	1.137,500
<b>Estatística do teste</b>	702,500
<b>Erro padrão</b>	60,798
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	5,115
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

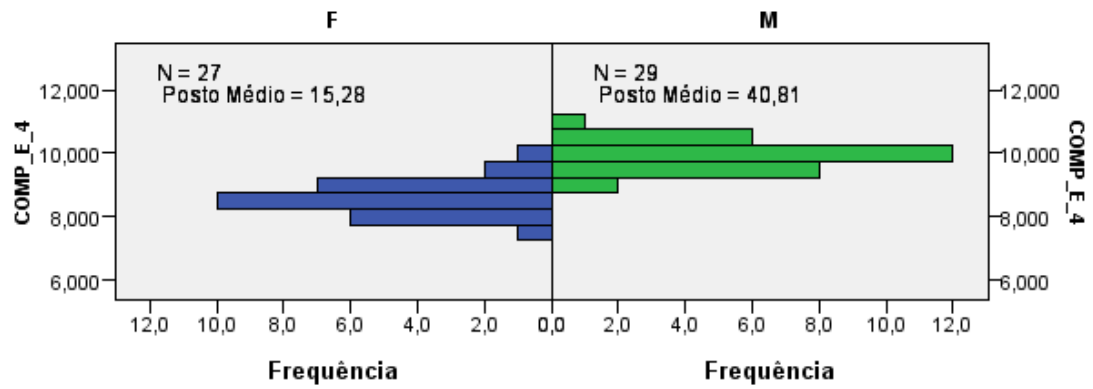
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	727,500
<b>Wilcoxon W</b>	1.162,500
<b>Estatística do teste</b>	727,500
<b>Erro padrão</b>	60,891
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	5,518
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

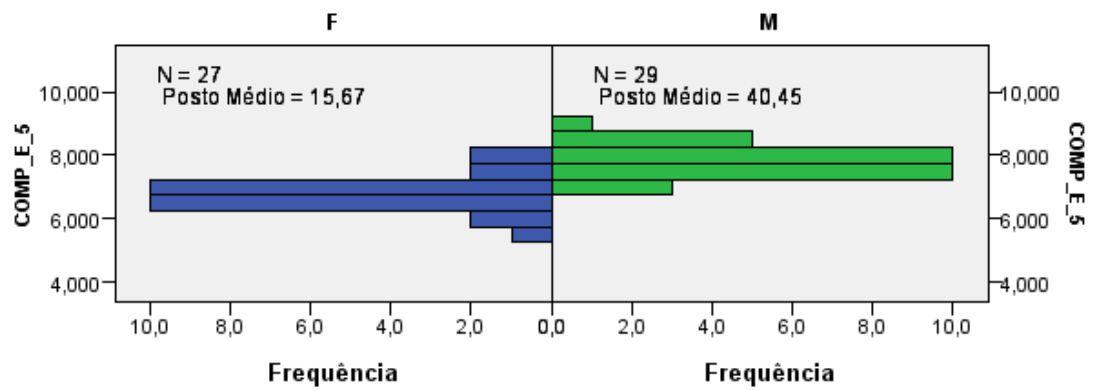
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	748,500
<b>Wilcoxon W</b>	1.183,500
<b>Estatística do teste</b>	748,500
<b>Erro padrão</b>	60,893
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	5,863
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

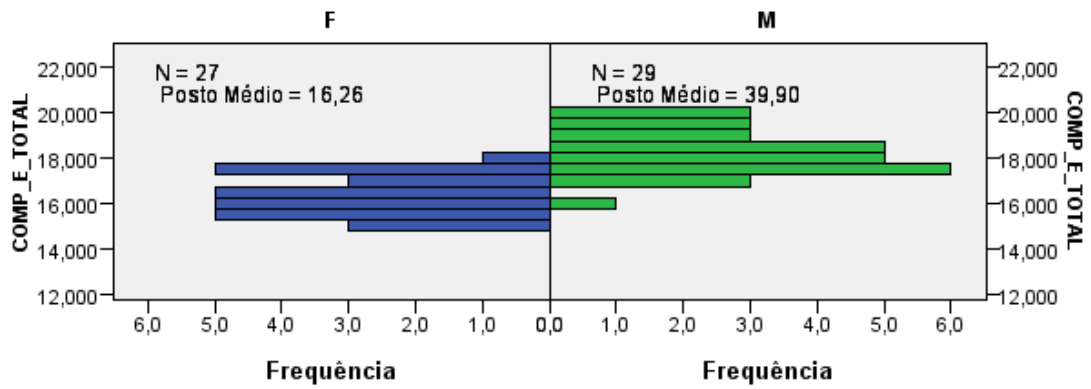
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	738,000
<b>Wilcoxon W</b>	1.173,000
<b>Estatística do teste</b>	738,000
<b>Erro padrão</b>	60,823
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	5,697
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	722,000
<b>Wilcoxon W</b>	1.157,000
<b>Estatística do teste</b>	722,000
<b>Erro padrão</b>	60,936
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	5,424
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## A.9 Relação entre Género/Força

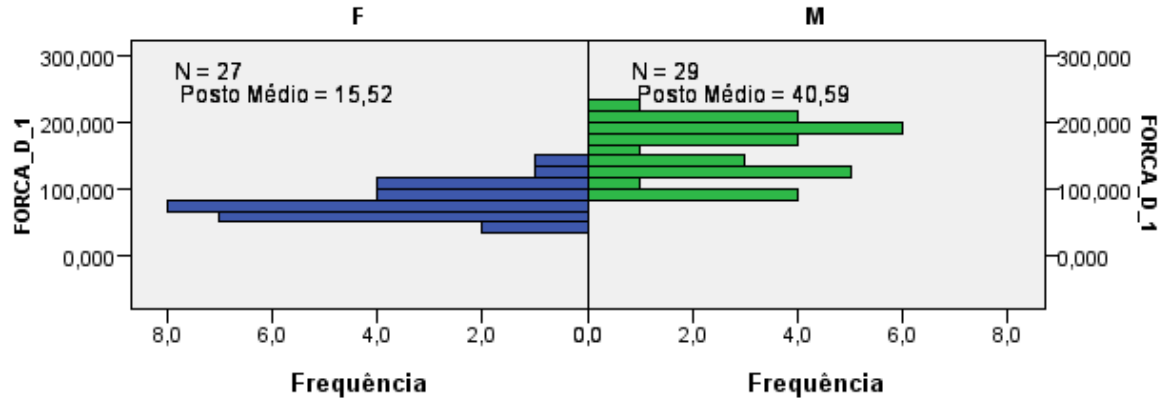
**Sumarização de Teste de Hipótese**

	Hipótese nula	Teste	Sig.	Decisão
1	A distribuição de FORCA_D_1 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
2	A distribuição de FORCA_D_2 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
3	A distribuição de FORCA_D_3 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
4	A distribuição de FORCA_D_4 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
5	A distribuição de FORCA_E_1 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
6	A distribuição de FORCA_E_2 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
7	A distribuição de FORCA_E_3 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.
8	A distribuição de FORCA_E_4 é a mesma entre as categorias de GENERO.	Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes	,000	Rejeitar a hipótese nula.

São exibidas significâncias assintóticas. O nível de significância é ,05.

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

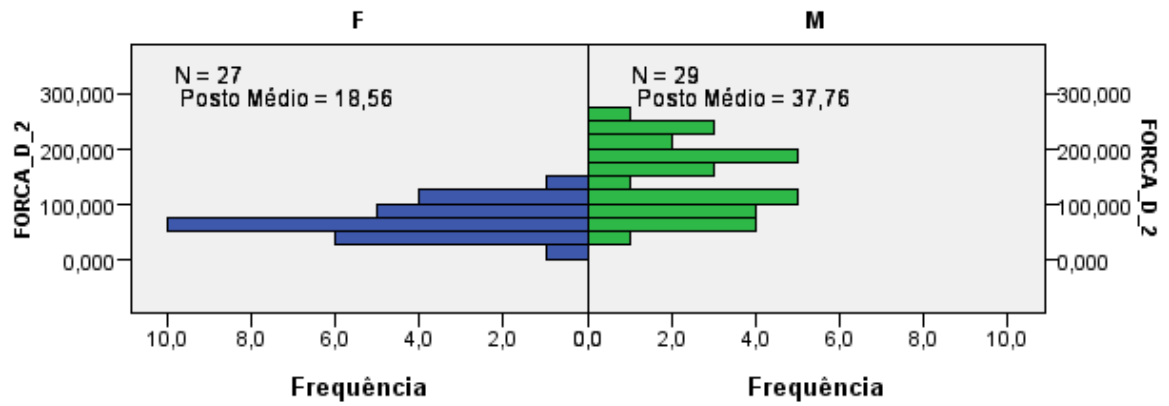
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	742,000
<b>Wilcoxon W</b>	1.177,000
<b>Estatística do teste</b>	742,000
<b>Erro padrão</b>	60,985
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	5,747
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

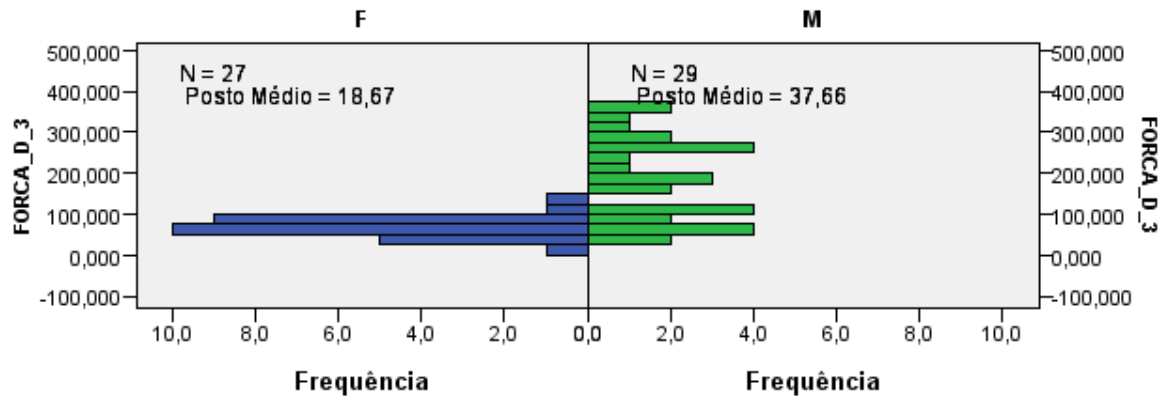
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	660,000
<b>Wilcoxon W</b>	1.095,000
<b>Estatística do teste</b>	660,000
<b>Erro padrão</b>	60,986
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	4,403
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

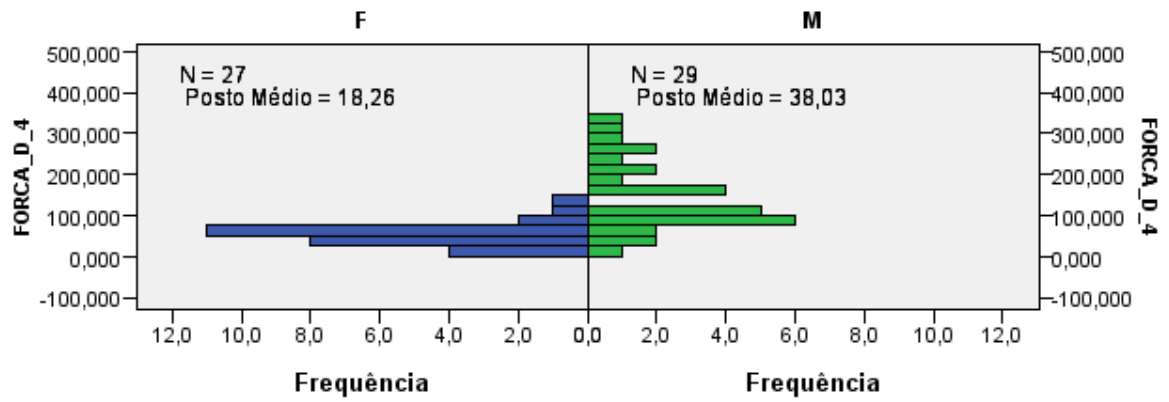
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	657,000
<b>Wilcoxon W</b>	1.092,000
<b>Estatística do teste</b>	657,000
<b>Erro padrão</b>	60,986
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	4,353
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

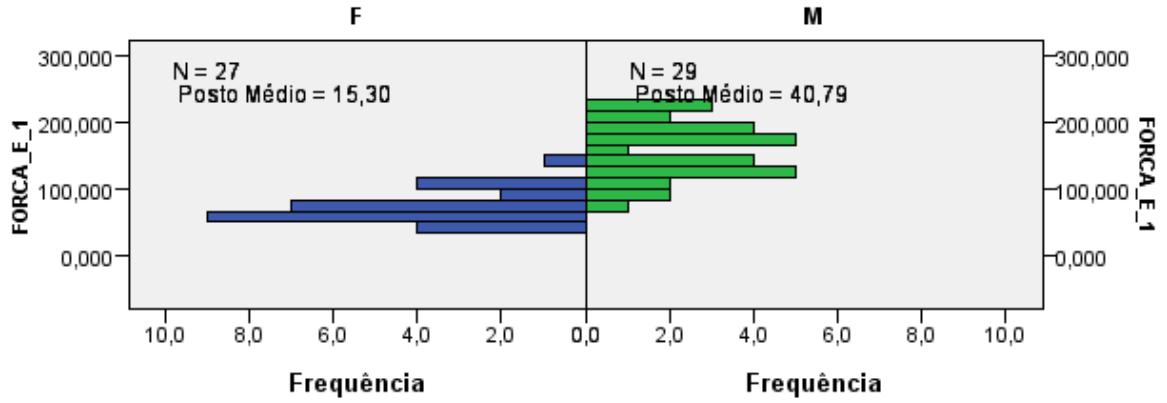
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	668,000
<b>Wilcoxon W</b>	1.103,000
<b>Estatística do teste</b>	668,000
<b>Erro padrão</b>	60,986
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	4,534
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

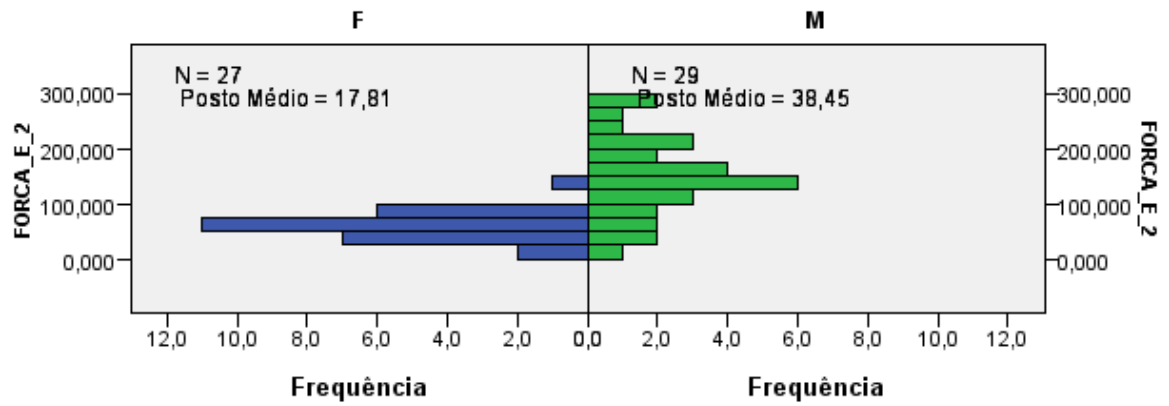
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	748,000
<b>Wilcoxon W</b>	1.183,000
<b>Estatística do teste</b>	748,000
<b>Erro padrão</b>	60,986
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	5,846
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

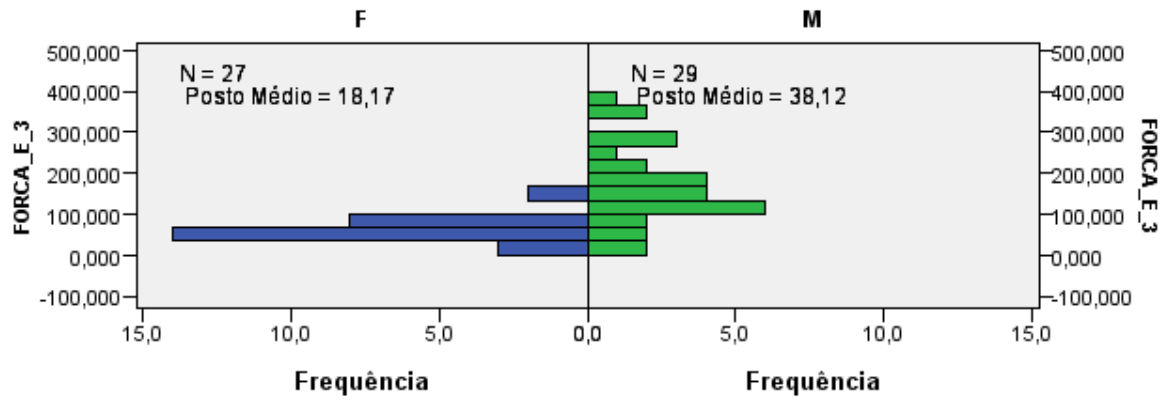
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	680,000
<b>Wilcoxon W</b>	1.115,000
<b>Estatística do teste</b>	680,000
<b>Erro padrão</b>	60,986
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	4,731
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

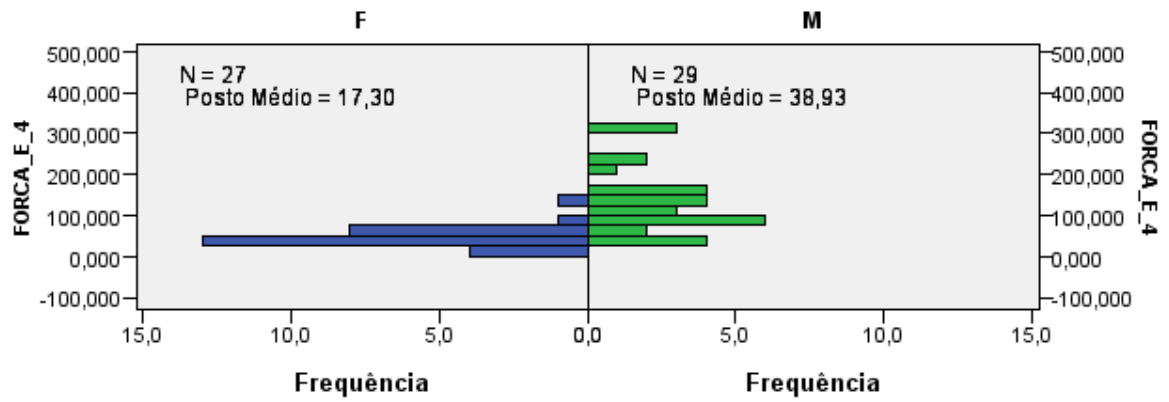
GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	670,500
<b>Wilcoxon W</b>	1.105,500
<b>Estatística do teste</b>	670,500
<b>Erro padrão</b>	60,985
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	4,575
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000

## Teste U de Mann-Whitney de amostras independentes

GENERO



<b>N total</b>	56
<b>U de Mann-Whitney</b>	694,000
<b>Wilcoxon W</b>	1.129,000
<b>Estatística do teste</b>	694,000
<b>Erro padrão</b>	60,985
<b>Estatística de Teste Padronizado</b>	4,960
<b>Sig. assintótica (teste bilateral)</b>	,000



## A.10 Correlações Comprimento/Força

### MÃO DIREITA (DEDO 1 - POLEGAR)

			COMP_D_1	FORCA_D_1
rho de Spearman	COMP_D_1	Coeficiente de Correlação	1,000	,631**
		Sig. (bilateral)	.	,000
		N	56	56
	FORCA_D_1	Coeficiente de Correlação	,631**	1,000
		Sig. (bilateral)	,000	.
		N	56	56

\*\* . A correlação é significativa no nível 0,01 (bilateral).

### MÃO ESQUERDA (DEDO 1 - POLEGAR)

			COMP_E_1	FORCA_E_1
rho de Spearman	COMP_E_1	Coeficiente de Correlação	1,000	,633**
		Sig. (bilateral)	.	,000
		N	56	56
	FORCA_E_1	Coeficiente de Correlação	,633**	1,000
		Sig. (bilateral)	,000	.
		N	56	56

\*\* . A correlação é significativa no nível 0,01 (bilateral).

### MÃO DIREITA (DEDO 2 - INDICADOR)

			COMP_D_2	FORCA_D_2
rho de Spearman	COMP_D_2	Coeficiente de Correlação	1,000	,485**
		Sig. (bilateral)	.	,000
		N	56	56
	FORCA_D_2	Coeficiente de Correlação	,485**	1,000
		Sig. (bilateral)	,000	.
		N	56	56

\*\* . A correlação é significativa no nível 0,01 (bilateral).

### MÃO ESQUERDA (DEDO 2 - INDICADOR)

			COMP_E_2	FORCA_E_2
rho de Spearman	COMP_E_2	Coeficiente de Correlação	1,000	,526**
		Sig. (bilateral)	.	,000
		N	56	56
	FORCA_E_2	Coeficiente de Correlação	,526**	1,000
		Sig. (bilateral)	,000	.
		N	56	56
**. A correlação é significativa no nível 0,01 (bilateral).				

### MÃO DIREITA (DEDO 3 – DEDO MÉDIO)

			COMP_D_3	FORCA_D_3
rho de Spearman	COMP_D_3	Coeficiente de Correlação	1,000	,628**
		Sig. (bilateral)	.	,000
		N	56	56
	FORCA_D_3	Coeficiente de Correlação	,628**	1,000
		Sig. (bilateral)	,000	.
		N	56	56
**. A correlação é significativa no nível 0,01 (bilateral).				

### MÃO ESQUERDA (DEDO 3 – DEDO MÉDIO)

			COMP_E_3	FORCA_E_3
rho de Spearman	COMP_E_3	Coeficiente de Correlação	1,000	,577**
		Sig. (bilateral)	.	,000
		N	56	56
	FORCA_E_3	Coeficiente de Correlação	,577**	1,000
		Sig. (bilateral)	,000	.
		N	56	56
**. A correlação é significativa no nível 0,01 (bilateral).				

### MÃO DIREITA (DEDO 4 - ANELAR)

			COMP_D_4	FORCA_D_4
rho de Spearman	COMP_D_4	Coeficiente de Correlação	1,000	,527**
		Sig. (bilateral)	.	,000
		N	56	56
	FORCA_D_4	Coeficiente de Correlação	,527**	1,000
		Sig. (bilateral)	,000	.
		N	56	56
**. A correlação é significativa no nível 0,01 (bilateral).				

### MÃO ESQUERDA (DEDO 4 - ANELAR)

			COMP_E_4	FORCA_E_4
rho de Spearman	COMP_E_4	Coeficiente de Correlação	1,000	,621**
		Sig. (bilateral)	.	,000
		N	56	56
	FORCA_E_4	Coeficiente de Correlação	,621**	1,000
		Sig. (bilateral)	,000	.
		N	56	56
**. A correlação é significativa no nível 0,01 (bilateral).				



## A.11 Força Média Aplicada

### MÃO DIREITA – Género/Força dos dedos

GENERO		FORCA_D_1	FORCA_D_2	FORCA_D_3	FORCA_D_4
F	Média	80,17531	70,27070	69,48403	52,94992
	N	27	27	27	27
	Desvio Padrão	23,751075	29,042397	26,394866	28,351165
M	Média	158,67510	145,87663	183,25747	147,09808
	N	29	29	29	29
	Desvio Padrão	41,821173	64,073158	104,041523	87,906793

### MÃO ESQUERDA – Género/Força dos dedos

GENERO		FORCA_E_1	FORCA_E_2	FORCA_E_3	FORCA_E_4
F	Média	72,94584	62,28070	64,50601	48,23457
	N	27	27	27	27
	Desvio Padrão	26,729736	26,874557	30,194836	24,219344
M	Média	158,13870	149,25594	170,42989	136,97241
	N	29	29	29	29
	Desvio Padrão	42,646224	71,394370	98,047585	82,310560



## A.12 Comprimento Médio dos Dedos

### MÃO DIREITA – Género/Comprimento dos dedos

GENERO		COMP_D_ 1	COMP_D_ 2	COMP_D_ 3	COMP_D_ 4	COMP_D_ 5
F	Média	6,31852	8,63333	9,52593	8,79259	6,84444
	N	27	27	27	27	27
	Desvio Padrão	,541392	,523303	,444273	,454825	,449216
M	Média	7,12414	9,40690	10,42759	9,95172	7,97241
	N	29	29	29	29	29
	Desvio Padrão	,340855	,508451	,544385	,503999	,525015

### MÃO ESQUERDA – Género/Comprimento dos dedos

GENERO		COMP_E_ 1	COMP_E_ 2	COMP_E_ 3	COMP_E_ 4	COMP_E_ 5
F	Média	6,09630	8,48519	9,54074	8,65185	6,71111
	N	27	27	27	27	27
	Desvio Padrão	,462835	,425806	,429005	,522104	,534454
M	Média	6,97586	9,33103	10,55517	9,92759	7,83793
	N	29	29	29	29	29
	Desvio Padrão	,416323	,543207	,555226	,505609	,468595



## A.13 Comprimento Total Médio das Mãos

### MÃO DIREITA – Género/Comprimento total da mão

GENERO	Média	N	Desvio Padrão
F	16,50370	27	0,907440
M	18,35172	29	1,257157
Total	17,46071	56	1,435989

### MÃO ESQUERDA – Género/Comprimento total da mão

GENERO	Média	N	Desvio Padrão
F	16,34074	27	,872335
M	18,26552	29	1,028618
Total	17,33750	56	1,356541