



Desenvolvimento de protótipo de produto para testes de resistência, força e agilidade com aplicação no domínio da fisioterapia

Francieli Fidler

Dissertação apresentada à

Escola Superior de Tecnologia e Gestão

Instituto Politécnico de Bragança

Para obtenção do Grau de Mestre em

Engenharia Industrial

Março de 2019



Desenvolvimento de protótipo de produto para testes de resistência, força e agilidade com aplicação no domínio da fisioterapia

Francieli Fidler

Dissertação apresentada à

Escola Superior de Tecnologia e Gestão

Instituto Politécnico de Bragança

Para obtenção do Grau de Mestre em

Engenharia Industrial

No Âmbito da Dupla Diplomação Com a

Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Orientador: Prof. Dr. José Gonçalves

Coorientadores: Prof. Dr. João Ribeiro

Prof. Dr. Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues

Março 2019

Francieli Fidler

“Ninguém escapa ao sonho de voar, de ultrapassar os limites do espaço onde nasceu, de ver novos lugares e novas gentes. Mas saber ver em cada coisa, em cada pessoa, aquele algo que a define como especial, um objeto singular, um amigo é fundamental. Navegar é preciso, reconhecer o valor das coisas e das pessoas, é mais preciso ainda!”

Antonie de Saint-Exupéry.

AGRADECIMENTOS

Esta dissertação de mestrado é resultado de muitas horas de trabalho que inclui uma trajetória permeada de inúmeros desafios, tristezas, incertezas, alegrias e percalços pelo caminho e, é importante exprimir meus mais sinceros agradecimentos à todas as pessoas que me ajudaram em mais essa etapa da minha vida e que durante estes anos estiveram incondicionalmente a meu lado.

Em primeiro lugar quero agradecer ao Professor João Ribeiro pelo apoio principalmente quando cheguei ao IPB e não tinha tema para esta dissertação e, me ajudou a encontrar um tema de uma das áreas que mais tenho interesse em aumentar meus conhecimentos, por toda a ajuda prestada, pela sua disponibilidade e por estar sempre pronto a ajudar durante o desenvolvimento deste trabalho por todo o conhecimento transmitido, acréscimo nas discussões do trabalho.

Ao Professor José Gonçalves por ter aceitado a orientação e ter abraçado esse trabalho, sempre disposto a ajudar em todas as etapas, obrigada por aceitar este desafio, pela sua disponibilidade, pela preocupação e ajuda do trabalho a ser desenvolvido, por todo o conhecimento transmitido e todas as conversas que foram construtivas e necessárias para a conclusão desse trabalho.

Ao Professor Fábio Mandelo, ao apoio por ter aceitado a orientação ainda quando estava no Brasil colocando-se a disposição e sempre de prontidão para esclarecimentos de dúvidas, pelo acompanhamento do meu trabalho desde a iniciação científica, que desde o início mostrou-se disposto a ajudar nesse trabalho, por todo o conhecimento transmitido e, pelo apoio no percorrer desse caminho.

Aos meus pais, que me ajudaram a alcançar mais esse sonho e, sempre preocupados com o andamento dos trabalhos, além de transmitirem a confiança no trabalho só encorajaram ainda mais a minha vontade de vencer. E por todo o sacrifício que fizeram para eu concluir os estudos, mesmo estando longe.

À minha irmã, que também já percorreu a mesma estrada e que me incutiu a certeza de ser capaz, para isso basta acreditar e por me apoiar e me dar força em todos os momentos para realizar esse trabalho.

Um agradecimento aos meus amigos de Bragança e Pato Branco-PR, que acompanharam direta ou indiretamente o meu percurso acadêmico e que para todo o sempre estarão nas minhas memórias.

Um agradecimento à toda a minha família que mesmo longe sempre me apoiou na minha carreira acadêmica e foram os primeiros a demonstrar apoio e encorajar-me para esse desafio tão longe de casa.

Muito obrigado a todos.

RESUMO

A utilização de testes de mobilidade, resistência e força em tratamentos fisioterapêuticos traz uma melhoria contínua das condições de mobilidade e força dos indivíduos. A correta execução destes testes e análise de seus resultados podem ser primordiais na recuperação de pacientes, para isso é necessário que se faça uso de equipamentos certificados, calibrados e adequados. Esses testes podem ser realizados com um sistema de cadeira instrumentada, o Instituto Politécnico de Bragança possui um protótipo da cadeira instrumentada. O conceito de cadeira instrumentada varia de acordo com os tipos de testes que a mesma realiza, para esse trabalho a cadeira instrumentada realiza testes de mobilidade, força e resistência e tem o auxílio de sensores além de software para armazenamento de dados. A partir do exposto o objetivo desse trabalho é desenvolver o protótipo em estudo como produto de consumo com aplicação na fisioterapia. Foi realizada uma revisão sistemática na literatura sobre como esses testes são realizados, bem como os públicos-alvo e sua evolução. Além de propor melhorias mecânicas, visuais e ergonômicas ao sistema existente de cadeira instrumentada que é foco de uma análise SWOT realizada. A análise SWOT foi desenvolvida com base em pesquisa de opinião realizada através de um questionário, visando comparação com sistemas similares do mercado e a viabilidade do protótipo em estudo tornar-se produto de consumo. Com o levantamento bibliográfico, a realização da pesquisa de opinião e a análise SWOT, melhorias foram propostas para o protótipo. Conclui-se que as tecnologias, como sensores, são benéficas para a qualidade dos resultados dos testes, mas nem todas as alterações contribuem para o protótipo tornar-se produto de consumo.

Palavras-chave: Desenvolvimento de produto, análise SWOT, cadeira instrumentada, fisioterapia, teste de mobilidade, teste de força, teste de resistência.

ABSTRACT

The use of mobility, resistance and strength tests in physiotherapy treatments brings a continuous improvement of the conditions of mobility and strength of the individuals. The correct execution of these tests and analysis of their results can be paramount in the recovery of patients, for this, it is necessary to make use of certified, calibrated and adequate equipment. These tests can be performed with an instrumented chair system, the Polytechnic Institute of Bragança has a prototype of the instrumented chair. The concept of instrumented chair varies according to the type of tests that it performs, for this work the instrumented chair performs tests of mobility, strength and resistance and has the aid of sensors as well as software for data storage. From the above, the objective of this work is to develop the prototype under study as a consumer product with application in physiotherapy. A systematic review was carried in the literature on how these tests are performed, as well as the target audiences and their evolution. In addition to propose mechanical, visual and ergonomic improvements to the existing system of instrumented chair that is the focus of SWOT analysis. The SWOT analysis was developed based on an opinion survey conducted through a questionnaire, aiming to compare with similar market systems and the possibility of the prototype under study becomes consumer product. With the bibliographical survey, the survey of opinion and the SWOT analysis, improvements were proposed for the prototype. It was concluded that technologies, such as sensors, are beneficial to the quality of test results, but not all changes contribute to the prototype become a consumer product.

Key-words: Product development, SWOT analysis, instrumented chair, physiotherapy, mobility test, force test, resistance test.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS	viii
RESUMO.....	x
ABSTRACT	xi
ÍNDICE.....	xii
ABREVIATURAS	xv
SÍMBOLOS	xvii
LISTA DE FIGURAS	xix
LISTA DE TABELAS.....	xxi
CAPÍTULO 1	1
1. Introdução	1
1.1 Estado de arte	4
1.2 Objetivo.....	7
1.3 Estrutura.....	7
CAPÍTULO 2	9
2. Os Testes.....	9
2.1 Metodologia dos Testes	9
2.1.1 Timed Up and Go (TUG)	11
2.1.2 Sit To Stand (STS).....	16
2.1.3 <i>Hand Force</i>	18
CAPÍTULO 3	25
3. Equipamentos Experimentais Existentes	25
3.1 Descrição dos Equipamentos	25
3.1.1 Equipamentos para testes de mobilidade TUG e STS.....	25

3.1.2	Aparatos para teste <i>Hand Force</i>	27
CAPÍTULO 4	29
4.	Descrição do Protótipo.....	29
4.1	O Protótipo	29
CAPÍTULO 5	33
5.	Análise SWOT	33
5.1	Forças (Pontos Fortes) – (<i>Strength</i>)	35
5.2	Fraquezas (Pontos Fracos) – (<i>Weaknesses</i>).....	35
5.3	Oportunidades – (<i>Opportunities</i>)	36
5.4	Ameaças – (<i>Threats</i>)	37
CAPÍTULO 6	38
6.	Análise do protótipo com vista a se tornar um produto de consumo.....	38
6.1	Comparação da cadeira instrumentada com similares, suas vantagens e desvantagens	38
6.2	Levantamento de custos para cadeira similar ao protótipo em estudo.....	40
6.3	Modos de Produção.....	45
6.3.1	Produção em Larga Escala	45
6.3.2	Produção Customizada	45
6.4	Técnicas de análises de dados	46
CAPÍTULO 7	48
7.	Mudanças propostas no protótipo	48
7.1	Mudanças Mecânicas	48
7.2	Mudanças Ergonômicas	59
7.3	Mudanças Visuais	60
7.4	Levantamento de custos	60
CAPÍTULO 8	63

8. Pesquisa de opinião	63
CAPÍTULO 9	71
9. Conclusões e Propostas para Trabalhos Futuros.....	71
9.1 Conclusões	71
9.2 Propostas para Trabalhos Futuros	73
Referências Bibliográficas.....	74
Anexos	81
Anexo A – Desenhos Técnicos das mudanças mecânicas da cadeira instrumentada .	81

ABREVIATURAS

IPB – Instituto Politécnico de Bragança

TUG – *Timed Up and Go*

STS – *Sit to Stand*

SWOT - *Strength, Weaknesses, Opportunities e Threats*

AVC – Acidente vascular cerebral

FOS – *Fast Orthogonal Search*

FMG – *Force Myography*

SOLIDWORKS – Software de CAD 3D – *Computer-Aided Design*

MATLAB – MATrix LABoratory, software interativo de alta performance voltado para o cálculo numérico

sEMG – Sensor de eletromiografia de superfície

Rep – Repetições

Min – Minutos

CogTUG - *Cognitive Timed Up and Go dual task*

aTUG – Ferramenta que acompanha os tempos parciais de cada tarefa do teste TUG

5R-STs – Cinco repetições do teste *Sit to Stand*

COPD – Doença pulmonar obstrutiva crônica

EMG – Sinais de eletromiografia

GRFs – Forças de reação no solo

OMC – Captura óptica de movimento

CR-10 – *Category Ratio* (escala de Borg)

FSA – *Force Sensitive Application*

LabView – *Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*, linguagem de programação gráfica da *National Instruments*.

S – *Strength*

W – *Weaknesses*

O – *Opportunities*

T – *Threats*

IMC – Índice de massa corporal ou índice de massa corpórea

COP – Centro de pressão

CCI – Coeficiente de correlação intraclasse

SPSS – *Statistical Package for the Social Sciences*

TAF – Teste de Alcance Funcional

LDA – Análise linear discriminante

SAE – *Society of Automotive Engineers*

ASTM – *American Society for Testing and Materials*

AISI – *American Iron and Steel Institute*

ULSNE – Unidade Local de Saúde do Nordeste

SÍMBOLOS

° - Graus

kgf – Quilogramas-força

% - Porcentagem

€ - Euro

N –Newtons

C – Índice da mola

K_s – Fator de cisalhamento

A – Coeficiente para equação 14.3 do livro Norton [51]

b – Expoente para equação 14.3 do livro Norton [51]

mm – Milímetros

* - Multiplicação

/ - Divisão

= - Igualdade

π – Número pi

S_{ut} – Limite de resistência à tração

Pa – Pascals

MPa – Mega Pascals

S_{ys} – Limite de resistência ao escoamento sob torção

N_s – Coeficiente de Segurança

τ – Tensão de cisalhamento

m – metros

m/s^2 – metros por segundos ao quadrado

N_a – Número de espiras ativas

N_t – Número total de espiras

G – Módulo de cisalhamento transversal

E – Tensão de flexão

ν – Coeficiente de Poisson

k – Constante da mola

d – Diâmetro interno

D – Diâmetro médio da espira

y – Deflexão

F – Força

D_0 – Diâmetro externo da mola

g – Aceleração da gravidade

γ – Densidade

g/cm^3 – Gramas por centímetros cúbicos

f_n – Frequência natural

rad/s – Radianos por segundos

kg – Quilogramas

cm – Centímetros

“ ” - Opinião

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema de realização do teste TUG.	11
Figura 2 - Método aTUG proposto no estudo de Frenken T. et al.	15
Figura 3 - Esquema da realização do teste STS.....	16
Figura 4 - Luva com sensores de força para os testes realizados por Lu M. et al.	19
Figura 5 - Luva com sensores de força para avaliar 4 critérios nos testes realizados por Jung K. et al.	19
Figura 6 - Aparato para medir a força da mão utilizado por Eklund M. J. et al.....	20
Figura 7 - Sensores FMG utilizados nos testes de Sakr M.	21
Figura 8 - Sensores sEMG e dinamômetro utilizado nos testes de Yokoyama M. et al.....	21
Figura 9 - Forma de medir as diferentes forças da mão, segundo teste de Molenaar H. M. et al.....	22
Figura 10 - Medição de força da mão em postura de 90° e 180° no estudo de Li K. W. e Yu R.....	23
Figura 11 – Cadeiras do teste TUG realizado por Eekhof J. A. H. et al.	25
Figura 12 - Sensores para teste TUG realizado por Frenken T. et al.	26
Figura 13 - Cadeira instrumentada utilizada por Mata D. et al.	27
Figura 14 - Cadeira Instrumentada presente no IPB, foco desse estudo.	30
Figura 15 - Célula de carga para medir Hand Force.....	31
Figura 16 - Células de carga envoltos em um protótipo 3D para melhor adaptação à mão.	31
Figura 17 - Interface Arduino utilizado nos testes.....	32
Figura 18 - A, B e C são os locais de posição dos sensores.....	38
Figura 19 - Cadeira utilizada nos testes de Freitas M. S. et al.	39
Figura 20 - Cadeira com ajuste de altura e apoio para braços para todos os testes.	41
Figura 21 - Modelo de cronômetro para os testes de mobilidade.	41
Figura 22 - Modelo de cone para o teste TUG.	42
Figura 23 - Dinamômetro hidráulico JAMAR para teste hand force.	42
Figura 24 - Dinamômetro computadorizado E - Link para teste hand force.....	43
Figura 25 - Sensor de movimento D2F-L2.....	43
Figura 26 - Sensor de força FSR 406.	44
Figura 27 - Sensor de distância GP2Y0A21YK0F.....	44
Figura 28 - Cadeira instrumentada.	48

Figura 29 - Molas internas ao assento.	49
Figura 30 - Tabela dos materiais para fio de mola.....	49
Figura 31 - Tabela dos diâmetros de fio.	50
Figura 32 - Tabela de propriedades dos materiais.	51
Figura 33 - Tabela das propriedades dos materiais.....	52
Figura 34 - Perspectiva da mola.	53
Figura 35 - Sistema pistão mais suporte.	53
Figura 36 - Sistema para controle de altura.	54
Figura 37 - Assento.	55
Figura 38 - Tapete.	55
Figura 39 - Célula de carga tipo viga ("S").	56
Figura 40 - Posicionamento célula de carga no assento.	57
Figura 41 - Célula de carga tipo tensão/compressão.	57
Figura 42 - Posicionamento célula de carga no tapete.....	58
Figura 43 - Sensor de distância.	58
Figura 44 - Posicionamento do sensor de distância.	59
Figura 45 - Encosto.	59
Figura 46 - Suporte para o sensor de distância.	60
Figura 47 - Conhecimento dos voluntários sobre os testes.....	64
Figura 48 - Idade dos pacientes que mais realizam os testes.	64
Figura 49 - Finalidade dos testes.	65
Figura 50 - O quão confortável os pacientes se sentem ao realizarem os testes.	65
Figura 51 - Comparação do sistema da cadeira instrumentada com o modo de como o profissional realiza os testes.	66
Figura 52 - Público alvo dos testes.	66
Figura 53 - Importância de conhecer o tempo de realização do STS.....	67
Figura 54 - Importância de conhecer o tempo de realização do TUG.	67
Figura 55 - Importância de controlar a altura da cadeira.	68
Figura 56 - Comprariam o produto.....	68
Figura 57 - Diferença com a utilização de sensores.	69
Figura 58 - Importância de ter acesso remoto aos dados.	69

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Trabalhos similares de realização dos testes já publicados.....	5
Tabela 2 - Alguns pontos da Análise SWOT.....	33
Tabela 3 - Comparação de sistemas instrumentados para testes de mobilidade e força.	40
Tabela 4 - Preço médio de componentes para testes de mobilidade e força.	44
Tabela 5 - Comparação de medidas entre cadeira comercial e protótipo.....	54
Tabela 6 - Levantamento de custos.	61

CAPÍTULO 1

1. Introdução

A procura por uma melhor qualidade de vida faz da biomecânica uma das áreas da engenharia mecânica em maior evolução que abrange estudos das mais diversas aplicações relacionadas à saúde e melhor qualidade de vida para as pessoas. A biomecânica estuda a maneira de adaptação dos seres humanos nos mais diversos ambientes e tenta através desses realizar mudanças práticas que melhorem a expectativa de vida e com uma maior qualidade. O conforto associado a segurança é outro fator que preocupa essa área quando se trata de locais de trabalho. Dentre as áreas da biomecânica tem-se algumas categorias que mais se destacam a biomecânica desportiva, ocupacional e de reabilitação. Através das tecnologias de cada categoria, atletas melhoram seus desempenhos, pessoas com problemas de articulações, por exemplo, podem não sentir mais desconforto e, melhores tratamentos podem ser realizados para uma recuperação mais rápida dos problemas de mobilidade.

A biomecânica faz transparência aos movimentos executados pelo corpo humano, ou seja, a maneira de como ele reage diante da realização de qualquer atividade. A postura é conhecida como a posição em que os segmentos corporais se relacionam entre si devido as configurações das articulações e do estado de equilíbrio dos músculos e ossos. Para Freitas M. S. et al. (2012) o ser humano é capaz de adotar diversas posturas de acordo com a atividade que realiza durante o dia, as quais para serem mantidas, necessitam de interações entre todas as partes do corpo além das regiões neurais e biomecânicas [3].

Geralmente a postura sentada é a mais utilizada principalmente por pessoas em que seu trabalho exige essa posição, ou mesmo por pessoas idosas que possuem dificuldades de mobilidade além, daquelas que por algum incidente encontram-se temporária ou definitivamente com problemas de mobilidade. Essa postura, tem por consequência, um menor gasto calórico, menor utilização das articulações, isto é, preservação de ossos e músculos o que é benéfico para a saúde. Entretanto esse costume por tempos inadequa-

Francieli Fidler

dos ou demasiadamente grandes torna-se um problema de saúde, advindo com dores e desconfortos e, por casos piores problemas de dores em quadros crônicos. Essa parte da população que trabalha em posição sentada tem resultados que pode ser tanto confortável para desenvolvimento de sua atividade, como prejudicial para sua coluna vertebral, devido às pressões que a mesma é exposta. Outro problema muito relatado por trabalhadores dessa categoria são dores em regiões lombares, no pescoço, braços e pernas.

Estudos nos últimos anos vêm avaliando o conforto dos usuários adaptando cadeiras para uma melhor postura. Zemp R. et al (2016) sugerem que uma cadeira de escritório instrumentada com sensores, que forneçam um feedback sobre a postura e tempo sentado, é de grande valor para que o usuário possa controlar como deve-se sentar, a cada quantos minutos o mesmo deve fazer algum alongamento ou caminhar e, ainda, como deve estar estruturado os apoios de costas e braços da cadeira, para que o mesmo não sofra de problemas posturais ou qualquer outro desconforto devido à prática de permanecer sentado. Para controle dessas variáveis são utilizados sensores posicionados na cadeira e em regiões da coluna vertebral. São esses sensores que enviam para o software os dados de postura e a partir desses tem-se os resultados e devidas conclusões [4].

Testes para avaliar mobilidade e equilíbrio são muito utilizados para controlar e sugerir melhorias para correção de postura e uma mobilidade maior. Entre eles estão o *Timed Up and Go (TUG)*, *Sit To Stand (STS)* e *Hand Force*, esse último avalia apenas a força da mão e não dos membros inferiores como os demais. Cada um desses testes segue o mesmo princípio dos primeiros realizados com tempo cronometrado por Podsiadlo D. e Richardson S. em 1991, porém sofrem algumas variações dependendo da finalidade do teste, para quem é aplicado e das condições do ambiente que o mesmo é realizado [2].

O TUG e o STS são os mais utilizados na categoria de mobilidade e equilíbrio, são testes de equipamento e de realização relativamente simples. O *Hand Force* também é considerado simples, visto que além de rápido, é um teste que pode avaliar a força de pressão total da mão, bem como apenas de porções da mesma, como palma e dedos. A maneira de realização dos mesmos ou mesmo sua evolução é que define como o teste é realizado e o equipamento que é necessário para a obtenção das medidas.

O risco de queda em pessoas idosas é um dos alvos de aplicação dos testes de mobilidade. São vários os fatores intrínsecos ou extrínsecos que favorecem essa ocorrência nos idosos, pode ser tanto relacionado a questões biológicas da própria idade como a interação com o meio ambiente. Os testes visam prever ou mesmo prevenir essas quedas através de recomendações de exercício e fisioterapia após resultados. A melhora de desempenho para atletas de alto nível também utiliza desses testes, para atletas desse escalão. Cada melhoria por mínima que seja pode fazer muita diferença para superar suas marcas. Resultados desses testes podem ser utilizados por médicos para indicar os exercícios de fisioterapia adequados para a necessidade individual.

A evolução da maneira de como realizar os testes ocorre de acordo com as modificações que cada caso de aplicação necessita, seja para fins de fisioterapia ou melhoramento de atletas, por exemplo, para obter resultados mais precisos para sua finalidade. Muitos estudos tem grande abrangência de aplicação como o TUG e o STS em idosos, porém, outros são iniciantes como os que desenvolvem o *Hand Force* para crianças, os quais não são alvos principais de estudos e por isso necessitam de maior aperfeiçoamento.

Um fator determinante para a realização desses testes é sua simplicidade e serem relativamente baratos podendo assim ter uma abrangência maior, favorecendo uma porção maior da população e contribuindo para que as pessoas tenham uma melhor qualidade de vida.

A análise SWOT é realizada para identificar os pontos fortes (*Strength*), os pontos fracos (*Weaknesses*), as oportunidades de inserção no mercado (*opportunities*) e as ameaças (*Threats*). Essa análise é considerada como uma ferramenta que permite fazer um diagnóstico estratégico para melhoramento do que é analisado. A avaliação resulta no posicionamento, no caso a cadeira instrumentada, tem perante a organização no mercado.

Com base na análise SWOT e, da pesquisa bibliográfica, foi possível determinar se o protótipo em estudo pode ser desenvolvido como produto de consumo. Também a pesquisa de opinião auxilia a determinar se as mudanças propostas vão de encontro com as reais necessidades do paciente e também dos clientes, profissionais da área da saúde.

1.1 Estado de arte

Entre as mais diversas áreas da engenharia mecânica, a biomecânica vem se destacando como uma das mais buscadas por pesquisadores devido a alguns de seus principais propósitos, como oferecer melhor qualidade de vida para as pessoas. A busca por essa maior expectativa de vida com mais segurança e qualidade fortifica o laço da engenharia com a medicina. Um exemplo, desse englobamento é a realização de testes de mobilidade que pode tanto promover um melhor desempenho para um atleta como também proporcionar um tratamento de fisioterapia adequado para quem possui quadros de mobilidade reduzida seja pela idade avançada ou mesmo por problemas de saúde.

Abordagens diversas relatam diferentes meios de realizar os testes *Timed Up and Go* (TUG) e *Sit To Stand* (STS), mas seguindo o mesmo princípio proposto inicialmente em 1986 por Mathias S. Et al.[1], e em 1991 com a inclusão do tempo como parâmetro principal de classificação por Podsiadlo D. e Richardson S. [2]. Enquanto o teste *Hand Force* segue uma única forma de realização apenas com variações do tipo de instrumento para a medição de força ou mesmo o tipo de força específica a ser medido, ou seja, força total de pressão ou força de um único dedo ou ainda, força da palma da mão.

As primeiras técnicas para realização desses testes eram simples, apenas com um cronômetro e uma cadeira em boas condições, e com dinamômetros no caso do teste *Hand Force*. Pesquisas mais recentes ressaltam que é necessário conhecer todos os tempos de resposta para cada comando de cada etapa dos testes, do TUG, o tempo de levantar-se, ir até o cone, fazer o retorno, retornar a cadeira e sentar-se novamente, o mesmo para o STS, o tempo gasto para levantar-se e para depois sentar-se novamente.

Encontram-se diferenças para realização desses testes em pessoas com mobilidade reduzida ou com algum quadro de doença, como Alzheimer e Parkinson. Essas pessoas necessitam de um período de tempo maior para responder aos comandos, portanto, são considerados tempos maiores para a realização dos testes em comparação com aqueles que não sofrem de nenhum quadro de doença. Também no *Hand Force* onde o tipo de força que se pretende analisar, pode alterar o método de obtenção ou mesmo o equipamento para realização.

A evolução dos equipamentos também é um fator que influencia nos resultados finais. Para os testes de mobilidade dos membros inferiores alguns estudos mais avança-

dos empregam sensores de movimento e de força, enquanto os mais tradicionais usam apenas um cronômetro não considerando as variáveis além do tempo total. No *Hand Force* quanto mais adaptado for o sistema de medição ao formato da mão, melhor é o resultado que as células de carga, ou sensores de força, irão mostrar.

Na Tabela 1 são mostrados alguns trabalhos publicados sobre os métodos de realização de cada teste de acordo com a finalidade ou para quem foi aplicado.

Tabela 1 - Trabalhos similares de realização dos testes já publicados

Teste	Método de realização/medição	Público alvo	Referência
TUG	Cronômetro; 3 metros.	Idosos.	PODSIADLO D.; RICHARDSON S., 1991
TUG	Cronômetro; 2,44 metros.	Pessoas no geral.	RIKLI; JONES, 1999
TUG	Cronômetro; 3 metros.	Pessoas com fratura no quadril.	KRISTENSEN M. T. et al., 2016
TUG	Cronômetro; 3 metros.	Pessoas com quadros de AVC (acidente vascular cerebral).	JOHANSEN K. L. et al., 2015
TUG	Cronômetro; teste em 3 cadeiras de tamanhos diferentes.	Pessoas no geral.	EKHOF J. A. H. et al., 2001
TUG	Cronômetro e acelerômetros.	Idosos.	WEISS A. et al., 2011
TUG	Cronômetro; podendo ou não utilizar os membros superiores.	Pessoas com diferentes quadros de Alzheimer.	RIES J. D. et al., 2009
TUG	Cronômetro.	Pessoas com quadros de Parkinson.	MORRIS S. et al., 2012
STS	Número de execuções em 30 segundos sem utilizar membros superiores.	Pessoas no geral.	RIKLI; JONES, 1999
STS	Duas repetições do máximo de execuções em 30 segundos.	Pessoas com quadros de AVC.	JOHANSEN K. L. et al., 2015
STS	Cronômetro e sensores magnéticos inerciais.	Idosos.	MILLOR N. et al., 2012
STS	5 repetições executadas o mais rápido possível.	Idosos.	BOHANNON R. W. et al., 2007
STS	Máximo de repetições em 30 segundos, 1 minuto, 3 minutos e, 5 ou 10 repetições.	Pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica.	MSC T.V. et al., 2017
<i>Hand Force</i>	Luva com sensores de	Pessoas que traba-	LU M. L. et al., 2007

	força.	lham com pipetas.	
<i>Hand Force</i>	Redes Neurais.	Pessoas no geral.	MOBASSER F.; HASHTRUDI-ZAAD K., 2012
<i>Hand Force</i>	FOS	Pessoas no geral.	EKLUND J. M. et al., 2004
<i>Hand Force</i>	FMG	Pessoas no geral.	SAKR M. 2017
<i>Hand Force</i>	sEMG	Pessoas no geral.	YOKOYAMA M. et al., 2017
<i>Hand Force</i>	Dinamômetro	Pessoas no geral.	LI K. W.; YU R., 2011

Entre todos os métodos de realização do TUG e STS a opção por uma cadeira qualquer desconsidera erros de medição devido a não adaptação da mesma à altura e comprimento das pernas dos indivíduos. Alguns estudos realizados com sensores de movimento apontam que a altura do assento da cadeira influencia no resultado final se comparados os tempos medidos por cada etapa do teste, sendo que quando a altura não for adequada existe um esforço maior nos membros inferiores que pode ou não ser desconfortável dependendo do quadro de mobilidade do indivíduo.

Os trabalhos encontrados mostram que devem existir diferenças para aplicação em pessoas que tem alguma dificuldade de mobilidade daquelas que não possuem. Ou seja, tempos maiores de realização dos testes devem ser considerados, assim como, a utilização de apoios de braços para os movimentos de levantar-se e sentar-se para segurança dos mesmos, etc. A utilização de sensores nos testes de mobilidade aumenta a credibilidade do resultado, quando comparado com aqueles que fazem a utilização de cronômetros e marcam apenas o tempo total, e não de cada etapa do teste.

A maior variação da maneira de realizar os testes foi encontrada para o *Hand Force* já que o mesmo pode medir diferentes variáveis de força, além de poder ser aplicado para todas as pessoas em um mesmo equipamento de medição, que necessita apenas de adaptação devido a estatura das mesmas. É um teste mais simples e mais rápido que os de mobilidade, onde, encontraram-se maneiras de medição com células de carga (Gonçalves J. B.; Costa P., 2014) [5], luvas com sensores (Lu M. L. Et al., 2007) [6] e (Jung K. Et al., 2009) [9], redes neurais (Mobasser F.; Hashtrudi-Zaad K., 2012) [8], sensores de eletromiografia (Yokoyama M. Et al., 2017) [7].

Esses testes têm restrição de serem realizados em ambientes clínicos e, apenas em algumas situações são efetuados em ambientes domésticos. A total automatização de um sistema para realizar todo esse conjunto de testes reduz o erro comparado quando são realizadas os mesmos manualmente, conferindo maior credibilidade e confiança nos resultados. Esse trabalho visa principalmente melhorar ergonomicamente um sistema de cadeira instrumentada que foi desenvolvido e estudado em um dos laboratórios do Instituto Politécnico de Bragança, IPB e que está presente no mesmo, e, realiza os três testes, além de analisar a possibilidade de o protótipo tornar-se um produto de consumo de clínicas hospitalares e de fisioterapia.

1.2 Objetivo

O principal objetivo deste trabalho é analisar o funcionamento de uma cadeira instrumentada para realização dos testes TUG, *30-Second* (uma das variações do STS) e *Hand Force*, que está presente em um dos laboratórios do IPB (Instituto Politécnico de Bragança) e propor mudanças de ergonomia e funcionalidade.

Para esse efeito foi realizada uma revisão bibliográfica da maneira como os testes são realizados, suas variações, público alvo e evolução.

Em seguida propor mudanças de ergonomia, visando melhoramento dos resultados e melhor adaptação às características individuais de cada voluntário além de melhoria estética, para o mecanismo da cadeira e seus sensores com utilização do software *SolidWorks*.

Com auxílio da análise SWOT, desenvolver o produto para a possibilidade de ser comercializado sendo acessível para toda a população realizar esses testes seja em clínicas de recuperação ou de fisioterapia.

1.3 Estrutura

No primeiro capítulo é apresentada uma breve introdução do tema abordado no trabalho, com algumas considerações do estado da arte para apresentar a problemática e quais são os estudos já realizados nessa área de testes de mobilidade. Isto é, no que este presente trabalho difere dos outros já existentes e sua importância nesse ângulo de en-

quadramento, além das metodologias a seguir e dos objetivos desse trabalho. Uma breve descrição do que o leitor irá encontrar nessa dissertação.

A revisão bibliográfica, no capítulo 2, é a base teórica para todas as etapas do trabalho realizado. São apresentados os resultados de outros estudos que são associados aos testes de mobilidade e de força. E é realizada a descrição dos métodos de aplicações dos testes relacionados a cadeira instrumentada, além de mostrar as diferenças entre os estudos publicados.

O capítulo 3 apresenta a descrição dos equipamentos experimentais similares a cadeira instrumentada que já existem no mercado ou que foram alvos de outros estudos.

O capítulo 4 apresenta a descrição do protótipo da cadeira instrumentada. Cada parte da cadeira é descrita para melhor entendimento do sistema.

No capítulo 5 é apresentada a análise SWOT, ou seja, identificado os pontos fortes e fracos da cadeira instrumentada, bem como as oportunidades e ameaças.

No capítulo 6 é realizada a comparação da cadeira instrumentada com outras similares no mercado ou em outros estudos, com destaque para suas vantagens e aplicações. Também é mostrado um levantamento de custos e com base no mesmo descrito os possíveis métodos de produção.

No capítulo 7 são relatadas as melhorias de ergonomia que se considerou válidas para realização desse trabalho, sendo esse capítulo um espelho das análises do capítulo anterior.

É encontrado no capítulo 8 uma descrição de pesquisa realizada com profissionais da saúde que tem contato direto com esses testes, para uma opinião mais concreta sobre o protótipo da cadeira instrumentada.

Em seguida, no capítulo 9 é realizada as discussões em relação ao que foi apresentado em capítulos anteriores. Além de serem apresentadas as conclusões desse trabalho e algumas sugestões para trabalhos futuros.

Na sequência são apresentadas as referências para a construção desse trabalho estão.

Finalmente, são apresentados os anexos pertencentes aos capítulos desse trabalho e que são de importante valia para melhor entendimento de como o trabalho foi desenvolvido.

Francieli Fidler

CAPÍTULO 2

2. Os Testes

O entendimento de como são realizados os testes é de fundamental importância para comparar com os estudos anteriores feitos nessa mesma temática e entender o motivo da escolha dessa área de estudo. São apresentados alguns conceitos e definições importantes para a correta compreensão do estudo apresentado neste trabalho. Inicialmente a introdução dá a capacidade de entendimento de como são realizados os testes e sua relação com a melhora na qualidade de vida das pessoas, além de apresentar também quais são os públicos alvos e o motivo da escolha pelos mesmos. Em seguida tem uma breve descrição da evolução da maneira de realização dos primeiros testes até a maneira de como são realizados atualmente.

2.1 Metodologia dos Testes

Os testes TUG e *30-Second Chair Stand* são métodos para avaliar a mobilidade das pessoas, para a sua realização requer equilíbrio estático e dinâmico, além de resistência. É frequentemente utilizado em pessoas idosas, seja no acompanhamento diário, como exames de rotina, seja para tratamento fisioterápico, etc. O TUG originalmente foi desenvolvido em 1986 por Mathias S. et al., para avaliar o equilíbrio em pacientes idosos [1], em 1991 foi adaptado por Podsiadlo D. e Richardson S. [2] para a inclusão do tempo como parâmetro de classificação e assim, ter uma maior abrangência para toda a população atingindo diversas condições como comprova Bennell K. et al. (2011), osteoartrite, artroplastia articular, artrite reumatoide, fraturas de quadril, derrame cerebral, vertigem e paralisia além de fisioterapia após cirurgias [10]. A realização do TUG é de execução simples, o voluntário deve iniciar o teste sentado corretamente em uma cadeira com algumas características específicas de altura de assento e de apoio para braços, com as mãos sobre as coxas ou cruzadas sobre o peito e os pés totalmente apoiados no solo, ao sinal do avaliador o mesmo deve se levantar e caminhar em velocidade segura, porém rápida até um cone demarcado a uma distância de aproximadamente três metros, fazer o contorno do mesmo e regressar até a cadeira sentando novamente, o tempo é demarcado utilizando um cronômetro.

30-Second é uma das variações mais utilizadas do teste STS, no qual o voluntário deve iniciar em posição sentada corretamente com as costas totalmente encostadas na cadeira e os pés apoiados no chão, levantar-se e sentar novamente, realizando essas repetições durante 30 segundos. O outro protocolo do STS é o 5-rep, ou seja, cinco repetições em no máximo 30 segundos e ainda se tem o 1-min, isto é, um minuto realizando as repetições. Todos eles são realizados da mesma maneira o que difere é o tempo para realização. Cada protocolo é escolhido de acordo com as condições de saúde física do voluntário e a finalidade do teste, isto é, realização em pessoas idosas, ou pessoas com mobilidade reduzida, ou atletas profissionais, etc.

Hand Force, força da mão é o teste que visa avaliar a força de pressão que a mão consegue exercer. Em vários estudos esse teste é modificado para também conseguir medir a força de partes separadas da mão como dedos e palma da mão. Esse teste é induzido principalmente com o intuito de avaliar a força física de atletas para melhorar seu desempenho, mas também, pode ser visto como sendo uma ferramenta para melhor recuperação e acompanhamento em sessões de fisioterapia.

Alguns dos primeiros testes TUG e *30-Second* foram protocolados por Rikli R. e Jones C. (1999), o intuito desses testes é avaliar de forma rápida o estado de saúde física dos voluntários submetidos aos testes, além disso, acompanhar a evolução e melhoramento do desempenho dos mesmos o que pode proporcionar mudanças de hábitos para auxílio na recuperação de pacientes, estejam eles com problemas de movimentação devido à algum acidente, doença ou outra causa, ou ainda devido à própria idade avançada de pessoas idosas [11]. Ainda, o objetivo principal do *30-Second* é avaliar a resistência dos membros inferiores e sua respectiva força.

Para avaliar a força da mão usualmente são utilizados dinamômetros e manômetros, a maneira de realizar o teste depende de qual variável de força quer-se medir, seja a força de pressão, de um dedo específico, da palma da mão, etc. Alguns equipamentos tecnológicos como sensores de movimento são utilizados para resultados mais precisos.

Estudos apontam diferentes modos de realizar esses testes além de várias formas de classificação, avaliação de resultados e melhorias, entretanto o princípio de funcionamento é sempre o mesmo. Ainda podem apontar diferenças entre um mesmo teste para pessoas em diferentes quadros de aptidão física, o que geralmente é alterado para a segurança do voluntário.

2.1.1 Timed Up and Go (TUG)

É caracterizado, no geral, como um teste para avaliar a mobilidade funcional que está relacionada com equilíbrio indicando o grau de fragilidade. A pontuação de classificação é do melhor para o pior desempenho, dá-se em segundos, isto é, tempo de realização do teste no qual, até 10 segundos ou menos é considerada mobilidade normal, a realização em um tempo acima de 12,5 segundos indica um risco para quedas e acima de 20 segundos o voluntário deve procurar por tratamento ou ajuda médica para identificar o problema de mobilidade e assim poder realizar um tratamento. O teste pode ser usado tanto para realizar uma simples avaliação como para acompanhamento e evolução de quadros e mobilidade restrita ou ainda para recomendações de fisioterapia. A Figura 1 mostra esquematicamente como o teste é realizado.

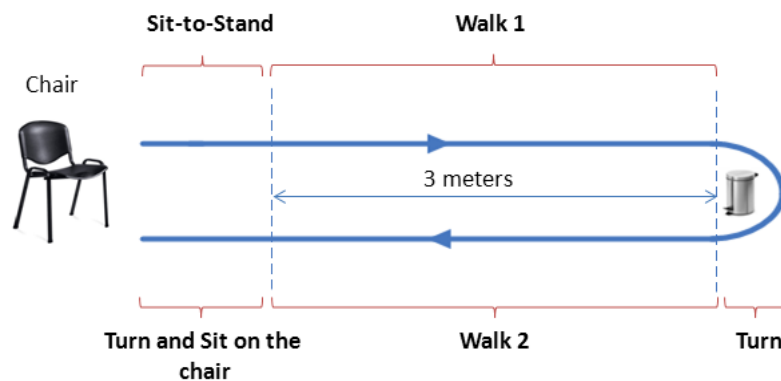


Figura 1 - Esquema de realização do teste TUG.

Fonte: Al-Jawad A. et al (2012).

Esse teste vem obtendo um grande espaço na literatura científica de várias áreas de estudo devido à sua fácil aplicação e reprodução além de avaliar componentes importantes da funcionalidade humana separadamente. Muito utilizado na prática clínica e menos frequente na prática residencial, permite avaliar o risco de queda de um paciente, sua capacidade de mobilidade além do seu equilíbrio dinâmico e estático. A pontuação do TUG pode ser utilizada além de avaliação da condição atual de mobilidade do voluntário, para identificar a fragilidade dos mesmos.

TUG é um teste relativamente simples com alguns parâmetros que avaliados individualmente como força, velocidade, entre outros, podem apresentar resultados para melhor desempenho do voluntário. Alguns fatores podem influenciar o tempo de realização, em pacientes que sofreram fratura no quadril, por exemplo, que levam mais tempo para realizar o teste. Segundo Kristensen M. T. (2017) o tipo de fratura é o principal parâmetro que controla o

Francieli Fidler

tempo gasto na realização do teste, portanto, profissionais que utilizarão o TUG em pacientes que possuem algum tipo de fratura no quadril devem ter posse de todas as informações do paciente e seu tipo de lesão além dos cuidados recebidos após a cirurgia, pois, todos esses fatores podem ser determinantes na classificação do resultado do TUG [13].

No caso de pacientes hospitalizados com quadros de acidente vascular cerebral (AVC) a realização do TUG ganha mais atenção, Johansen et al. (2015), recomendam para esses pacientes que o limite para detecção de mudança real é de 5,1 segundos para o TUG e apenas duas repetições para o caso do *30-Second* em avaliações individuais [12].

Em uma avaliação em idosos veteranos algumas mudanças foram propostas para o TUG e *30-Second* com o objetivo de prevenir quedas, foi permitido a utilização dos membros superiores para a realização dos testes. A cadeira utilizada possuía apoio para os braços, o qual ficava a escolha do voluntário de sua utilização ou não durante o teste. Os testes foram realizados durante o período de um ano e ao final Applebaum E. V. et al. (2017) concluíram que o STS teve capacidade de diferenciar aqueles que são mais propensos a quedas dos que não são tão propensos, o TUG não foi capaz de realizar essa discriminação [14]. Os idosos tiveram um aumento e melhoria de repetições durante todo o período a cada novo teste do STS.

Para fins de comparação e validação de realização do TUG em casa usando uma cadeira qualquer, Eekhof J. A. H. et al. (2001), avaliaram a mobilidade usando três cadeiras diferentes, das quais, as diferenças davam-se em relação à altura do assento da cadeira ou do apoio dos braços ou ainda do comprimento do assento [23]. Constatou-se que a influencia da altura dos assentos não era significativa quanto comparado com os tipos de cadeira, sendo um teste que pode ser realizado em qualquer lugar.

Com auxílio da tecnologia algumas mudanças podem ser notadas nos testes, Weiss A. et al. (2011) realizaram testes com a hipótese que um acelerômetro fixo no corpo poderia melhorar a habilidade para realização do TUG em identificar em idosos que convivem com o risco de queda de origem desconhecida [15]. O acelerômetro foi colocado na parte mais inferior das costas entre as vértebras L3-L5. Nos resultados as medidas obtidas pelo acelerômetro são mais sensíveis às características associadas ao risco de queda enquanto as durações de tempo marcadas no cronômetro são semelhantes as marcadas pelos sensores.

Thrane G. et al. (2007), associaram os tempos de realização do TUG com os históricos de queda dos voluntários. Esses tempos foram avaliados durante 12 meses juntamente com as

variáveis de idade, gênero, histórico médico e problemas de mobilidade, os quais foram examinados por regressão logística [16]. Como resultado o TUG apresentou-se diretamente associado a história de quedas em homens, e não em mulheres. A diferença entre homens que caem com aqueles que não caem é estatisticamente significativa, porém ao comparar com os ajustes relacionados com as doenças ou problemas cardíacos torna-se relativamente pequeno, o que enfraquece os resultados obtidos.

Para as pessoas que apresentam algum tipo de doença, a realização dos testes pode ser modificada para a segurança dos mesmos, Ries J. D. et al. (2009) realizaram vários testes em pacientes com diferentes quadros de Alzheimer, quadro moderado, quadro moderado para severo e quadro severo [17]. A qualquer momento o voluntário poderia requerer ajuda para evitar incidentes, os resultados mostraram-se confiáveis para pessoas com esses quadros de doença reconhecendo a variabilidade e o alto desempenho individual. O grupo de pacientes de quadro moderado obteve um desempenho de maior velocidade, enquanto os de quadro severo andaram em distâncias mais curtas. O resultado foi útil para monitorar mudanças de desempenhos com o passar do tempo e eficaz para melhor definição de fisioterapia e exercícios para cada caso em particular.

Pessoas que sofrem com doença de Parkinson obtêm performances diferentes durante o TUG e as mesmas são consideradas boas pontuações devido às condições físicas dos voluntários. Thompson M. e Medley A. (1998) compararam performances individuais e classificaram as mesmas dependendo da idade, gênero, peso e altura [18]. O TUG mostrou-se capaz de diferenciar entre as pessoas que sofrem minimamente com a doença e os que têm quadro mais severo, mas que são funcionais independente dessa condição. O teste é uma ótima ferramenta para detectar limitações funcionais em pacientes que sofrem dessa doença, também detecta a presença de limitações na mobilidade dos mesmos. Não foram consideradas as medicações tomadas pelos voluntários, o que pode ser um fator determinante no desempenho principalmente naqueles com quadro mais avançado. Enquanto Morris S. et al. (2001) fez a comparação do TUG entre pessoas com Parkinson com aquelas que não o possuem [19]. A pontuação obtida pode ser utilizada para comparar o desempenho dos voluntários com diferentes quadros de Parkinson, dos que não tem e dos diferentes níveis de medicação.

A simplicidade desse teste permite que seja modificado, Brauer S. et al. (2000) testaram três variações, TUG tradicional, TUG acrescentando uma segunda tarefa (como carregar algo, como um peso, durante o teste) e a terceira adicionando mais uma tarefa [20]. A lógica era

Francieli Fidler

que quanto mais tarefas realizar durante o teste maiores serão as chances de não obter sucesso do mesmo. Também foram comparados os desempenhos de pessoas que sofreram quedas nos últimos meses daquelas que não sofreram. Os resultados mostraram que idosos que caíram são um pouco mais lentos que os outros e a tarefa adicional é muito variável de uma pessoa para outra não sendo possível estabelecer um parâmetro.

A realização do TUG pode ser em diversos ambientes, o risco de queda associado ao mesmo pode ou não ter influência do local. Nordin E. et al (2008) mostraram que existe uma relação não linear entre a mobilidade e o risco de queda, e que o local não é significativamente um fator determinante para queda ou não [21].

As mudanças de um teste para outro são na variação da distância, cadeira, ou mesmo metodologia utilizada. Bohannon R. W. et. al (2007) descreveram uma meta-análise para referenciar valores de TUG, e comprovou que quase sempre são realizados a uma distância de 3 metros, porém, o tipo de cadeira pode ser variável sem nenhum prejuízo no desempenho do voluntário [22]. Apesar dessas diferenças não há interferência significativa na homogeneidade de realização do teste em grupos ou individualmente. Esse estudo forneceu referências normativas para o TUG que podem ser utilizados para identificar idosos com déficits de mobilidade e seus subjacentes, ou seja, perda de força e equilíbrio.

Entre as variações do TUG, os mecanismos para auxílio na melhoria do desenvolvimento do teste, encontra-se o CogTUG (*cognitive timed up and go dual task*). Cardon-Verbecq C. et al. (2016) buscaram comparar essas variações com o histórico de quedas de pessoas idosas, do qual o resultado mostrou que o CogTUG não exerce nenhum fator de favorecimento ou relação das quedas de pessoas idosas [25]. A relação desses dois testes associa-se com a força de pressão e velocidade, mas não com o fator queda.

A abordagem de Frenken T. et al. (2011) mostra outra ferramenta, aTUG, que acompanha e melhora o desempenho do TUG, é baseado na utilização de tecnologias de sensores ambientais, isto é, duas barreiras de luz, quatro sensores de força e um scanner de alcance a laser incorporado em um único aparelho, no caso uma cadeira, para realizar o TUG [24]. Nessa abordagem é realizado um acompanhamento em três estágios de expansão:

- a) Estágio 01 – suporte para o TUG tradicional: realização do TUG de maneira padrão, com o tempo gravado por sensores tecnológicos mais confiáveis que os de cronômetros manuais;

- b) Estágio 02 – suporte para componente do TUG: gravar por partes separadas a cada uma das 5 etapas do teste, ou seja, levantar, caminhar, fazer a volta, regressar até a cadeira e sentar novamente;
- c) Estágio 03 – análise de caminhada: análise adicional sobre o caminhar computando as variáveis de espaço e parâmetros de passos e equilíbrio.

Parâmetros esses que irão disponibilizar mais detalhes sobre a mobilidade do voluntário para que o mesmo possa realizar mudanças para melhoria de sua própria mobilidade. Enquanto, o TUG tradicional mede apenas o tempo total de percurso, o aTUG mede o tempo por etapas, aumentando a precisão e confiabilidade dos dados. Essa abordagem vem da ideia de associar várias tecnologias de sensores ambientais em uma cadeira, a cadeira utilizada nesse estudo era utilizada para coleta de sangue, a mesma sofreu algumas adaptações para permitir melhor distribuição de peso de uma pessoa sentada ao utilizar o apoio de braços, onde sob os mesmos são localizados uma barreira de luz infravermelha para detectar o contato da parte atrás da cadeira. Sob o assento está localizada a caixa de controle com amplificadores para sensores de pressão, um microcontrolador para processamento de sinal e controle da barreira de luz, bem como a fonte de alimentação e um laser scanner. Os resultados mostraram que a barreira de luz é suficiente para automatizar o encosto da cadeira, os sensores de força obtiveram ótimos resultados, porém, podem ser confundidos com o uso do apoio de braços. É uma técnica promissora que pode ser expandida e utilizada em ambientes domésticos. Essa abordagem permite obter dados de cada etapa do teste de maneira confiável, além de medir força e alcance. Abaixo, na Figura 2 pode ser observado como é o funcionamento do aTUG.

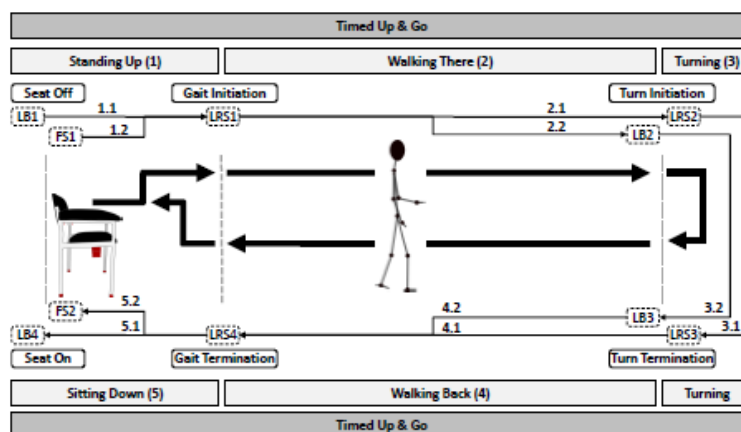


Figura 2 - Método aTUG proposto no estudo de Frenken T. et al.

Fonte: Frenken T. et al (2011).

2.1.2 Sit To Stand (STS)

A capacidade de levantar-se de uma posição sentada para a posição em pé é o pré-requisito fundamental para que o indivíduo tenha uma independência funcional e um envelhecimento ativo e saudável. Existem muitas razões que explicam porque com o avanço da idade as pessoas começam a perder essa mobilidade, seja por problemas de doenças, ou sedentarismo ou por alguma fatalidade e até mesmo pela degeneração muscular (perda de força muscular também conhecida por sarcopenia). O modo de como é realizado esse teste está mostrado na Figura 3.



Figura 3 - Esquema da realização do teste STS

Fonte: Madhushri P. (2017).

Realizar o STS é uma das tarefas mais complexas exigidas pelo corpo devido à grande quantidade de músculos que são movimentados. Se possuir imobilidade e não for acompanhada ou tratada pode desencadear em doenças crônicas e em quadros avançados ou não tendo um efeito prejudicial sobre a capacidade de realizar o STS. Perder a capacidade de movimento pode levar à inatividade diminuindo a qualidade de vida do indivíduo. Vem crescendo o número de estudos que são realizados sobre o STS em pessoas com características particulares, seja pelo tipo de doença, quadro de mobilidade ou mesmo idade. Melhorar a força muscular é um meio de melhorar os resultados do STS.

As primeiras análises realizadas entre os anos de 1980 e 1990 tinham pouco conhecimento de como era a biomecânica do corpo e utilizavam apenas sistemas simples de câmeras e placas de força. Análises mais profundas levaram ao melhoramento das técnicas além da melhor compreensão biomecânica (Lummel R. V., 2017) [26]. Várias estratégias foram desenvolvidas para melhorar os movimentos do indivíduo a realizar o teste alterando o centro de massa, melhorando a flexão dos joelhos, diminuindo os esforços realizados, obtendo mais equilíbrio e resultados mais precisos. Os primeiros sensores piezo-resistivos foram conectados em moni-

tores por volta do início da década de 1990, foi possível obter-se medidas de orientação do tronco e pernas detectando se o indivíduo estaria sentado ou em pé. Em seguida os acelerômetros e giroscópios renderam novas e abrangentes análises com sensores fixos no corpo.

Uma análise cinética e cinemática do *30-Second* foi realizada por Millor N. et al. (2013), com auxílio de um sensor magnético inercial que seria utilizado para desenvolver um procedimento, com objetivo de obter automaticamente os valores de cinética e cinemática do teste [27]. Entre os parâmetros analisados tem-se o ficar em pé, sentar e dar o impulso, um dispositivo para orientação inercial foi colocado na região da coluna lombar, no L3. O teste conseguiu obter os valores de cinética e cinemática além de mostrar que pessoas idosas tem maior risco de queda e mais fragilidade que o restante da população.

A validação da eficácia do teste STS (5R-STS) pode auxiliar na comprovação e ser uma medida de prevenção na doença degenerativa da coluna vertebral. Staartjes V. et al. (2018), realizaram o 5R-STS com voluntários os quais deveriam realizar os movimentos no seu próprio tempo, porém, na velocidade mais rápida que pudessem [28]. Esse teste mostrou-se seguro, rápido, fácil e eficaz para avaliar pacientes que possuem alguma doença degenerativa na coluna lombar. Bohannon R. W. et al. (2006) a realização de 5 repetições do STS deve considerar parâmetros como idade, gênero, altura, peso, índice de massa corpórea e tempo de realização de teste para que a classificação da pontuação seja mais confiável [29].

Vem crescendo as opções de ferramentas para auxílio na realização desses testes, alguns dispositivos são utilizados para deixar os voluntários mais confortáveis e seguros, e realizar com melhor desempenho possível o teste. Outra vantagem é que serve como ferramenta para prever ou prevenir a sarcopenia em mulheres com mais de 60 anos, Pinheiro P. A. et al. (2015) mostraram que esse teste auxilia no diagnóstico, nesse teste as mulheres deveriam levantar e sentar cinco vezes o mais rápido possível. Com a classificação do resultado pode-se prever a doença ou ajudar no diagnóstico do quadro de avanço da mesma, além de ser de baixo custo o que consegue abranger uma parte maior da população [32].

Vaidya T. et al. (2017) realizaram uma comparação entre as variações do STS com foco voltado a pacientes que sofrem com COPD (doença pulmonar obstrutiva crônica), em testes de 30 segundos, 1 minuto, 3 minutos e 5 ou 10 repetições [30]. A que teve resultados mais satisfatórios foi a de 1 minuto, ela apresenta melhores correlações entre as performances, é a

versão mais relevante para analisar a força dos membros inferiores enquanto as versões mais longas são mais apropriadas para testes de tolerância e/ou resistência.

2.1.3 Hand Force

A mão tem papel fundamental na comunicação e reconhecimento de gestos. É um membro indispensável, e exerce inúmeras funções, por exemplo, medir sua força pode melhorar o desempenho de pessoas que utilizam dela para prática de esportes ou até para tratamentos de fraturas ou desconfortos, pode-se medir a força total de pressão ou de uma parte específica. Os primeiros estudos para estimar a força muscular basearam-se nos sinais EMG (sinais de eletromiografia, técnica para monitoramento das atividades das células musculares). Outro método mais recente apresentado por Korenberg é o FOS (*Fast Orthogonal Search*), um sistema de identificação não linear mais preciso e menos demorado. O método FMG (*Force Myography*) detecta qual a pressão exercida pelos músculos em direção à superfície da pele através de alterações volumétricas induzidas durante a atividade muscular. As vantagens desse método é não precisar de precisão para posicionar o sensor, nem a preparação da pele, o nível de processamento do sinal não é tão exigente de qualidade sendo uma alternativa acessível a outros métodos de rastreamento.

Lu M. L. et al. (2007) mediram com o auxílio de uma luva, a força da mão e a postura ao utilizar pipetas. A luva tem 19 sensores instalados na interface sobre pressão entre os dedos/palma da mão e o objeto que segura como pode ser observado na Figura 4. Os dados coletados pela luva são encaminhados para o software LabView 6.1 e assim avaliados os resultados, onde os dedos indicador e polegar são os mais solicitados e que mais provocam força durante o exercício [6].



Figura 4 - Luva com sensores de força para os testes realizados por Lu M. et al.

Fonte: Lu M. et al. (2007).

As luvas para medir a força das mãos evoluíram com as tecnologias disponíveis, Jung K. et al. (2009) avaliaram quatro critérios estabilidade, repetibilidade, precisão e linearidade [9], o modelo da luva pode ser observado na Figura 5. Os resultados mostraram que se devem ter muito cuidado ao manusear os sensores, o erro individual de cada um é muito pequeno, porém, ao somar os erros de todos os sensores a diferença passa a ser significativa. O erro também pode ser uma causa da má calibração, uma vez que se comprovou que uma equação ou uma regressão pode melhorar esse resultado.

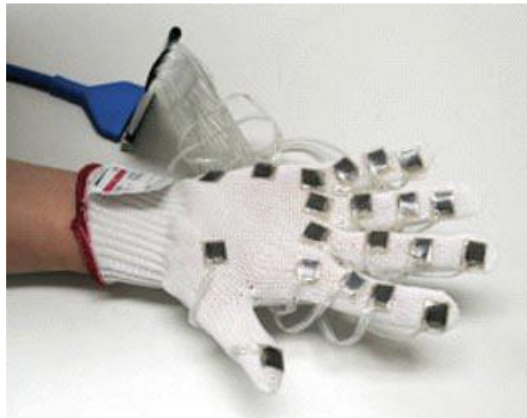


Figura 5 - Luva com sensores de força para avaliar 4 critérios nos testes realizados por Jung K. et al.

Fonte: Jung K. et al. (2009).

Outro método para medir força é utilizando redes neurais. Mobasser F. e Hashtrudi-Zaad K. (2012) utilizaram RBFANN e MLPANN e além de estimarem a força, compararam o desempenho de duas metodologias para determinar a força resultante sob um conjunto de outras condições operacionais de isometria e cargas leve e pesada. Uma relação não linear entre os

parâmetros de articulação foi encontrada. Ambas as redes fornecem um melhor desempenho quando separados os dados em subtarefas, para uma melhor previsão de força o ideal é juntar o melhor de cada rede em uma combinação de resultados [8].

A pesquisa ortogonal rápida, *Fast Orthogonal Search* (FOS), é um método eficaz para estimar a força usando sinais EMG, angulação do cotovelo e velocidade angular. Eklund J. M. et al. (2004) montaram um aparato com cadeira com apoio para braço e cotovelo, um motor C (motor de corrente contínua) e eletrodos ativos para medir sinais EMG, o qual pode ser observado na Figura 6. Os eletrodos foram colocados nos músculos e nas braçadeiras para manter o cotovelo alinhado e coincidir o eixo de articulação do mesmo com o eixo de rotação da barra [35]. Esse modelo é capaz de mostrar resultados mais rapidamente que qualquer outro método e mantendo-se eficaz, sugerindo que realizando um treinamento, para prever o nível inicial de força de cada sessão, pode ter melhores resultados.



Figura 6 - Aparato para medir a força da mão utilizado por Eklund M. J. et al.

Fonte: Eklund M. J. et al. (2004).

Sensores de força *Myography* (FMG) rastreiam a atividade motora funcional através de mudanças nos músculos como no estudo realizado por Sakr M. (2017). Os sensores instalados no braço e antebraço enviaram as informações da força que os voluntários exerciam sobre uma esfera, para o software LabView e então obtinham os resultados correspondentes, a regressão foi processada pelo software Matlab e, os resultados mostraram que a maior quantidade de sensores melhorou significativamente a precisão do tempo de reação [36]. Os sensores posicionados no braço e antebraço podem ser observados na Figura 7.



Figura 7 - Sensores FMG utilizados nos testes de Sakr M.

Fonte: Sakr M. (2017).

Outro tipo de sensor muito utilizado é o sEMG, sensor de eletromiografia de superfície, de baixo custo e design pequeno o que o torna muito atrativo. Em uma utilização com modelos de regressão para filtrar resultados, Yokoyama M. et al. (2017) utilizaram um dinamômetro para medir as forças de pressão obtidas pelos eletrodos sEMG colocados nas costas da mão [7] como pode ser observado na Figura 8.



Figura 8 - Sensores sEMG e dinamômetro utilizado nos testes de Yokoyama M. et al.

Fonte: Yokoyama M. et al (2017).

Brinkhaus B. e Stekhoven M. S. (2013) desenvolveram um aparato para detectar a força da mão e força de pressão, por um método eficaz e satisfatório de detectar as percepções de intensidade de dores que o paciente sofre [37].

Forças de reação no solo (GRFs) e acelerações de segmentos, medidas com captura óptica de movimento (OMC) além de sapatas de força instrumentadas, formam outro método de medição. Os erros encontrados devem-se à situação momentânea, ou seja, durante a caminhada ou levantamento onde a posição dos pés é em movimento e parados, respectivamente. Para Faber G. S. et al. (2018), esses erros são aceitos devido às situações que são impostas ao realizar os testes [38].

Mathiowetz V. et al. (1985) realizaram quatro testes, forças de pressão, ponta, chave e pinça da palma, para estabelecer normas clínicas para controle de pacientes, utilizando um dinamômetro e um manômetro. E, concluíram que para ter uma maior confiabilidade e validade dos mesmos devem-se seguir recomendações como posicionamento correto e instruções padronizadas, instrumentos calibrados, comparação de resultados com categorias apropriadas, etc [40]. Essas mesmas forças foram medidas para a construção de diagramas de crescimento para crianças por Molenaar H. E. et al. (2010), dos quais os diagramas resultantes acompanharam o desenvolvimento de crianças. Sendo que não foram notadas diferenças significativas nos valores medidos por mão dominante e mão não dominante, e ainda, as crianças foram categorizadas por gênero, altura e peso [39]. O modo de medição pode ser observado na Figura 9.

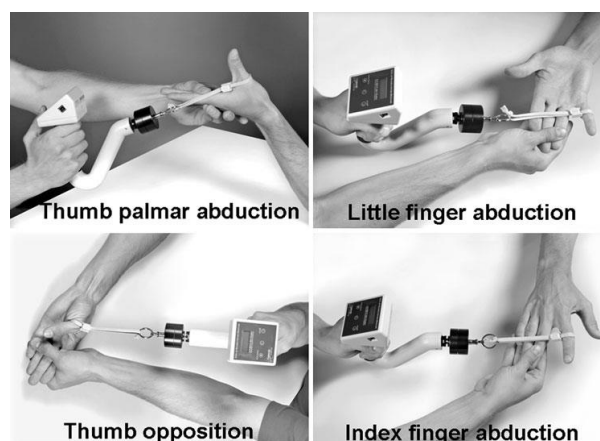


Figura 9 - Forma de medir as diferentes forças da mão, segundo teste de Molenaar H. M. et al.

Fonte: Molenaar H. M. et al (2010).

A escala CR-10 (escala criada pelo fisiologista Gunnar Borg, que varia a intensidade mínima de 0,5 – muito, muito leve até 10 – máxima) é utilizada como base na realização do *Hand Force* para quantificar a percepção da força de extensão. Para Li K. W. e Yu R. (2011), a diferença entre as forças aplicadas pelas mãos dominantes e não dominantes são insignificantes em níveis iniciais de escala, porém, não em níveis superiores onde a postura também se torna fator de interação [41]. Para a medição utilizou-se um dinamômetro e, a postura do cotovelo variou de 90° e 180°. Entre as mãos dominantes e não dominantes em baixas taxas de CR-10 a correlação linear são insignificantes, entretanto no nível 10 essa força é visível de até 3 kgf em média maior da mão dominante sobre a mão não dominante. Resultados semelhantes foram encontrados em relação às posturas dos braços. Os esforços de aperto percebidos podem ser afetados pela mão utilizada e pela postura do braço, além do mais, os indivíduos tendem a aplicar uma força de pressão maior do que percebem em níveis iniciais e intermediários de escala. O instrumento utilizado para medir a força é apresentado na Figura 10.

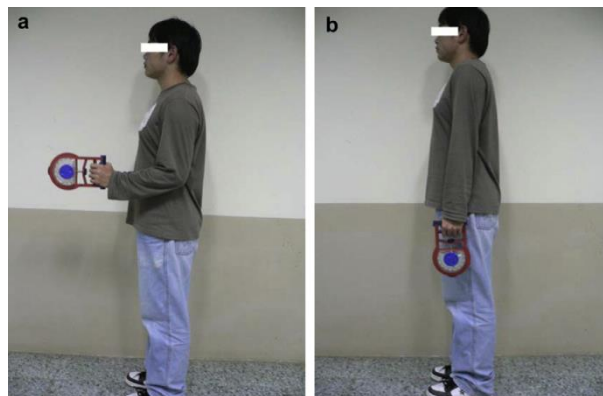


Figura 10 - Medição de força da mão em postura de 90° e 180° no estudo de Li K. W. e Yu R.

Fonte: Li K. W. e Yu R. (2011).

Para analisar como está o nível de força de pessoas com mais de 65 anos, Jansen C. W. S. et al. (2008) utilizaram quatro métodos para medir diferentes tipos de força na mão. As posições avaliadas são as recomendadas pela *American Society of Hand Therapists* (Fess, 1992). Para testar a força de aderência e firmeza foram utilizados dois dinamômetros, os participantes permaneceram sentados com o ombro aduzido, o cotovelo flexionado 90° e sem apoio, o antebraço em posição neutra, e o punho com 30° de extensão, com auxílio de três medidores de pressão mediu-se a chave-pinça, mandíbula de três pinças e a força de aperto da ponta, isto

Francieli Fidler

é, todas as forças que os dedos indicador e polegar realizaram sobre os medidores dependendo de sua posição [31]. Quanto maior a faixa etária mais força de pinça é perdida, interações entre idade e gênero também foram fatores de interferência, e, a principal tendência observada foi na força de aderência e de aperto que sofrem diminuição significativa.

CAPÍTULO 3

3. Equipamentos Experimentais Existentes

Aqui são descritos os equipamentos experimentais que são utilizados para a realização de todos os testes. Inicialmente é apresentada uma breve descrição desses componentes e dos sistemas de medição de força que são similares ao desse estudo e, em seguida, são descritos os equipamentos existentes para tornar o protótipo em um produto. Além disso, para a realização da metodologia de projeto são descritos os demais equipamentos básicos para desenvolvimento do protótipo.

3.1 Descrição dos Equipamentos

Os equipamentos utilizados para os testes de mobilidade, que são realizados de maneira mais tradicional, são simples, apenas com uma cadeira e um cronômetro já é possível realizar esses testes. Entretanto, com a evolução das novas tecnologias vem-se utilizando muito de sensores de movimento e de força, além de serem consideradas outras variáveis como parâmetros de estudo, como altura do assento da cadeira, intervalos de tempo para cada etapa de realização de testes, entre outros.

3.1.1 Equipamentos para testes de mobilidade TUG e STS

Eekhof J. A. H. et al. usaram três cadeiras diferentes, com diferentes alturas de assento ou do apoio dos braços ou ainda do comprimento do assento [23]. As cadeiras podem ser observadas na Figura 11.



Figura 11 – Cadeiras do teste TUG realizado por Eekhof J. A. H. et al.

Fonte: Eekhof J. A. H. et al. (2001).

Sensores ambientais, isto é, sensores de força e movimento utilizados por Frenken T. et al., na ferramenta aTUG (ferramenta que acompanha os tempos parciais de cada tarefa do teste TUG) auxiliam na obtenção dos resultados, esse método pode ser observado na Figura 12. As posições indicadas são onde os sensores e feixe de luz foram instalados [24].

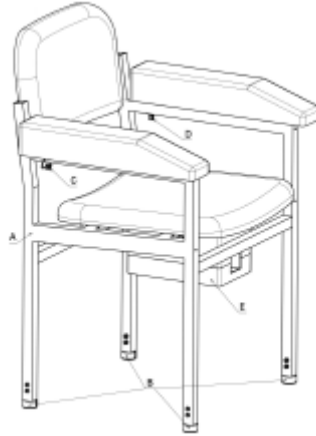


Figura 12 - Sensores para teste TUG realizado por Frenken T. et al.

Fonte: Frenken T. et al. (2011).

Um bom desempenho nos testes de mobilidade não depende unicamente do tipo de cadeira que é utilizada, porém, se a cadeira tiver a opção de poder ajustar a altura do assento evita que o indivíduo ao realizar o teste sinta algum tipo de desconforto ao realizar os movimentos de sentar-se e levantar-se, uma vez que esses movimentos exigem esforços sobre a articulação dos joelhos.

Mata D. A. et al., estruturaram uma cadeira instrumentada para avaliar o movimento dos membros inferiores através de estímulos elétricos. O aparato pode ser observado na Figura 13. Essa cadeira faz a utilização de sensores, acelerômetros, giroscópios, eletrogoniômetros além da instrumentação para aquisição dos dados [42].



Figura 13 - Cadeira instrumentada utilizada por Mata D. et al.

Fonte: Mata D. A. et al. (2017).

3.1.2 Aparatos para teste *Hand Force*

Nessa seção são apresentados alguns dos diversos tipos de sensores que existem atualmente no mercado, os quais foram testados através de estudos anteriores. Jung K. et al. [9], utilizaram de sensores de força instalados na palma da mão de uma luva, como pode ser observado na Figura 5. Esses sensores são de sistema FSA (*Force Sensitive Application*).

Outro método de obtenção é através de pesquisa ortogonal rápida (FOS) como utilizado por Eklund J. M. et al., o aparato pode ser observado na Figura 6, onde sinais EMG são medidos através de eletrodos ativos [35].

Sakr M., utilizou sensores de força *Myography* (FMG) que conseguem rastrear através de mudanças nos músculos a atividade motora funcional [36], medindo assim a força da mão, como pode ser observado na Figura 7.

Os eletrodos sEMG, Figura 8, são sensores de eletromiografia de superfície utilizado por Yokoyama M. et al. que são colocados nas costas da mão para analisar a força que a mão exerce ao realizar o teste [7].

O modo mais tradicional de medir força da mão é o método apresentado por Molenaar H. E. et al. [39] com utilização apenas de manômetros e dinamômetros, observado na Figura 9.

Essa metodologia também é utilizada por Li K. W. e Yu R., com dinamômetros para medir as diferenças de força quando se utiliza a mão dominante e a mão não dominante [41], na Figura 10 observa-se a simplicidade de realização desse teste.

Francieli Fidler

São diversos os métodos de realização desses testes, o que muda na funcionalidade de um para outro é a finalidade e o público-alvo de cada estudo. Para qualquer que seja o método de realização de testes é importante que os equipamentos estejam em condições próprias para aquela utilização, devem estar calibrados e seus resultados devem ser mostrados apenas para o voluntário que está a realizar o teste. As evoluções tecnológicas muito estão contribuindo para essas áreas de pesquisa, principalmente na medição de força na mão, onde um sistema de células de carga ou mesmo sensores de força são capazes de realizar o que equipamentos mais tradicionais medem e ainda com uma porcentagem de erros menores, devido serem mais fáceis de controlar, além também de visualmente serem mais atrativos.

CAPÍTULO 4

4. Descrição do Protótipo

Neste capítulo é apresentada a descrição do protótipo em estudo, todas as suas partes que compõem o sistema automatizado e sua funcionalidade.

4.1 O Protótipo

O protótipo da cadeira instrumentada é um sistema totalmente automático e, contém sensores de movimento e de força de baixo custo, uma plataforma Arduino para aquisição de dados que são computados pelo software LabView além de células de carga para realização do *Hand Force*.

A cadeira utilizada é uma simples cadeira de mesa com o assento removível para que em baixo do mesmo possa ter um *switch*, que dirá se o indivíduo está sentado ou não, além de duas molas para permitir o movimento do assento para dar essa constatação. Ao lado da cadeira tem-se um tripé que contém o sensor de distância mantido sobre a cadeira, que indicará se o indivíduo está em pé ou sentado. No chão em frente da cadeira há um tapete com sensores de força na parte de baixo e na parte de cima existe uma marcação na forma de dois pés para que o indivíduo coloque os pés corretamente sobre os mesmos, o qual mostra se está sentado na posição correta com a força distribuída entre os dois pés, para então realizar o teste. Na mesa ao lado tem-se o notebook com o software para aquisição dos dados, além do sistema Arduino e o sensor para medir a *Hand Force*, as células de carga.

Os sensores contidos nesse sistema são *switch*, sensores de distância, sensores de força do pé e de força da mão. A seguir pode ser observado na Figura 14 o sistema total da cadeira instrumentada e seus sensores.

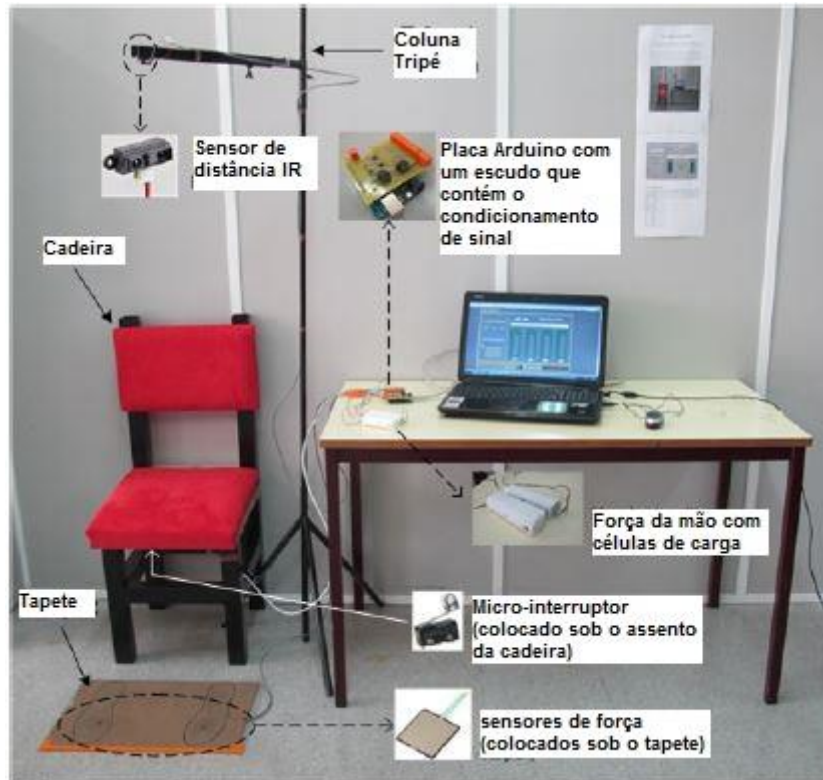


Figura 14 - Cadeira Instrumentada presente no IPB, foco desse estudo.

Fonte: Gonçalves J., Batista J. e Costa P. (2014).

O *switch*, D2F-L2 da OMRON, detecta se o indivíduo está sentado e, está posicionado em baixo do assento da cadeira. Se não há nenhum peso sobre a cadeira ele permanece desligado, quando o indivíduo senta ele é ligado.

Sensor de distância infravermelho do tipo Sharp, que está localizado no tripé, é usado para saber se o indivíduo está de pé ou sentado, para melhores resultados é necessário saber a altura do indivíduo e posicionar corretamente o sensor a uma distância considerada melhor para captar os movimentos, segundo o fabricante.

O sensor de força no pé é aplicado sob a marcação onde o indivíduo irá colocar os pés, além de fornecer as informações para o teste, esse sensor pode avaliar o equilíbrio do indivíduo enquanto ele realiza os movimentos de sentar e levantar. Não é um sensor adequado para precisão, é utilizado em dispositivos que requerem toque humano. Como sugestão do fabricante usou-se um seguidor para adaptar as impedâncias.

A célula de carga é o sensor mais comumente utilizado para medir força da mão, o tipo utilizado nesse sistema é o *Micro Load Cell* cz1635, como observado na Figura 15. São montados em locais precisos da estrutura de metal que é envolvida por uma estrutura impressa em

3D para melhor adaptação à forma da mão. Células de carga medem a força específica e ignoram as demais forças que podem ser detectadas no mesmo movimento. Como o sinal emitido é muito pequeno, com saída diferencial, necessitou-se de um amplificador diferencial, o AD8586 que ao enviar sinais através do Arduino diminuiu o erro mostrado através do software. Como o sistema tem duas células de carga, como mostra a Figura 16, uma para cada parte da mão, a força resultante é a soma de cada célula de carga.



Figura 15 - Célula de carga para medir Hand Force.

Fonte: Gonçalves J., Batista J. e Costa P. (2014).

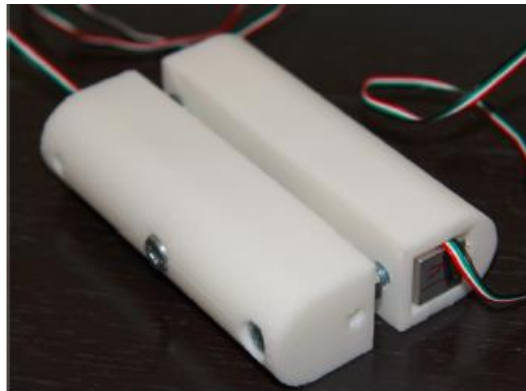


Figura 16 - Células de carga envoltos em um protótipo 3D para melhor adaptação à mão.

Fonte: Gonçalves J., Batista J. e Costa P. (2014).

O software LabView é um dos mais utilizados para transmitir e gravar sinais, registra em tempo real as medidas obtidas nos testes. Para cada teste foi desenvolvida uma aplicação com base em uma ferramenta própria do software, o “*LabView Interface for Arduino*”, a qual

apresentou-se sendo mais barata que se fosse desenvolver uma ferramenta própria dentro do software. O Arduino utilizado pode ser observado na Figura 17.

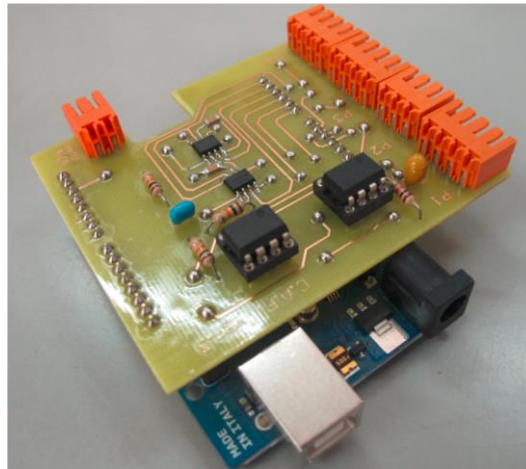


Figura 17 - Interface Arduino utilizado nos testes.

Fonte: Gonçalves J., Batista J. e Costa P. (2014).

CAPÍTULO 5

5. Análise SWOT

Nesse capítulo são apresentadas as características da análise SWOT, além das cadeiras instrumentadas encontradas em outros estudos, essas cadeiras são similares à que é foco desse trabalho e também fazem análise através de sensores. As mesmas são comparadas com o protótipo em estudo e mostrado as vantagens e aplicações das mesmas. Também nessa seção foi realizado um levantamento de custos para a metodologia de projeto, ou seja, o custo médio dos equipamentos e itens necessários para estruturar um protótipo e transformar o mesmo em produto de consumo. Em seguida são citados os meios de produção que podem ser utilizados para a concretização do produto. E, por fim observa-se algumas das técnicas que são utilizadas para realizar a análise dos dados que são coletados durante esses testes.

A análise SWOT é realizada para determinar a situação do sistema no mercado, ou seja, quais são suas partes positivas, quais podem ser melhoradas, se existem ameaças no mercado e a possibilidade de aproveitamento das oportunidades que possam vir a aparecer. É um método de análise que visa entender o que está acontecendo interna e externamente, promovendo melhorias no produto para melhor satisfazer as necessidades dos clientes, dentro das limitações do mercado ou mesmo das limitações internas.

Na análise SWOT tem-se os fatores internos e os fatores externos. Os fatores internos são aqueles resultantes das análises dos pontos fortes e pontos fracos, são fatores mais fáceis de controlar por estarem diretamente ligado à organização. Os fatores externos estão um pouco além do controle, isto é, são controladas pelo mercado, são as oportunidades que podem ser aproveitadas além das ameaças que devem ser evitadas ou caso não evitadas, tentar minimizar os seus efeitos. Na Tabela 2 a seguir, pode-se identificar alguns dos fatores que mais se destacaram nessa análise.

Tabela 2 - Alguns pontos da Análise SWOT

Forças (Pontos Fortes) (S)	Utilização de sensores que melhoram a precisão dos resultados; Os dados resultantes dos testes são armazenados
-----------------------------------	-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

	<p>permitindo um melhor controle e comparação com testes passados, sendo mais fácil acompanhar a evolução dos pacientes;</p> <p>Possibilidade de repetibilidade;</p> <p>Protótipo de baixo custo;</p> <p>Alcança uma porção maior da população.</p>
Fraquezas (Pontos Fracos) (W)	<p>Modelo muito rústico;</p> <p>Necessita de certo conhecimento dos testes e do funcionamento da cadeira para utilizá-la;</p> <p>Utilização dos sensores apenas para movimento, distância e força e não para realizar medidas como peso, altura, índice de massa corpórea, entre outros;</p> <p>Equipamento relativamente pesado e de difícil locomoção.</p>
Oportunidades (O)	<p>Possibilidade de realizar os 3 testes em um mesmo equipamento;</p> <p>O armazenamento dos dados é de grande importância;</p> <p>Atendimento de uma parte maior da população, atingindo mesmo aqueles que não tem condições financeiras de realizar esses testes;</p> <p>Mais pessoas estão utilizando, desde atletas para melhoramento de desempenho, como médicos para acompanhamento do crescimento de crianças;</p> <p>Propõe um diagnóstico mais próximo da realidade de tratamento que o paciente necessita.</p>
Ameaças (T)	<p>Transporte de um lugar para outro pode causar alguns desgastes, avarias de funcionamento, calibração de sensores, entre outros, comparando se deixado apenas em um lugar;</p> <p>Novos sistemas similares estão sendo desenvolvidos no mercado;</p> <p>A inovação das tecnologias pode alterar o meca-</p>

	nismo de funcionamento; A incidência de utilização no mercado pode crescer ou decrescer em qualquer momento.
--	-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------

5.1 Forças (Pontos Fortes) – (Strength)

Os pontos fortes são caracterizados como fatores internos, ou seja, aqueles que dependem diretamente do sistema, no caso, da cadeira instrumentada. Os fatores internos podem ser controlados, já que são resultados das estratégias de atualização e utilização do sistema. Nesse caso, o foco é voltado para os processos ou soluções que são mais importantes para atender as necessidades dos consumidores.

A utilização de sensores de distância, movimento e força permitem uma maior precisão do resultado dos dados medidos pelo software. Além do armazenamento de dados, permitindo assim realizar a comparação com dados de outros testes ou mesmo com de testes que venham a ser realizados futuramente.

Um dos principais pontos de maior destaque entre os pontos fortes é a possibilidade de repetibilidade, isto é, poder realizar mais vezes o mesmo teste em condições idênticas. A repetibilidade em condições idênticas permite realizar comparações e a partir delas diminuir as margens de erros das medidas resultantes, melhorando o resultado, mais preciso será o diagnóstico e a prescrição do tratamento que o paciente necessita.

Ainda se tem o baixo custo da cadeira instrumentada, onde quanto menor o custo de produção mais profissionais podem adquirir o mesmo, tornando-se disponíveis à mais pessoas incluindo aquelas que não tem condições financeiras favoráveis para realizar esses testes.

5.2 Fraquezas (Pontos Fracos) – (Weaknesses)

As fraquezas ou pontos fracos também são fatores internos, mas que ao contrário das vantagens dos pontos fortes, representam desvantagens ou mesmo vulnerabilidade do sistema.

O protótipo em estudo é feito em laboratório, um sistema que pode ser considerado rústico devido suas características simples, como a simples cadeira de mesa, não sendo muito atrativo como produto de consumo. Outro fator vulnerável é a necessidade de ter algum tipo de co-

nhcimento tanto perante aos testes que são realizados como de utilização do software, sem um conhecimento básico torna-se um pouco difícil de utilizar corretamente a mesma.

O equipamento em geral é relativamente pesado e um pouco difícil de deslocar de um lugar para outro, deve então ficar melhor adaptado em local fixo. Durante a conversa com especialistas e profissionais da área da saúde para uma pesquisa de opinião, apresentada no capítulo 7, destacou-se a sugestão de aproveitamento dos sensores para além de controlarem a distância correta, medição de força e mesmo confirmação do movimento correto, a utilização deles como meios de medição de peso, altura, índice de massa corpórea (IMC), entre outros.

5.3 Oportunidades – (*Opportunities*)

As oportunidades e as ameaças são consideradas fatores externos, ou seja, dependem dos acontecimentos externos à cadeira instrumentada em si. O conhecimento desses fatores permite uma análise geral para aproveitamento de oportunidades que possam surgir bem como evitar ameaças ou mesmo reduzir seus efeitos. Podem decorrer de mudanças sociais, financeiras, políticas, entre outras.

As oportunidades são destaques quando comparadas às ameaças, como a possibilidade da realização dos três testes em um único equipamento, facilitando tanto para o paciente sentir-se mais confortável, mostrando maior segurança nos dados e economia de tempo, como para o profissional que realiza o teste que faz uma análise mais completa da situação de saúde do paciente. Além do armazenamento contínuo de dados preservando a identidade do paciente, como citado anteriormente.

A facilidade de acesso e realização dos testes permite mais pessoas utilizarem da mesma, como atletas de alta performance que buscam melhorar suas marcas e assim evoluir. Bem como indicado para acompanhamento do crescimento e desenvolvimento de crianças, que com os dados armazenados é possível observar se a mesma tem tendência de desenvolver algum tipo de dificuldade motora ou qualquer outro problema que possa ser detectado e diagnosticado com o auxílio desses testes.

Disponibiliza um diagnóstico mais preciso da situação de saúde dos pacientes, pela combinação da utilização dos sensores com os dados armazenados e comparados com pessoas consideradas saudáveis. Quanto mais preciso o diagnóstico mais adequado é o tratamento indicado para a situação física do paciente.

Uma oportunidade de melhoria que ainda pode ser incluída nesse sistema é utilizar os sensores para também realizar medidas de pesagem, altura, entre outros.

5.4 Ameaças – (*Threats*)

Ao contrário das oportunidades as ameaças não são bem vistas, devem ser evitadas ou amenizados os efeitos das mesmas. Nesse caso cita-se o transporte da cadeira instrumentada que pode causar desgaste dos equipamentos refletindo em menor segurança perante aos dados resultantes.

Sistemas similares à cadeira instrumentada que estão no mercado ou estão sendo pesquisados e melhores desenvolvidos, o que pode gerar algum tipo de concorrência, na qual, a mínima diferença entre elas pode ser determinante para a escolha do cliente.

A introdução e evolução de novas tecnologias que podem tornar-se um impecilho para manutenção de alguma parte da cadeira, caso tenha algum problema, o que pode alterar até mesmo o funcionamento do mecanismo e não ficando de acordo com o que era requerido até o momento.

A sazonalidade de ocorrência de acidentes também pode influenciar, uma vez que as pessoas que estão saudáveis apenas procuram realizar esses testes para acompanhamento de mobilidade. Normalmente as pessoas são conduzidas a realizar esses testes se sua saúde não está muito bem ou à problemas de mobilidade devido algum tipo de acidente ou mesmo consequência de alguma doença.

CAPÍTULO 6

6. Análise do protótipo com vista a se tornar um produto de consumo

Nesse capítulo são apresentadas algumas análises para a determinação da possibilidade de o protótipo em estudo tornar-se um produto de consumo. São apresentadas comparações com cadeiras instrumentadas já existentes no mercado ou mesmo em outros estudos, além do método de produção e, um levantamento de custos.

6.1 Comparação da cadeira instrumentada com similares, suas vantagens e desvantagens

Alguns estudos desenvolveram sistemas similares para a realização desses testes ou mesmo para avaliar a postura como McCormick D. A. e Tubergen R. G. (2003) que posicionaram sensores, em uma cadeira de escritório, no assento, no encosto, na região lombar e no apoio de braço, como mostrado pela Figura 18. O indivíduo realizou suas tarefas diárias normais, e ao final os resultados mostraram se o indivíduo senta e se porta corretamente sobre a cadeira, assim o mesmo pode corrigir a própria postura evitando desconforto [34].



Figura 18 - A, B e C são os locais de posição dos sensores.

Fonte: McCormick D. A. e Tubergen R. G. (2003).

Um sistema parecido composto por uma plataforma de força acoplada sob os pés de uma cadeira de escritório, para medir o deslocamento do centro de pressão (COP), com auxílio de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros fixados sob a coluna vertebral do indivíduo, mo-

nitoram o deslocamento do mesmo como observado na Figura 19. Freitas M. S. et al. (2012) apresentaram que os resultados além de determinar o deslocamento do COP também mostram a curvatura que a coluna vertebral gera durante os movimentos. Esses resultados podem auxiliar nas fisioterapias para correção da postura e identificação de níveis de lesões devido à postura sentada [3].



Figura 19 - Cadeira utilizada nos testes de Freitas M. S. et al.

Fonte: Freitas M. S. (2012).

Zemp R. et al. (2016) desenvolveram uma cadeira instrumentada com acelerômetros, giroscópios e magnetômetros para medir além de força e aceleração poder determinar a precisão e identificar automaticamente a posição sentada do usuário através de cinco testes [4]. As abordagens fornecem conhecimento sobre o comportamento sentado e a ocorrência de distúrbios musculoesqueléticos, podendo também ser aplicadas em campos de distúrbios, ou em indivíduos que sofrem de patologias clínicas, por exemplo.

A altura do assento da cadeira deve ser ajustada de acordo com o comprimento da perna do voluntário para a realização do *30-Second*, o que evita que resultados sejam obtidos erroneamente e previnem quedas em pessoas com membros inferiores relativamente fracos. Kuo Y. L. (2013) realizou essa comprovação uma vez que cadeiras com assento muito baixo requerem uma demanda maior de flexão do joelho e extremidades, consequentemente pessoas com idade mais avançada tem maiores dificuldades nesse teste [33]. A medida do assento foi ajustada em 80, 90, 100, 110 e 120% do comprimento da parte inferior das pernas dos participantes. O controle de altura do assento além de proporcionar melhor resultado evita dores ou posições desconfortáveis.

A Tabela 3 mostra uma comparação entre o modelo em estudo e os demais pesquisados que realizam testes similares.

Tabela 3 - Comparação de sistemas instrumentados para testes de mobilidade e força.

Referência	Vantagens	Desvantagens
GONÇALVES J. B.; COSTA P. 2014	Capacidade de realizar 3 testes no mesmo sistema; Fácil de manusear; Protótipo relativamente barato; <i>Hand Force</i> adaptável à forma da mão.	Necessita conhecimento dos testes e software para utilização do sistema; Difícil transporte, ou seja, ideal de ser utilizado onde foi montado ou em clínicas.
MCCORMICK D. A.; TUBERGEN R. G. 2003	Corrigir a postura de maneira adequada evitando desconfortos; Capacidade de avaliar mais de uma área da coluna vertebral ao mesmo tempo.	Não realiza testes de mobilidade, apenas correção de postura; Necessita conhecimento prévio para a correta colocação dos sensores.
FREITAS M. S.; PEREIRA A. A.; DA SILVA F. V. R. 2012	Grande aplicação para a postura sentada; Auxilia determinar o tempo de descanso e a postura adequada; Sistema pode auxiliar na redução dos problemas musculoesqueléticos e pode ser aplicado em <i>biofeedback</i> .	Não é capaz de realizar testes de mobilidade; Não é capaz de analisar outra região do corpo além da coluna vertebral; Necessita capacidade de interpretação dos dados e identificação do COP.
ZEMP R.; ET AL. 2016	Oferece capacidade de avaliar e corrigir a postura sentada; Fornece conhecimento de campos como patologias e distúrbios musculoesqueléticos.	Não realiza testes de mobilidade;
KUO Y.L. 2012	Adaptar a altura do assento da cadeira de acordo com o comprimento das pernas aumenta a precisão dos resultados; Os membros inferiores exercem menos força para realizar os movimentos.	Foi analisado apenas para o teste <i>30-Second</i> ; Necessita maior cuidado ao alterar a altura do assento da cadeira e assim a posição dos sensores.
SAKR M. 2017	Apresentou maior potencial promissor em interfaces homem-máquina, ou seja, mais adequado para a realização do <i>Hand Force</i> .	Sensor de maior custo; Necessita conhecimento prévio para utilização do mesmo; Sistema mais robusto.

6.2 Levantamento de custos para cadeira similar ao protótipo em estudo

Nessa seção é apresentado um levantamento de custos de acordo com o protótipo em estudo, foram coletados dados para conhecimento de valores.

A cadeira a ser utilizada para a realização tanto dos testes de mobilidade como o teste de *hand force* pode ser a mesma. Também se faz importante que a mesma tenha ajuste de altura do assento, assim, o indivíduo não irá sentir nenhum tipo de desconforto ao realizar o teste ou mesmo após a realização do teste. Um exemplo desse tipo de cadeira pode ser observado na Figura 20 e, seu custo médio está na Tabela 4.



Figura 20 - Cadeira com ajuste de altura e apoio para braços para todos os testes.

Fonte: Americanas.com (2018).

O cronômetro mede o tempo desde o início dos testes de mobilidade até o momento que o indivíduo se senta novamente na cadeira. Qualquer cronômetro é capaz de realizar essa medição, a Figura 21 mostra um modelo simples e facilmente encontrado no mercado.



Figura 21 - Modelo de cronômetro para os testes de mobilidade.

Fonte: Decathlon.pt (2018).

No teste TUG é necessário algum meio para realizar a marcação da distância que o indivíduo deve percorrer, caminhar até fazer o retorno e voltar até a cadeira para sentar-se nova-

mente. Não é necessário nada específico, muitas vezes utilizam-se cones, como na Figura 22, mas o mesmo pode ser substituído por qualquer outro meio de marcação disponível.



Figura 22 - Modelo de cone para o teste TUG.

Fonte: Lojadaseguranca.pt (2018).

Para a realização do teste *hand force* é necessário um dinamômetro ou manômetro para medir a força que a mão exerce. Para Tomás M. T. e Fernandes M. B. (2012) os modelos mais utilizados para a realização desse teste são JAMAR e E – Link. Um é computadorizado e outro hidráulico e ambos resultam em medidas que são concordantes, ou seja, por qualquer método de utilização a escolha do dinamômetro depende de quem irá aplicar o teste, se deseja que o mesmo seja hidráulico ou computadorizado [43]. O modelo JAMAR é observado na Figura 23 e o modelo E – Link na Figura 24.

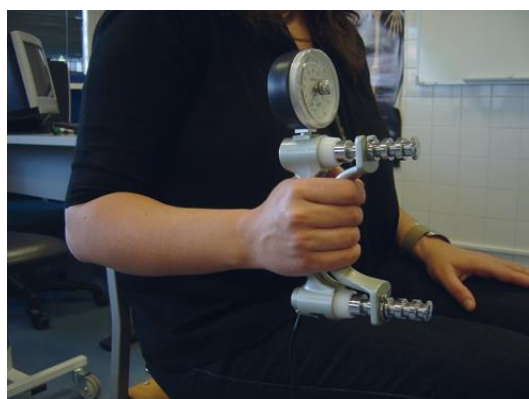


Figura 23 - Dinamômetro hidráulico JAMAR para teste hand force.

Fonte: Tomás M. T. e Fernandes M. B. (2012).



Figura 24 - Dinamômetro computadorizado E - Link para teste hand force.

Fonte: Tomás M. T. e Fernandes M. B. (2012).

Outro método para realizar a medida de força do teste *hand force* e também para controlar o tempo na execução dos testes de mobilidade é com a utilização de sensores de movimento, sensores de força e sensores de distância. Gonçalves J. B. e Costa P. (2014) utilizaram sensores baratos e simples para a construção do protótipo que é base desse trabalho, o sensor de movimento D2F-L2 Figura 25, o sensor de força FSR 406 Figura 26, sensor de distância GP2Y0A21YK0F Figura 27 e as células de carga cz1635 para medir força da mão, Figura 15. Outros sensores também podem ser utilizados para realizar as mesmas funções, depende da escolha que seja mais favorável ao protótipo.



Figura 25 - Sensor de movimento D2F-L2.

Fonte: Farnell.com (2018).



Figura 26 - Sensor de força FSR 406.

Fonte: Mouser.com (2018).



Figura 27 - Sensor de distância GP2Y0A21YK0F.

Fonte: rs-online.com (2018).

Na Tabela 4 observa-se os preços médios desses componentes, sejam aqueles para realizar os testes de maneira mais tradicional ou para a construção de um protótipo similar ao foco de estudo desse trabalho.

Tabela 4 - Preço médio de componentes para testes de mobilidade e força.

Produto	Preço Médio
Cadeira de escritório com ajuste de altura e apoio para braços	€ 40,00
Cronômetro digital ONSTART 100 cinza genaute	€ 10,00
Cone de sinalização	€ 5,00
Dinamômetro Jamar	€ 500,00
Dinamômetro E - Link	Não encontrado
Sensor de força FSR 406	€ 7,00
Sensor de movimento D2F-L2	€ 4,00
Sensor de distância GP2Y0A21YK0F	€ 9,00
Células de carga cz1635	€ 9,00
Custo total médio	€ 600

Além de todos esses componentes citados deve-se considerar que se for contruir um protótipo automatizado é necessário também uma interface para coleta de dados, como um Arduino, um *software* ou outro programa para a análise desses dados coletados e, um computador.

Francieli Fidler

6.3 Modos de Produção

O modo de produção de um protótipo similar ao que está presente em um dos laboratórios do IPB e que é alvo desse trabalho depende da quantidade que buscase produzir, ainda depende também se o cliente deseja ter alguma característica ou detalhe específico.

Em produção de larga escala sem características específicas usa-se componentes mais baratos e simples, pois, deve-se considerar que a produção deve ser realizada de maneira mais rápida e que se houver qualquer problema em algum componente ele possa ser facilmente substituído e não deve ter custo muito elevado.

Para uma produção customizada o método de fabricação é diferente, os componentes podem ser de maior valor e detalhes específicos podem ser introduzidos de acordo com a necessidade final do cliente.

Nessa seção são apresentadas as duas maneiras de produção de larga escala e de produção customizada.

6.3.1 Produção em Larga Escala

Para produzir em larga escala ou produção em massa os produtos seguem padrão único sem a possibilidade de acrescentar detalhes ao produto final. Usado para atender demandas de altas escalas, sendo assim o produto deve ser muito requisitado e a venda do mesmo deve ser considerada contínua por um período de tempo para que esse método de produção seja válido.

Dentro dessa gestão de produção são vários os paradigmas que podem ser seguidos segundo Godinho M. F. e Fernandes F. C. F. (2005) os mais conhecidos são a manufatura enxuta, manufatura responsiva, manufatura ágil, customização em massa, dentre outros conceitos [44]. O que define qual segmento deve ser utilizado para a linha de fabricação depende do momento da empresa além dos clientes a atingir e o tempo de produção e consumo.

A produção em larga escala diminui os custos de fabricação e os preços de vendas, gerando produtos em grandes quantidades, entretanto para que esse tipo de produção seja executada necessita-se ter uma demanda estável e crescente, o que além de clientes também se faz necessário um momento econômico bom na região que é sustentado.

6.3.2 Produção Customizada

Para Gusmão S. P. L. (1997) a produção customizada considerada como evolução da produção enxuta é aquela que o cliente escolhe exatamente como quer o produto, com detalhes

de projeto e fabricação que mudam de um cliente para outro [45]. Nesse tipo de mercado o cliente pode ter vantagens sobre seus concorrentes, ou seja, pode requerer detalhes e características específicas que apenas seu produto pode ter.

Algumas das vantagens desse meio de produção é de atingir uma variedade maior de clientes, cumprido com as necessidades que os mesmos requerem, desenvolver novos produtos aumentando sua variedade e, em casos diminuir o custo de produção de acordo com as exigências dos clientes. Além ainda de ter um controle muito maior na gestão de estoque.

Nesse quadro de produção pede-se flexibilidade e respostas rápidas para dar ao cliente exatamente o que ele quer em um ambiente que está em constante mudança [45]. Uma gestão que contém grande conhecimento sobre esse método resulta em baixo custo, qualidade extremamente alta e produtos ou serviços customizados.

6.4 Técnicas de análises de dados

A realização da análise dos dados obtidos a partir dos testes de mobilidade e força podem ser analisados no momento em que são processados ou posteriormente por profissional qualificado. São diversos os meios de analisar os dados, seja através de programas que no momento em que recebem as medidas já realizam a análise através de processadores ou mesmo por análises qualitativas realizadas manualmente.

Martinez B. P. et al. (2016) utilizaram o coeficiente de correlação intraclasse (CCI) e a análise de Bland-Altman para avaliar a confiabilidade relativa dos resultados obtidos a partir do TUG aplicado em idosos hospitalizados [46]. O CCI é uma estimativa da fração da variabilidade total de medidas devido a variações entre os indivíduos, enquanto a análise de Bland-Altman relata a concordância entre os resultados.

O programa estatístico SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) utilizado em sistema Windows foi utilizado por Campos M. P. S. et al. (2013) para analisar as variáveis numéricas e desvios padrões do TUG comparando com o TAF [47]. Fernandes A. et al. (2015) também utilizaram desse mesmo programa estatístico para avaliar as diferenças entre o grupo de pessoas portadoras de Parkinson e seus diferentes quadros de agravamento, ao realizarem o teste STS em tarefa única e dupla [49].

Para avaliar a cinética e cinemática do movimento de levantar e andar de jovens e idosos Pelicioni P. H. S. et al. (2013) realizaram uma análise estatística simples [48], com o objetivo
Francieli Fidler

de mostrar o diferente impacto que as articulações sofrem de um jovem e um idoso sofrem, ou seja, a variação de força máxima vertical entre os voluntários.

Análises de regressão também são muito utilizadas para avaliar o desempenho dos voluntários em testes como o STS, o mesmo pode além de mostrar o resultado realizar comparação com outras variáveis corporais, como o IMC, por exemplo [22].

Análise estatística do tipo quantitativa combinada com análise de regressão mostra a diferença entre grupos que tem histórico de queda com os que não tem, em teste de mobilidade e, a partir dessa análise poder associar fatores que contibuem para as quedas [25]. A combinação de análise regressão com análise de variância permite classificar o desempenho de indivíduos que possuem diferentes quadros de Parkinson [18], durante a realização do TUG.

Com o auxílio de tecnologias como sensores é possível expandir o campo de análises, a Análise Linear Discriminante (LDA) é um esquema que utiliza de sensores para a dimensionalidade e classificação de dados [50], com o objetivo de alcançar a máxima separabilidade de classe para resultados de testes como STS. Para avaliação do TUG com auxílio de sensores e acelerômetros e análise de dados através de algoritmo foi possível analisar o risco de queda em adultos [15].

A grande parte dos sensores que são utilizados para avaliar força nos testes está ligado à um sistema de processamento de dados, o software pode ser próprio de alguma empresa ou mesmo criado especificamente para a função desejada. Um dos *softwares* mais utilizados para análise de dados de testes de mobilidade é um dos muitos disponibilizados pela LabView para utilização diretamente com Arduino [4], existem outros que são de utilização de outras plataformas. O uso dessa categoria de processamento de dados demonstra uma maior credibilidade de resultados finais. McCormick D. A. e Tubergen R. G. (2003) utilizaram para processar e analisar os dados captados pela cadeira instrumentada para avaliar a postura sentada, um software personalizado *Visual Basic* que permite realizar o *download* dos dados coletados e armazenar os mesmos para combinação com testes futuros [34].

CAPÍTULO 7

7. Mudanças propostas no protótipo

Algumas mudanças podem melhorar o aspecto mecânico, ergonômico e visual do protótipo. Cada um desses aspectos é tratado em uma seção, uma vez que essas melhorias são obtidas através de pesquisas de mercado com possíveis clientes ou ainda, mesmo por observação do protótipo atual, que é base para esse trabalho. Foi realizado um questionário com profissionais da saúde, como detalhado no capítulo 8 e, com base nas opiniões ouvidas, algumas mudanças foram acrescentadas juntamente a aquelas que eram mais notáveis de serem realizadas. Ao realizar essas alterações consideradas necessárias para melhoria do protótipo, pode ser observado na Figura 28 uma perspectiva do resultado das mesmas, no qual o protótipo continua visando ser de baixo valor para mais pessoas terem acesso ao mesmo, também fabricado com materiais leves e que todas as partes do mesmo possam ser desmontadas para facilitar a mudança de local do mesmo, podendo ser usado um mesmo protótipo em diversos ambientes.

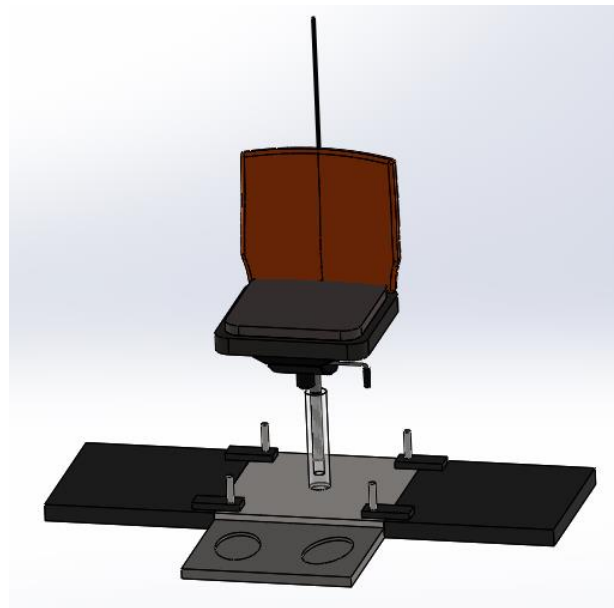


Figura 28 - Cadeira instrumentada.

Fonte: Arquivo próprio.

7.1 Mudanças Mecânicas

Francieli Fidler

Uma das características mecânicas que mais se destacou para mudanças foram as molas utilizadas sob o assento para a movimentação do mesmo e constatação se o indivíduo em teste está sentado ou não com a ativação dos sensores de movimento. Foi definido que para um melhor equilíbrio do assento da cadeira a utilização de quatro molas, uma em cada extremidade em baixo do assento, como na Figura 29. As molas foram projetadas com base na literatura do livro Norton [51], assim como as equações e demais fatores que foram necessários para cálculos de projeto das mesmas foram retirados do livro. O material escolhido para fabricação é aço carbono SAE 1065 ou ASTM A229, tabela 14-1 [51], Figura 30, para suporte de 150kg.

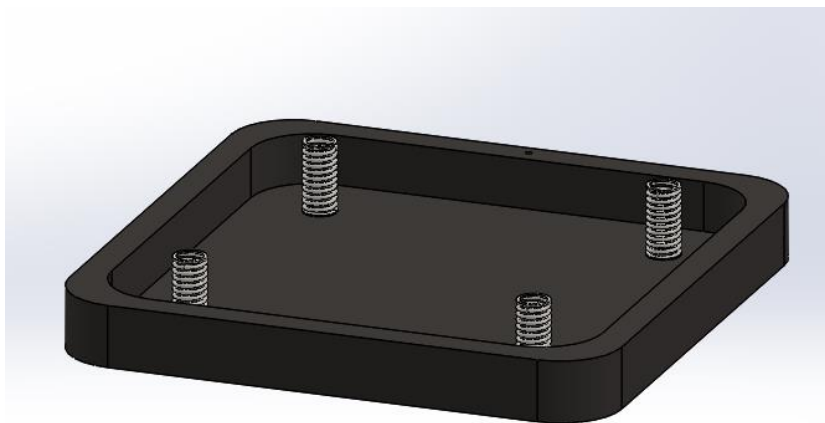


Figura 29 - Molas internas ao assento.

Fonte: Arquivo próprio.

Tabela 14-1 Materiais comuns para fio de mola
 Fonte: Referência 2

N° ASTM	Material	N° SAE	Descrição
A227	Fio repuxado a frio (encruado)	1066	Fio de mola mais barato e de uso mais geral. Adequado para carregamento, porém inadequado para carga de fadiga ou impacto. O intervalo de temperaturas vai de 0 a 120°C (250°F).
A228	Fio musical	1085	Material mais tenaz e de uso mais generalizado para molas de pequenas espiras. Resistência mais alta de tração e fadiga de todos os fios musicais. Intervalo de temperaturas de 0 a 120 °C (250°F).
A229	Fio revenido em óleo	1065	Aço de uso geral para molas. Menos custoso e disponível em tamanhos maiores que os fios musicais. Adequados para carga estática, mas inadequados para carga de fadiga ou impacto. Intervalo de temperatura de 0°C a 180°C (350°F).

Figura 30 - Tabela dos materiais para fio de mola.

Fonte: Norton R. L. (2004).

O diâmetro inicial do fio, de acordo com a tabela 14-2 do livro Norton [51], Figura 31, é:

Tabela 14-2
Diâmetros preferenciais de fio

US (in)	SI (mm)
0,004	0,10
0,005	0,12
0,006	0,16
0,008	0,20
0,010	0,25
0,012	0,30
0,014	0,35
0,016	0,40
0,018	0,45
0,020	0,50
0,022	0,55
0,024	0,60
0,026	0,65
0,028	0,70
0,030	0,80
0,035	0,90
0,038	1,00
0,042	1,10
0,045	
0,048	1,20
0,051	
0,055	1,40
0,059	
0,063	1,60
0,067	
0,072	1,80
0,076	
0,081	2,00
0,085	2,20
0,092	
0,098	2,50
0,105	
0,112	2,80
0,125	3,00

Figura 31 - Tabela dos diâmetros de fio.

Fonte: Norton R. L. (2004).

$$d = 3mm$$

O índice da mola (C) utilizado para calcular o diâmetro médio da espira (D) são:

$$C = 8$$

$$D = d * C = 0,024m \quad \text{Equação [1]}$$

A força que a mola deve suportar é para 150kg, considerando a colocação de quatro molas idênticas para dividir o peso total, cada mola deve suportar um peso de aproximadamente 38kg, ou seja, para uma única mola, a força que deve suportar é:

$$F = 38kg * 9,81 \frac{m}{s^2} = 372,78 N \quad \text{Equação [2]}$$

Fator de cisalhamento direto (K_s) é dado por:

$$K_s = 1 + \frac{0,5}{C} = 1,063 \quad \text{Equação [3]}$$

Tensão de cisalhamento na espira para o maior valor da força:

$$\tau = K_s * \frac{(8*F*D)}{\pi*d^3} = 8,965 * 10^8 Pa \quad \text{Equação [4]}$$

Limite de resistência à tração do material de fio (S_{ut}), considerando material repuxado a fio, tabela 14-4 [51], Figura 32:

Tabela 14-4 Coeficientes e expoentes para a Equação 14.3

Fonte: Referência 1

N° ASTM	Material	Intervalo		Expoente b	Coeficiente A		Fator de correlação
		mm	in		MPa	psi	
A227	Repuxado a frio	0,5-16	0,020-0,625	-0,182 2	1753,3	141040	0,998
A228	Fio musical	0,3-6	0,010-0,250	-0,162 5	2153,5	184649	0,9997
A229	Revenido em óleo	0,5-16	0,020-0,625	-0,183 3	1831,2	146780	0,999
A232	Cromo-v	0,5-12	0,020-0,500	-0,145 3	1909,9	173128	0,998
A401	Cromo-s	0,8-11	0,031-0,437	-0,093 4	2059,2	220779	0,991

Figura 32 - Tabela de propriedades dos materiais.

Fonte: Norton R. L. (2004).

$$A = 1831,2 MPa$$

$$b = -0,1833$$

$$S_{ut} = A * \left(\frac{d}{mm}\right)^b = 1,497 * 10^9 Pa \quad \text{Equação [5]}$$

Resistência ao escoamento sob torção (S_{ys}):

$$S_{ys} = 0,60 * S_{ut} = 8,983 * 10^8 Pa \quad \text{Equação [6]}$$

Coeficiente de segurança contra escoamento para deflexão:

$$N_s = \frac{S_{ys}}{\tau} = 1,002 \quad \text{Equação [7]}$$

Considerando um número de espiras ativas igual a:

$$N_a = 8$$

O número total de espiras considerado uma mola com extremidade esquadrejadas e esmeilhadas:

$$N_t = N_a + 2 = 10 \quad \text{Equação [8]}$$

Propriedades do material da mola, para o aço mola de acordo com a tabela 14-5 [51], Figura 33:

Tabela 14-5 Propriedades típicas de tiras de liga revenida de mola

Fonte: Referência 1

Material	Sut MPa (ksi)	Dureza Rockwell	Elongação %	Fator de coeficiente	E GPa de flexão (Mpsi)	Poisson
Aço de mola	1700 (246)	C50	2	5	207 (30)	0,30

Figura 33 - Tabela das propriedades dos materiais.

Fonte: Norton R. L. (2004).

Módulo de cisalhamento transversal:

$$G = \frac{E}{2*(\nu+1)} = 7,962 * 10^{10} Pa \quad \text{Equação [9]}$$

Constante da mola:

$$k = \frac{(d^4 * G)}{8 * D^3 * N_a} = 7,289 * 10^{-3} MPa \quad \text{Equação [10]}$$

Deflexão:

$$y = \frac{(8 * F * D^3 * N_a)}{d^4 * G} = 0,051 m \quad \text{Equação [11]}$$

Diâmetro externo da mola:

$$D_o = D + d = 0,027 m \quad \text{Equação [12]}$$

Para fins de conhecimento foi calculado também a frequência natural dessa mola:

Aceleração da gravidade:

$$g = 9,81 m/s^2$$

Densidade em peso do aço mola:

$$\gamma = 7,75 \frac{g}{cm^3}$$

Portanto, para um valor aproximado de 1000 ciclos:

$$f_n = \frac{353000 * d}{N * D^2} = 1,839 * 10^3 \frac{rad}{s} \quad \text{Equação [13]}$$

Na Figura 34 é possível observar uma perspectiva do resultado final de cada uma das molas idênticas.

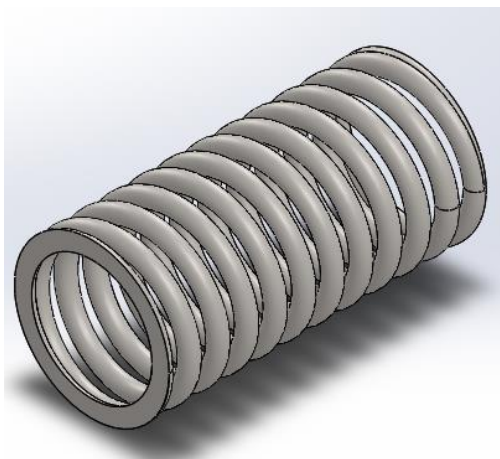


Figura 34 - Perspectiva da mola.

Fonte: Arquivo próprio.

Outro fator importante e de grande valia sobre a cadeira é a possibilidade da mesma ter controle de altura do assento, ou seja, ser ajustável de acordo com o comprimento das pernas do indivíduo para que a mesma fique em posição mais confortável e evite esforços demasiados sobre as articulações dos joelhos ao realizar os movimentos de levantar-se e sentar-se. Além disso, como constado anteriormente, quando o indivíduo senta-se em uma cadeira ideal para seu comprimento de pernas a possibilidade de ocorrer erros de medições diminuem significativamente. Para isso foi dimensionado um sistema similar ao utilizado em cadeiras de escritório para controle de altura, as medidas foram feitas com base às cadeiras de escritório que existem no mercado. Para a mesma, foi condicionado o material de acrílico para suporte do pistão e aço AISI 1020 para o pistão, os materiais foram determinados em comparação às cadeiras de escritório e a finalidade de aplicação dos materiais, além do aspecto custo-benefício. Esse sistema de pistão e suporte pode ser observado na Figura 35. Juntamente com o sistema pistão, foi desenvolvido o suporte para controle do mesmo, de material de fibra de carbono.

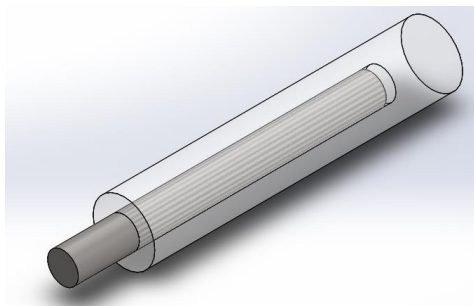


Figura 35 - Sistema pistão mais suporte.

Fonte: Arquivo próprio.

Com base em informações comerciais de cadeiras de escritório, esse sistema de pistão tem uma capacidade de suporte de 150 kg, as medidas determinadas para esse sistema (apresentadas na seção Anexos) são de acordo para que o sistema consiga suportar esse valor de carga. Na tabela 5, observa-se essa comparação entre as cadeiras comerciais que utilizam o mesmo sistema pistão e suporte e o sistema do protótipo.

Tabela 5 - Comparação de medidas entre cadeira comercial e protótipo.

Fonte: Site: cadeirasparaescritorio.ind.br

	Cadeira comercial	Protótipo
Capacidade de carga (kg)	160	150
Altura mínima do assento ao chão (cm)	43	30
Altura máxima do assento ao chão (cm)	57	60
Profundidade do produto (cm)	53	56

Ter um controle da altura da cadeira é essencial para que o indivíduo realize da forma mais correta e com menos possibilidade de erros de medições para os testes, o sistema projetado é similar ao adotado em cadeiras de escritório, Figura 36, onde o controle é feito por centímetros para adaptar mais facilmente às diferentes alturas dos indivíduos que realizam os testes. O sistema também foi projetado em fibra de carbono para ter um menor peso e ao mesmo tempo possui resistência necessária para a aplicação, a haste da alavanca pode ser de aço carbono.

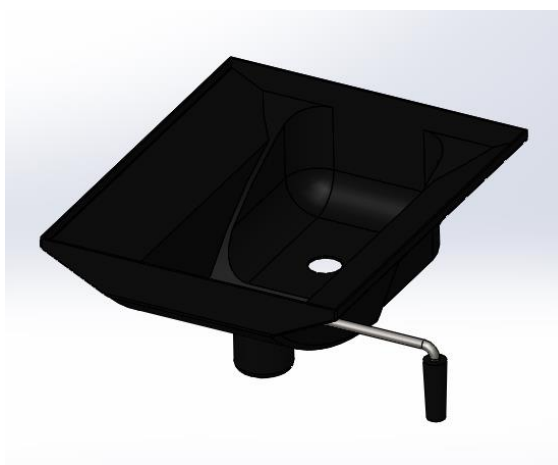


Figura 36 - Sistema para controle de altura.

Fonte: Arquivo próprio.

Para a colocação do sensor de força no assento, o assento foi projetado para que possa fazer elevação e compressão da parte superior, assim, quando o indivíduo sentar ele irá com-

primir as molas que estão dentro do assento ativando o sensor de força, ao levantar desativa o sensor com a elevação do assento, esse esquema está demonstrado na Figura 37. O material escolhido para a confecção do assento é a fibra de carbono, além da mesma ser muito resistente, é leve e relativamente barata para o tipo de sistema que é utilizado.

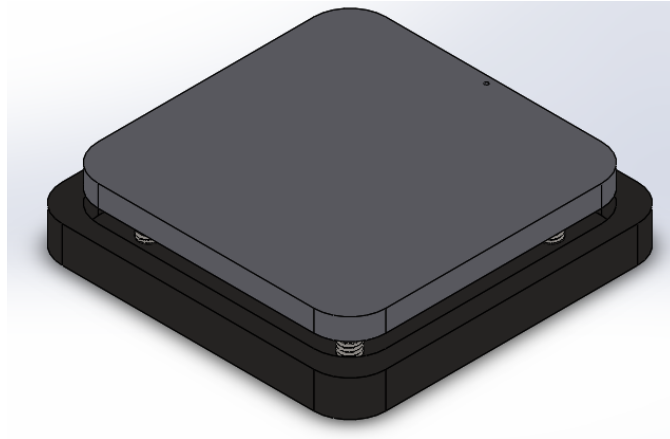


Figura 37 - Assento.

Fonte: Arquivo próprio.

Para medir a força que o indivíduo realiza ao ficar em pé, foi proposto um tapete com marcação de onde o indivíduo deve colocar os pés para a realização dos testes, dessa maneira a probabilidade de o indivíduo realizar o teste de maneira errada diminui. Um sensor de força também foi projetado para ser instalado na marcação de onde devem ficar os pés. Nesse caso optou-se pela fabricação em aço sem liga, uma vez que é uma parte do sistema que precisa de resistência para suportar o peso do indivíduo durante todo o tempo do teste. Na Figura 38, está representado o tapete com as marcações.

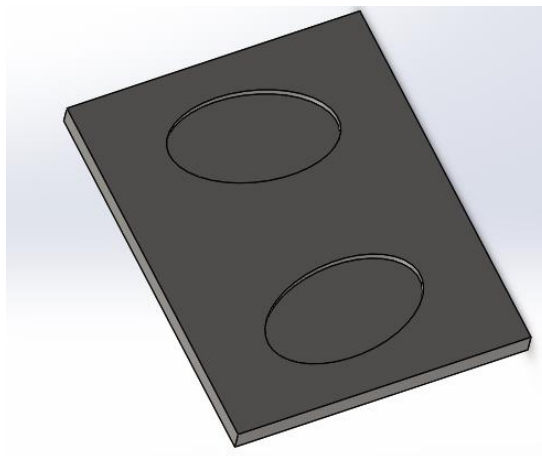


Figura 38 - Tapete.

Fonte: Arquivo próprio.

Foram escolhidas as células de carga e força, além do sensor de distância de acordo com o preço médio do mercado, Tabela 5. A célula de carga do tipo Viga ou formato S, utilizado na parte interna do assento é representada na Figura 39, é uma célula de carga do tipo viga de flexão de baixa capacidade, feita de alumínio, com uma capacidade que varia de 1 até 500kg. É utilizada em aplicações de medição de força e pesagem, com boa relação custo-benefício.

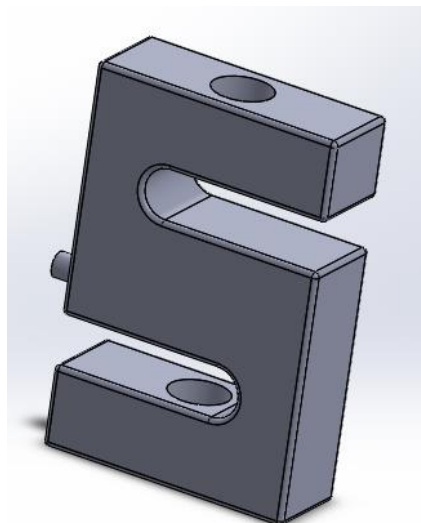


Figura 39 - Célula de carga tipo viga ("S").

Fonte: Arquivo próprio.

O posicionamento da célula de carga tipo viga é no centro do assento, assim, o acionamento irá dar-se quando em equilíbrio as molas deslocarem para baixo e o assento encostar uniformemente por toda a face da célula de carga para ativá-la, a Figura 40 mostra esse posicionamento.

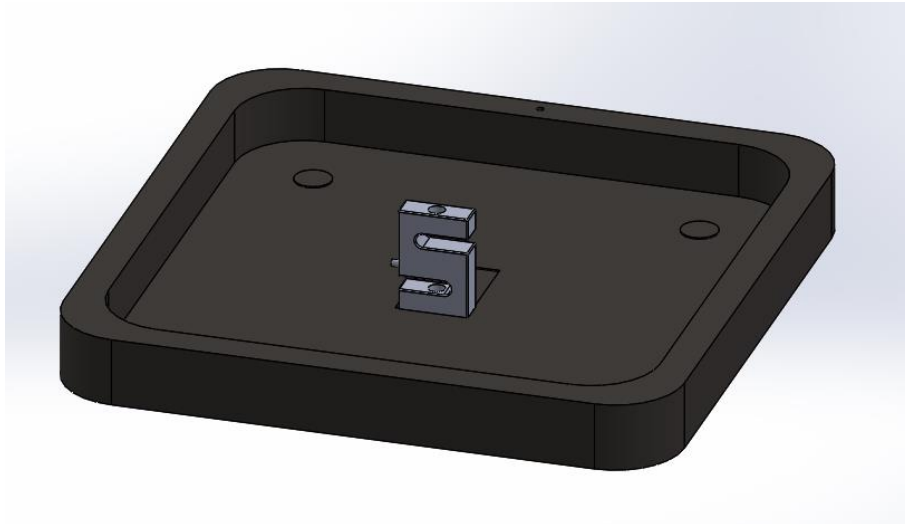


Figura 40 - Posicionamento célula de carga no assento.

Fonte: Arquivo próprio.

A célula de carga colocada no tapete é do tipo tensão-compressão, feita em alumínio, possui ampla faixa de carga nominal, pesa com classe de precisão e um amplo fator máximo de suporte, pode ser observada na Figura 41 bem como seu posicionamento na Figura 42.

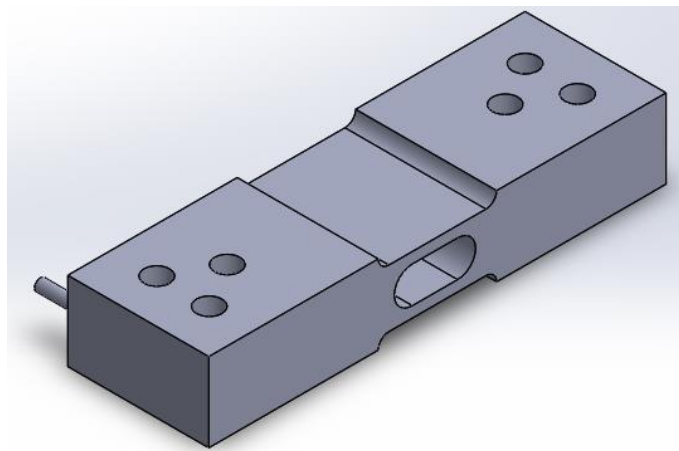


Figura 41 - Célula de carga tipo tensão/compressão.

Fonte: Arquivo próprio.

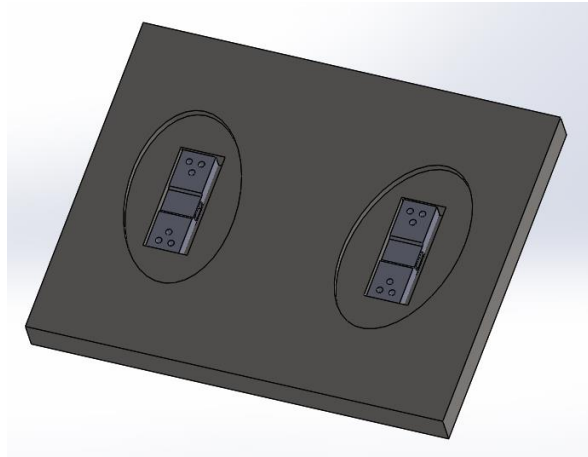


Figura 42 - Posicionamento célula de carga no tapete.

Fonte: Arquivo próprio.

O sensor de distância, Figura 41, utilizado no encosto da cadeira acima da posição sentada ou em pé do indivíduo é do tipo infravermelho, é mais econômico que os ultrassônicos e oferecem melhores resultados, com faixa de detecção de 4 a 30 cm.

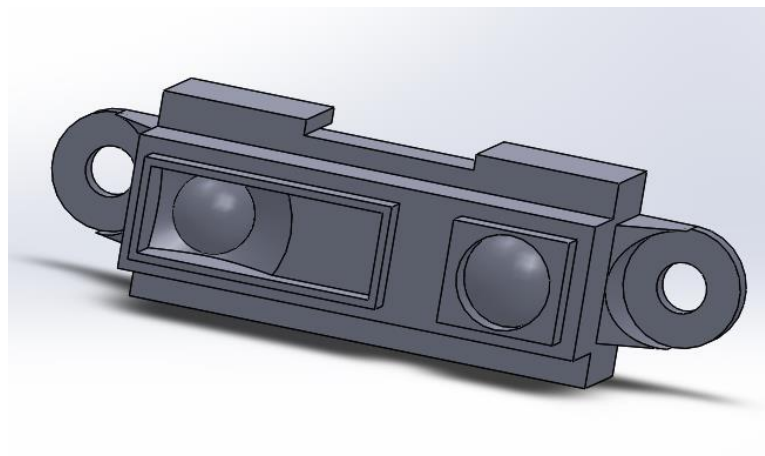


Figura 43 - Sensor de distância.

Fonte: Arquivo próprio.

Na Figura 44 é possível observar como é o posicionamento desse sensor de distância na haste que o suporta acima da posição sentada do indivíduo. Essa haste está no encosto da cadeira, bem no centro da mesma.

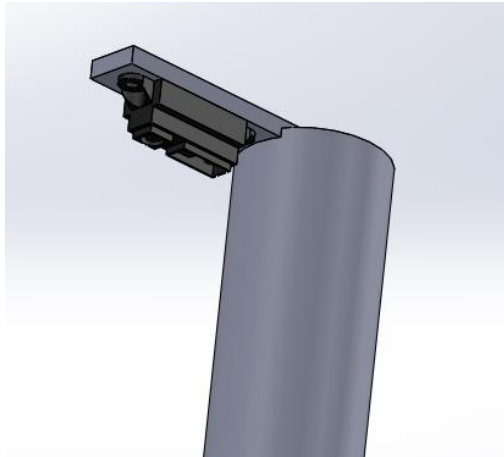


Figura 44 - Posicionamento do sensor de distância.

Fonte: Arquivo próprio.

7.2 Mudanças Ergonômicas

A cadeira deve ser relativamente confortável pois, alguns indivíduos realizam os testes mais de uma vez, além também de indivíduos com idades mais avançadas que necessitam de determinado conforto para poder realizar todas as etapas dos testes. Ainda, um encosto de cadeira relativamente macio, Figura 45, para que o indivíduo não sinta-se desconfortável ao realizar os movimentos de sentar-se e levantar-se.



Figura 45 - Encosto.

Fonte: Arquivo próprio.

Para o desenho do encosto foi considerada a norma NR17 (item 17.3.3 d)), a qual mostra que é necessário que o encosto tenha uma forma levemente adaptada ao corpo para a proteção da região lombar [54], atendendo assim aos requisitos mínimos de conforto.

7.3 Mudanças Visuais

As mudanças visuais dependem do tipo de protótipo que se busca desenvolver. A cadeira ideal deveria ter os pés fixos ao chão, porém, permitir que seja feito o controle de altura do assento. O tripé do protótipo atual em estudo que suspende o sensor de distância deve ser fixado à uma das extremidades da cadeira, com a distância segura para funcionamento correto do sensor, mas também sem que traga prejuízos para o momento de realizar o controle de altura do assento, a Figura 46, mostra o posicionamento do suporte do sensor de movimento, o qual também pode ser ajustável de acordo com a altura do indivíduo.

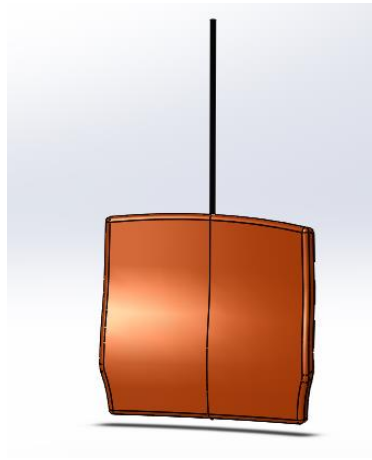


Figura 46 - Suporte para o sensor de distância.

Fonte: Arquivo próprio.

Em um mesmo suporte ou mesa podem ser posicionados o computador e o Arduino para que não seja perceptível todos os fios que o conectam com sensores e computador.

O sistema que envolve as células de carga pode ser adaptado para que fique em alguma posição próximo ao Arduino e computador e, assim também diminuir a percepção dos fios do sistema.

7.4 Levantamento de custos

A Tabela 6, mostra os materiais escolhidos como mais apropriados para a construção de um protótipo e juntamente o valor médio pesquisado no mercado de cada um dos componentes que fazem parte da cadeira instrumentada. Nesse levantamento de custos não está incluso o software para leitura de dados, uma vez que o mesmo pode ser escolhido de acordo com a preferência do cliente, visto que a variação de preços é relativamente grande de acordo com a

complexidade do programa que o mesmo deseja, nem o computador utilizado para o processo de dados. Também não está incluso custos de fabricação, sendo que dependendo qual o tipo de fabricação o preço tem grandes variações, e, depende também de fatores extrínsecos do mercado econômico. No sistema de suporte e pistão o valor estimado é do conjunto.

Tabela 6 - Levantamento de custos.

Parte da Cadeira	Material	Preço médio
Suporte pistão	Acrílico (médio-alto impacto)	
Pistão	Aço AISI 1020	€ 15,00
Alavanca	Fibra de carbono e chapa de aço	€ 37,00
Suporte cadeira	Aço estrutural DIN 1.0035 (S185)	€ 8,00
Peso auxiliar	Ferro dúctil	€ 8,00
Assento inferior	Fibra de carbono	€ 10,00
Assento superior	Fibra de carbono	€ 10,00
Tapete	Aço sem liga DIN 1.0301 (C10)	€ 8,00
Mola	Aço carbono simples	€ 20,00
Encosto	Madeira multilaminada com espuma de poliestireno injetada	€ 22,00
Célula de carga SP4M	Aço ou alumínio	€ 15,00
Célula de carga viga	Aço ou alumínio	€ 380,00
Sensor distância ultrassônico	Aço ou alumínio	€ 4,00
Sensor distância a laser	Aço ou alumínio	€ 33,00
Custo total médio		€ 600,00

O levantamento de custos apresentado mostra o preço médio de mercado através de pesquisa online em sites de compras, são valores que podem variar de acordo com o mercado e lançamento de novas versões. São produtos considerados básicos, onde são possíveis de encontrar em diversas lojas o que colabora para que seu preço seja reduzido. Nota-se também que esses valores podem ser alterados de acordo com a região de pesquisa.

Os voluntários que participaram do questionário realizado, no capítulo 8, se mostraram satisfeitos com o protótipo atual apresentado, sugeriram mudanças que pela visão de quem trabalha diretamente com esses testes é mais passível de notar, como o armazenamento de dados que é de grande importância para melhor acompanhamento da evolução da mobilidade do paciente, também sugeriram mudanças em relações aos sensores para utilizar dos mesmos para captar medidas corporais do paciente além de suas funções e, ainda, em relação ao custo do protótipo foi considerado adequado. As mudanças acima apresentadas foram de acordo

com o que era planejado antes de realizar a pesquisa de opinião além, de consideradas as mudanças citadas pelos profissionais da saúde que responderam o questionário. Algumas das mudanças por eles citadas, não foram incluídas devido ao foco de manter a cadeira instrumentada como sendo de baixo valor.

CAPÍTULO 8

8. Pesquisa de opinião

Durante esse trabalho foi realizado um questionário aplicado a profissionais da saúde como enfermeiros, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais e terapeutas de recuperação, para ter conhecimento da opinião de futuros possíveis clientes e que realmente utilizam algum sistema para realizar esses testes, ou seja, possuem algum conhecimento prático em relação aos testes. Os profissionais de saúde visitados e requisitados para responder o questionário fazem parte do corpo de profissionais que trabalham no ULSNE – Unidade Local de Saúde do Nordeste, em Bragança – Portugal. O questionário foi desenvolvido na ferramenta Google Docs, e realizado online, onde as respostas eram anônimas para não haver nenhum tipo de comprometimento por parte dos voluntários que responderam o mesmo. As perguntas eram referentes ao modo de como eram realizados os testes, algumas das respostas eram dissertativas/de opinião, porém, a maior parte foi realizado na *Likert Scale* para ser respondido em tempo relativamente curto além, de facilitar tanto aos voluntários que responderam o questionário quanto para se analisar as opiniões após o recebimento das respostas.

O objetivo desse teste é conhecer, na prática, as reais necessidades e funcionamento dos mesmos para analisar a possibilidade de transformar um protótipo em um produto. A *Likert Scale* é um tipo de escala resposta psicométrica usada habitualmente em questionários, e é a escala mais usada em pesquisas de opinião, funciona com números de 1 até 6, onde 1 é discordo fortemente, 2 é discordo, 3 discordo fracamente, 4 concordo fracamente, 5 concordo e 6 é concordo fortemente. A *Likert Scale* original é considerada como sendo um conjunto de itens para uma situação real ou hipotética, os participantes mostram o nível de concordância (de discordo totalmente a concordo fortemente) com a afirmação em análise (item), todos os itens citados são necessariamente interligados entre si, em combinação revelam a dimensão específica da atitude em relação à questão [52, 53].

A idade da maior parte das respostas eram entre 30 e 40 anos, 90% do sexo feminino, 90% fisioterapeuta e 10% terapeuta ocupacional. Sobre o conhecimento dos testes, 40% concorda fracamente que tem conhecimento ótimo sobre os testes, 30% concorda. 60% das respostas nunca realizou esses testes em pacientes, 30% já realizou em algum paciente, os outros 20%

Francieli Fidler

apenas conhecem os testes. 50% das respostas concordam que esse teste é utilizado em média 2 vezes por mês no seu local de trabalho. Na Figura 47, é possível observar o quanto os voluntários conhecem os testes.

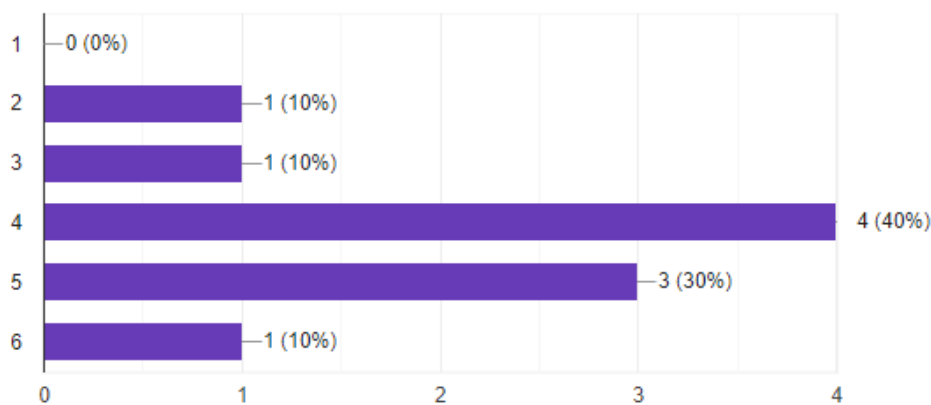


Figura 47 - Conhecimento dos voluntários sobre os testes.

Fonte: Arquivo próprio.

A faixa etária dos pacientes que passam por esses testes é: 80% mais de 66 anos, 30% em pessoas entre 51 e 65 anos, 10% em pessoas de 6 a 20 anos e os outros 10% em crianças com menos de 5 anos, Figura 48. A principal finalidade que os pacientes procuram ou são aconselhados a realizar esses testes, Figura 49, é problemas de mobilidade devido à alguma doença (90%), 40% são devido à idade avançada, 20% problemas com mobilidade devido à algum acidente, 10% atletas para melhoramento de desempenho e os outros 10% são pacientes com doenças neurológicas.

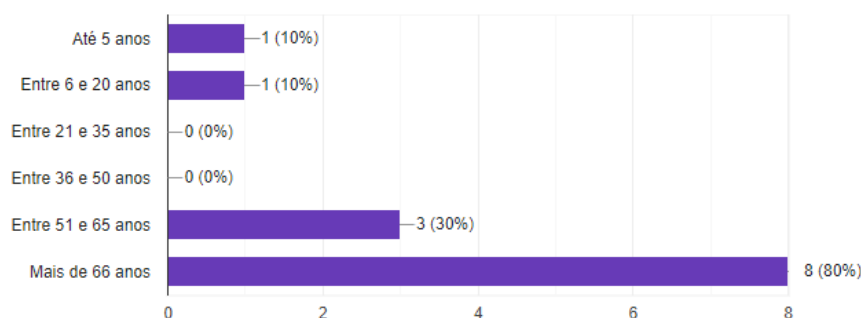


Figura 48 - Idade dos pacientes que mais realizam os testes.

Fonte: Arquivo próprio.

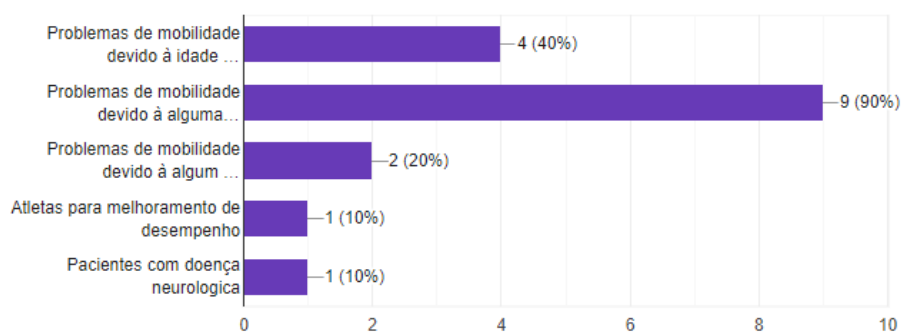


Figura 49 - Finalidade dos testes.

Fonte: Arquivo próprio.

Em relação ao método que é utilizado atualmente por esses profissionais para a realização desses testes, aproximadamente 60% dos pacientes sentem-se relativamente confortáveis ao realizar algum dos testes (escala do teste: 4 – concordo fracamente), 30% discorda fracamente e apenas 10% discorda fortemente que os pacientes se sintam confortáveis, Figura 50.

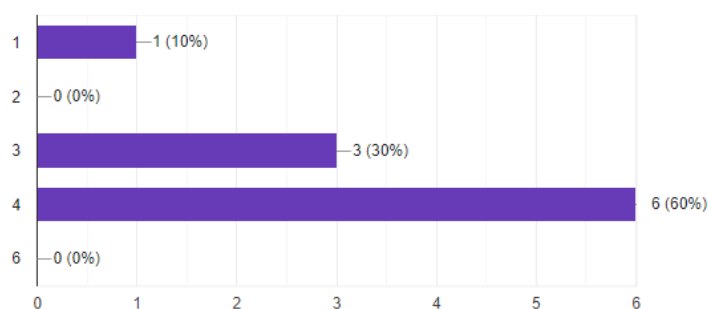


Figura 50 - O quão confortável os pacientes se sentem ao realizarem os testes.

Fonte: Arquivo próprio.

Aproximadamente 60% dos voluntários, Figura 51, concorda fortemente que um sistema similar ao proposto, totalmente automatizado, seria uma opção melhor para realizar esses testes, 30% concorda fracamente e 10% apenas concorda.

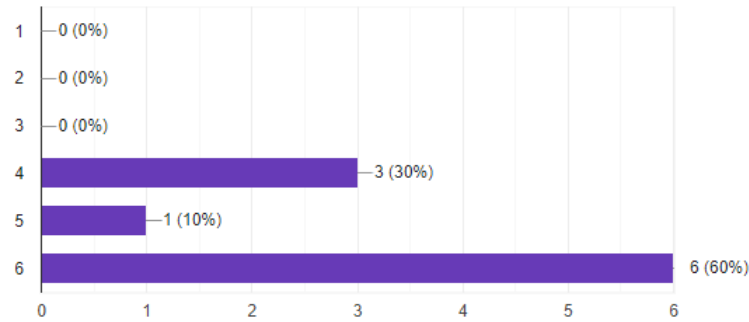


Figura 51 - Comparação do sistema da cadeira instrumentada com o modo de como o profissional realiza os testes.

Fonte: Arquivo próprio.

Quando questionados sobre a(s) maior(es) diferença(s) entre o sistema de cadeira instrumentada proposto e a maneira como o voluntário realiza os testes, destacam-se as respostas:

- Maior fidelidade, fiabilidade e mais eficaz do sistema em relação ao método que utiliza.
- Por ser automatizado, motorizado mantém registrado os dados resultantes dos testes.
- “Permite uma validação mais precisa e completa dos testes, podendo anular diferenças entre o observador no mesmo utente além da base de dados para análise.”
- Utilização de sensores e maior material de apoio.
- “Realizar mais vezes os testes e o utente teria mais segurança nos resultados.”

Quando perguntados em relação à grupos específicos, Figura 52, se são apenas esses grupos que realizam os testes, por exemplo, pessoas com quadros de doenças como Parkinson ou Alzheimer, 40% concorda fracamente, 30% concorda fortemente, 20% discorda fortemente, 10% discorda e 10% discorda fracamente.

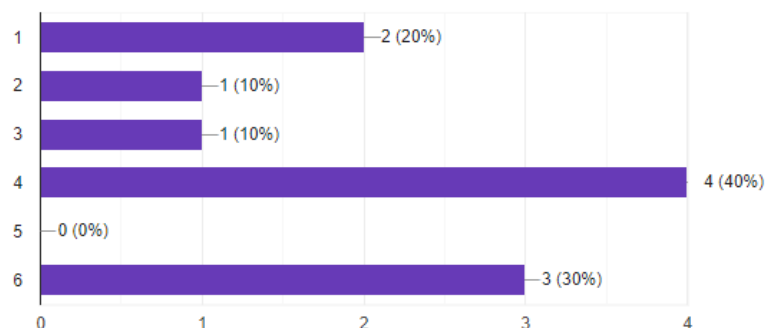


Figura 52 - Público alvo dos testes.

Fonte: Arquivo próprio.

Em relação à necessidade de ter disponível a escolha do tempo para a realização do STS, Figura 53: 40% concorda, 20% concorda fortemente, 20% concorda fracamente, 10% discorda fracamente e 10% discorda fortemente. E o tempo em relação ao TUG, Figura 54: 40% concorda fortemente, 30% concorda, 20% concorda fracamente e 10% discorda fortemente. Ainda em relação ao tempo do TUG, porém, conhecer o tempo de realização de cada uma das partes do teste, ou seja, tempo de levantar da cadeira, andar até a marcação, retorno até a cadeira e sentar-se novamente, as respostas foram idênticas à questão anterior do tempo de realização do TUG.

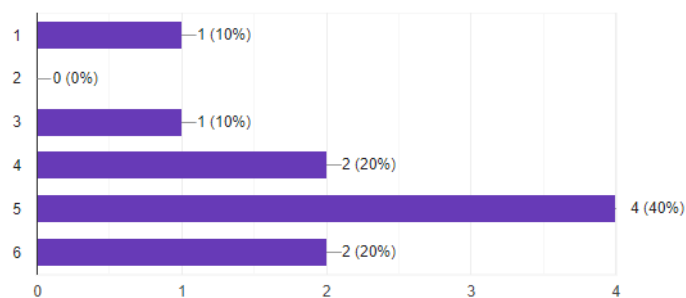


Figura 53 - Importância de conhecer o tempo de realização do STS.

Fonte: Arquivo próprio.

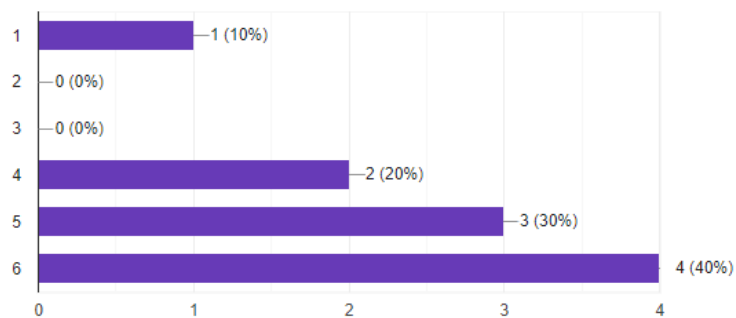


Figura 54 - Importância de conhecer o tempo de realização do TUG.

Fonte: Arquivo próprio.

Também em relação à possibilidade de controlar a altura da cadeira de acordo com a altura e comprimento de pernas do paciente: 60% concorda fortemente que é importante ter esse ajuste disponível, 30% concorda e 10% discorda fracamente, Figura 55.

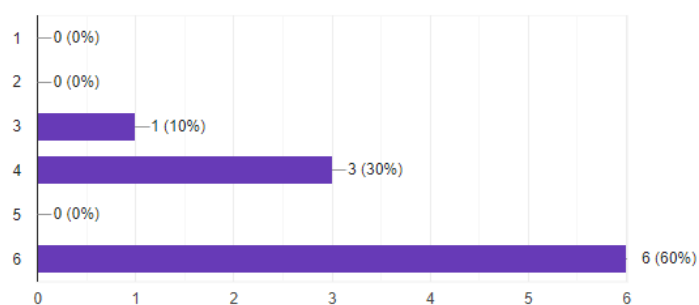


Figura 55 - Importância de controlar a altura da cadeira.

Fonte: Arquivo próprio.

Quando perguntados se estivesse disponível no mercado, seria um produto que comprariam, 40% concorda fortemente, 40% concorda fracamente e 20% concorda, Figura 56. A sugestão de preço que pagariam se estivesse disponível no mercado variou entre 100 euros até 3000 euros, além da opinião “Caso fosse um bom produto, útil e de fácil manuseamento, não me importaria com o preço desde que não fosse excessivamente caro”.

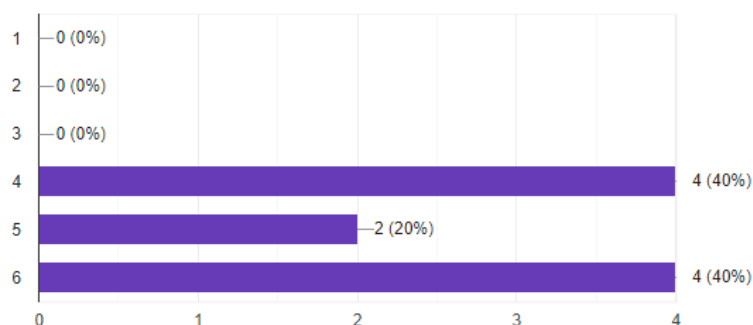


Figura 56 - Comprariam o produto.

Fonte: Arquivo próprio.

A utilização de sensores de movimento, distância e força fazem diferença no resultado final do teste quando comparado com a utilização de cronômetros e dinamômetros, 50% concorda fortemente, 20% concorda, 20% concorda fracamente e 10% discorda fracamente, Figura 57. E o acesso remoto aos dados para análise: 70% concorda fortemente, 20% concorda e 10% concorda fracamente, Figura 58.

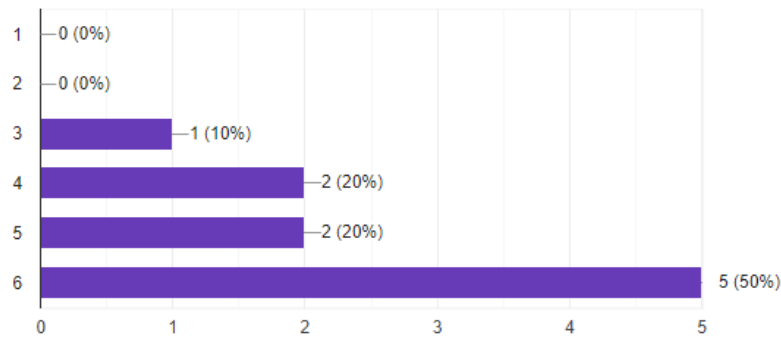


Figura 57 - Diferença com a utilização de sensores.

Fonte: Arquivo próprio.

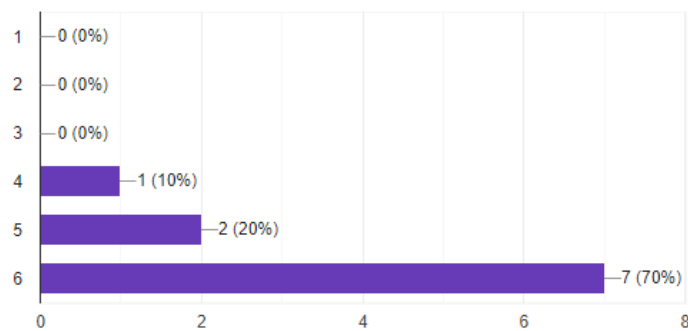


Figura 58 - Importância de ter acesso remoto aos dados.

Fonte: Arquivo próprio.

Esse questionário provou o que já era esperado em relação às melhorias propostas na cadeira instrumentada, que são de grande vantagem tanto para o profissional da saúde como para o paciente. As melhorias são desde simples mudanças mecânicas até na ergonomia, como por exemplo, sendo mais adaptável às características físicas particulares de cada paciente, ou seja, sendo possível adaptar a cadeira ao paciente. Além de facilidade de utilização, sendo montável e desmontável podendo assim levar a cadeira até mais pessoas, atingindo maior parte da população, principalmente às partes mais carentes, por ser um sistema barato, mais pessoas tendem a usar. O armazenamento de dados é de grande valor para acompanhar a evolução de cada paciente, promovendo um melhor tratamento, isto é, mais apropriado às reais condições de saúde de cada paciente.

Alguns casos particulares como na questão de conhecimento do tempo de cada uma das etapas de realização do teste TUG ou mesmo do STS, mostraram-se destaques, pois com base na literatura citada tanto no estado da arte subtítulo 1.1, no capítulo 1 como no capítulo 2, é de fundamental importância o conhecimento do tempo de cada etapa, visto que assim é possível

Francieli Fidler

determinar onde está a maior dificuldade do paciente durante o teste, ou seja, em qual região está localizado o principal problema de mobilidade do mesmo. Assim, é possível mostrar ao paciente seus resultados e indicar o tratamento mais eficaz para a melhora mais rápida do mesmo.

Outro fator destaque é em relação ao controle de altura da cadeira de acordo com a estatura e comprimento das pernas do paciente, com a cadeira na altura correta os movimentos tornam-se mais fáceis de serem realizados, existe um esforço menor sobre as articulações, tornando-se mais confortável ao paciente a realização dos testes. A maior segurança transmitida para realizar o teste, permite ao paciente dar o seu melhor para ter um melhor resultado.

A utilização de tecnologias como sensores são muito atrativas aos profissionais da saúde pelo fato do armazenamento de dados. Com dados armazenados é possível realizar mais comparações de resultados e, assim, observar melhor a evolução individual de cada paciente. Essa comparação de dados também auxilia na determinação de qual o melhor tratamento para a situação de mobilidade de cada um.

Essa pesquisa mostrou-se de grande valia para comprovar o que era esperado nas melhorias além de receber mais informações tanto a respeito dos testes como de melhor aproveitamento da cadeira instrumentada.

CAPÍTULO 9

9. Conclusões e Propostas para Trabalhos Futuros

9.1 Conclusões

Uma quantidade considerável de publicações em periódicos possibilita o acesso online e até mesmo o seu *download*, os mesmos relatam o modo de condução dos testes em estudo. Outros relatam melhorias e vantagens que se obtém com a utilização de sensores e outros equipamentos que automatizam o sistema, permitindo uma maior capacidade de obtenção de dados. Grande parte das publicações tem qualidade metodológica o que permite a fácil definição do modo de como os testes foram realizados. Algumas das cadeiras instrumentadas semelhantes à que é foco deste trabalho também foram analisadas, porém, referiram-se apenas à análise postural ou mesmo à detecção de força de membros inferiores, que fogem do centro de discussão.

Este estudo cumpriu com o objetivo de levantar e analisar pesquisas existentes sobre os testes que a cadeira em estudo realiza, além de propor melhorias na mesma e com base em pesquisa de opinião e análise SWOT definir a possibilidade de a mesma tornar-se produto de consumo. Para realizar essa pesquisa, realizou-se uma revisão sistemática da literatura abordando os principais termos associados ao estudo.

Considerando a revisão sistemática, conclui-se que, no campo da biomecânica, a fisioterapia é muito proeminente e pode estar relacionada a essa área, ou seja, a combinação de profissionais de ambas as áreas trouxe melhorias significativas aos produtos já existentes ou mesmo o desenvolvimento de novos meios de assistência no tratamento de saúde de pacientes. A fisioterapia utiliza dos testes de mobilidade, resistência e força para diversos públicos-alvo, além de muitos instrumentos para atingir uma parcela maior da população mostrando os resultados de forma mais rápida. Esse destaque da fisioterapia leva o profissional a diagnosticar, ao analisar os resultados, qual o tratamento mais adequado para cada indivíduo em particular.

O estado da arte desse trabalho mostrou que pequenos detalhes podem trazer melhorias significativas nos resultados dos testes realizados, principalmente naqueles com sistemas automatizados semelhantes à cadeira instrumentada em estudo. Entre esses pode-se citar a altura da cadeira estando de acordo com a estatura do indivíduo em teste, adaptar a cadeira de acor-

Francieli Fidler

do com o comprimento da perna do indivíduo minimiza os erros de medição uma vez que o indivíduo está em posição mais confortável e realiza menos esforços ao realizar os movimentos. Existem também diferenças na aplicação dos testes em paciente que possuem alguma enfermidade, ou seja, pacientes com problemas de mobilidade ou de tempo de resposta à comandos causados por algum tipo de doença, por exemplo Parkinson ou Alzheimer, tem maiores atenção e cuidados com o tempo de realização dos testes.

De acordo com o estudo realizado, observa-se que há uma tendência em aumentar o uso de tecnologias, como sensores de movimento, força e distância, a serem incluídas em sistemas que realizam testes de mobilidade ou similares. A utilização de sensores aumenta a credibilidade do resultado quando comparado com aqueles que utilizam os métodos mais tradicionais de medição como cronômetros e dinamômetros. Bem como a possibilidade de armazenamento de dados que é essencial para um melhor acompanhamento da evolução do estado de saúde do paciente.

A análise SWOT mostrou que existe tendência de melhoramento de protótipos similares ao que é foco desse trabalho, com acréscimo de outras tecnologias além de melhorias físicas. São bem vistos os destaques positivos da cadeira instrumentada, porém existem muitos fatores no mercado que levam a concluir que esse tipo de protótipo não é atrativo para tornar-se produto de consumo. Isto é, o protótipo é promissor, mas não o suficiente para entrar no mercado de vendas.

A pesquisa realizada através do questionário mostrou que as melhorias propostas no protótipo, tanto por parte mecânica e ergonômica como visual são boas apostas, alguns voluntários ainda citaram outras mudanças, como a utilização dos sensores para além de suas funções também medirem altura, peso, índice glicêmico, entre outros, que também seriam aproveitadas para uma análise mais completa da situação de saúde do paciente. O levantamento de custo final do protótipo é de valores atraentes mantendo a mesma com o objetivo e foco principal de construção, uma cadeira de baixo custo, que permite repetibilidade e, seja de peso leve para melhor transporte de um lugar para outro, mas como confirmado através do estudo não é passível de se tornar produto.

O presente trabalho buscou através de todas as pesquisas e análises avaliar a viabilidade do protótipo em estudo tornar-se produto de consumo de clínicas e hospitais. O objetivo foi concluído visto que muitas melhorias foram propostas e consideradas muito boas e proveito-

sas quando mostradas e requeridas as opiniões de profissionais da saúde que tem contato direto com esses testes, além de aceitação das sugestões do que deve ser o foco de mudança de acordo com as opiniões expressas de quem tem conhecimento prático das necessidades e limites dos pacientes. É um protótipo que com as alterações propostas continua mantendo sua característica principal de ser de baixo custo para abrir a possibilidade de atender mais pessoas permitindo a repetibilidade dos testes, porém, quando analisado sua utilização comercial é observado como não sendo vantajoso. Para confeccionar esse protótipo o tipo da produção é customizada o que acarreta em pouco interesse de empresas para produzir esse tipo de produto, mas isso não impede que seja produzido, se de interesse, para hospitais e clínicas. São poucas as organizações que despertam o interesse em realizar esse tipo de investimento visto o método de produção ser de maior custo e os clientes finais terem diferentes necessidades para a utilização final do produto.

9.2 Propostas para Trabalhos Futuros

Para trabalhos futuros propõe-se o encorajamento do desenvolvimento de novas soluções para melhorar a automação de cadeiras instrumentadas, ou outros sistemas que realizam testes de mobilidade, força e resistência.

Realizar outras alterações no protótipo que visam torná-lo produto de consumo, ou seja, realizar alterações estruturais que sejam de acordo e estejam mais próximas da necessidade de adequação para comercialização e disponibilidade dos componentes, para que o mesmo se torne atrativo para investimento de empresas, seja para produção em massa ou customizada de acordo com os clientes finais.

Um detalhe interessante de ser trabalhado é o software utilizado, realizar alterações nele para que o compartilhamento de dados seja em tempo real com qualquer dispositivo eletrônico que o paciente possui, proporcionando um acompanhamento da sua evolução e medidas em tempo real.

Ainda é possível realizar alterações no sistema de medição do *hand force* de maneira que se torne de mais fácil realização. Ajustar a um mecanismo mais leve do que as atuais células de carga utilizadas.

Referências Bibliográficas

- [1] S., MATHIAS; S., NAYAK U.; B., ISAACS. Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. **Physical Medicine And Rehabilitation**, p.387-389, jul. 1986.
- [2] PODSIADLO, Diane; RICHARDSON, Sandra. The Timed "Up & Go": A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. **Journal Of The American Geriatrics Society**, v. 39, n. 2, p.142-148, fev. 1991. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x>.
- [3] FREITAS, M. S.; PEREIRA, A. A.; DA SILVA, F. V. R. Proposta de um sistema para avaliação da postura sentada. In: X CEEL. 2012, Uberlândia - Minas Gerais - Brasil. p. 1 - 4.
- [4] ZEMP, Roland et al. Application of Machine Learning Approaches for Classifying Sitting Posture Based on Force and Acceleration Sensors. **Biomed Research International**, v. 2016, p.1-9, 2016. Hindawi Limited. <http://dx.doi.org/10.1155/2016/5978489>.
- [5] GONÇALVES, José Batista; COSTA, Paulo. Fully-Automated Strength, Agility and Endurance Tests Assessment: An Integrated Low Cost Approach Based on an Instrumented Chair. **Emerging Technology And Factory Automation**, p.1-6, maio 2014.
- [6] LU, Ming-lun et al. An investigation of hand forces and postures for using selected mechanical pipettes. **International Journal Of Industrial Ergonomics**, v. 38, n. 1, p.18-29, jan. 2008. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ergon.2007.08.006>.
- [7] YOKOYAMA, Masayuki; KOYAMA, Ryohei; YANAGISAWA, Masao. An Evaluation of Hand-Force Prediction Using Artificial Neural-Network Regression Models of Surface EMG Signals for Handwear Devices. **Journal Of Sensors**, v. 2017, p.1-12, 2017. Hindawi Limited. <http://dx.doi.org/10.1155/2017/3980906>.
- [8] MOBASSER, Farid; HASHTRUDI-ZAAD, Keyvan. A Comparative Approach to Hand Force Estimation using Artificial Neural Networks. **Biomedical Engineering And Computational Biology**, v. 4, p.1-15, jan. 2012. SAGE Publications. <http://dx.doi.org/10.4137/beeb.s9335>.
- [9] JUNG, Kihyo; YOU, Heecheon; KWON, Ocha. Evaluation of the Force Sensitive Application hand force measurement system. **Human Factors And Ergonomics In Manufactur-**

ing & Service Industries, v. 20, n. 3, p.226-232, 2 mar. 2010. Wiley.
<http://dx.doi.org/10.1002/hfm.20177>.

[10] BENNELL, Kim; DOBSON, Fiona; HINMAN, Rana. Measures of physical performance assessments: Self-Paced Walk Test (SPWT), Stair Climb Test (SCT), Six-Minute Walk Test (6MWT), Chair Stand Test (CST), Timed Up & Go (TUG), Sock Test, Lift and Carry Test (LCT), and Car Task. **Arthritis Care & Research**, v. 63, n. 11, p.350-370, nov. 2011. Wiley.
<http://dx.doi.org/10.1002/acr.20538>.

[11] RIKLI R, JONES J. Development and validation of a functional fitness test for community-residing older adults. **JAPA**. 1999; 7:129-61.

[12] JOHANSEN, K. Lyders et al. The timed up and go test and 30 second Chair-Stand Test are reliable for hospitalized patients with stroke. **Physiotherapy**, v. 101, p.918-918, maio 2015. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.physio.2015.03.1760>.

[13] BLOCH, Mette L.; JØNSSON, Line R.; KRISTENSEN, M. T. Introducing a Third Timed Up & Go Test Trial Improves Performances of Hospitalized and Community-Dwelling Older Individuals. **Journal Of Geriatric Physical Therapy**, v. 40, n. 3, p.121-126, 2017. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health).
<http://dx.doi.org/10.1519/jpt.0000000000000080>.

[14] APPLEBAUM, Eva V. et al. Modified 30-second Sit to Stand test predicts falls in a cohort of institutionalized older veterans. **Plos One**, v. 12, n. 5, p.1-13, 2 maio 2017. Public Library of Science (PLoS). <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0176946>.

[15] WEISS, A. et al. An instrumented timed up and go: the added value of an accelerometer for identifying fall risk in idiopathic fallers. **Physiological Measurement**, v. 32, n. 12, p.2003-2018, 17 nov. 2011. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/32/12/009>.

[16] THRANE, Gyrð; JOAKIMSEN, Ragnar M; THORNQUIST, Eline. The association between timed up and go test and history of falls: The Tromsø study. **Bmc Geriatrics**, Norway, v. 7, n. 1, p.1-7, 12 jan. 2007. Springer Nature. <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2318-7-1>.

[17] RIES, Julie D. et al. Test-Retest Reliability and Minimal Detectable Change Scores for the Timed “Up & Go” Test, the Six-Minute Walk Test, and Gait Speed in People With Alzheimer Disease. **Physical Therapy**, v. 89, n. 6, p.569-579, jun. 2009.

[18] THOMPSON, Mary; MEDLEY, Ann. Performance of Individuals with Parkinson's Disease on the Timed Up & Go. **Neurology Report**, v. 22, n. 1, p.16-21, jan. 1998.

[19] MORRIS, Susan; MORRIS, Meg e; IANSEK, Robert. Reliability of Measurements Obtained With the Timed "Up & Go" Test in People With Parkinson Disease. **Physical Therapy**, v. 81, n. 2, p.810-818, fev. 2001.

[20] BRAUER, S.; SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test. **Physical Therapy**, v. 9, n. 80, p.896-903, set. 2000.

[21] NORDIN, Ellinor et al. Prognostic validity of the Timed Up-and-Go test, a modified Get-Up-and-Go test, staff's global judgement and fall history in evaluating fall risk in residential care facilities. **Age And Ageing**, v. 37, n. 4, p.442-448, 30 maio 2008. Oxford University Press (OUP). <http://dx.doi.org/10.1093/ageing/afn101>.

[22] BOHANNON, Richard W. et al. Five-repetition sit-to-stand test performance by community-dwelling adults: A preliminary investigation of times, determinants, and relationship with self-reported physical performance. **Isokinetics And Exercise Science**, v. 15, n. 0, p.77-81, jul. 2007.

[23] EEKHOF, Just A. H. et al. Short report: Functional mobility assessment at home: Timed Up and Go test using three different chairs. **Canadian Family Physician**, v. 47, n. 0, p.1205-1207, jun. 2001.

[24] FRENKEN, Thomas et al. ATUG: Fully-automated Timed Up and Go Assessment Using Ambient Sensor Technologies. **Proceedings Of The 5th International Icst Conference On Pervasive Computing Technologies For Healthcare**, Oldenburg, Germany, p.55-62, 2011. IEEE. <http://dx.doi.org/10.4108/icst.pervasivehealth.2011.245985>.

[25] CARDON-VERBECQ, Charlotte et al. Predicting falls with the cognitive timed up-and-go dual task in frail older patients. **Annals Of Physical And Rehabilitation Medicine**, v. 60, n. 2, p.83-86, abr. 2017. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.rehab.2016.07.003>.

[26] VAN LUMMEL, Rob. Assessing Sit-to-Stand for Clinical Use. 2017. 194 f. Dissertação (Mestrado) - Vrije Universiteit Amsterdam, Amsterdam, 2017.

[27] MILLOR, N. et al. Automatic Evaluation of the 30-s Chair Stand Test Using Inertial/Magnetic-Based Technology in an Older Prefrail Population. **Ieee Journal Of Biomed-**

cal And Health Informatics, v. 17, n. 4, p.820-827, jul. 2013. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/jbhi.2013.2238243>.

[28] STAARTJES, Victor E. et al. The Five-repetition Sit-to-stand Test (5R-STTS): A Novel Tool for the Objective Assessment of Degenerative Spinal Disease. **Neurosurg Focus**, v. 44, n. 0, p.50-50, mar. 2018.

[29] BOHANNON, Richard W. Reference values for the five-repetition sit-to-stand test: a descriptive meta-analysis of data from elders. **Percept Mot Skills**. v. 1, n. 103, p.215-222, ago. 2006.

[30] VAIDYA, Trija; CHAMBELLAN, Arnaud; BISSCHOP, Claire de. Sit-to-stand tests for COPD: A literature review. **Respiratory Medicine**, v. 128, n. 0, p.70-77, jul. 2017. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.rmed.2017.05.003>.

[31] JANSEN, Caroline W. Stegink et al. Hand Force of Men and Women Over 65 Years of Age as Measured by Maximum Pinch and Grip Force. **Journal Of Aging And Physical Activity**, v. 16, p.24-41, 2008.

[32] PINHEIRO, Paloma Andrade et al. "Chair stand test" as simple tool for sarcopenia screening in elderly women. **The Journal Of Nutrition, Health & Aging**, v. 0, n. 0, p.1-4, 14 nov. 2015. Springer Nature. <http://dx.doi.org/10.1007/s12603-015-0621-x>.

[33] KUO, Yi-liang. The influence of chair seat height on the performance of community-dwelling older adults' 30-second chair stand test. **Aging Clinical And Experimental Research**, v. 25, n. 3, p.305-309, 14 maio 2013. Springer Nature. <http://dx.doi.org/10.1007/s40520-013-0041-x>.

[34] A. MCCORMICK, David; TUBERGEN, Renard G. System to monitor task chair seating. **Clinical Biomechanics**, v. 18, n. 10, p.981-984, dez. 2003. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0268-0033\(03\)00177-3](http://dx.doi.org/10.1016/s0268-0033(03)00177-3).

[35] EKLUND, J.m.; MOBASSER, F.; HASHTRUDI-ZAAD, K. Hand force estimation using fast orthogonal search. **The 26th Annual International Conference Of The Ieee Engineering In Medicine And Biology Society**, v. 0, n. 0, p.1-4, abr. 2014. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/iembs.2004.1403253>.

[36] SAKR, Maram; MENON, Carlo. Study on the force myography sensors placement for robust hand force estimation. **2017 Ieee International Conference On Systems, Man, And**

Francieli Fidler

Cybernetics (smc), v. 8, n. 5, p.1387-1392, out. 2017. IEEE.
<http://dx.doi.org/10.1109/smc.2017.8122807>.

[37] MSYS AG (Hergiswil). Bernhard Brinkhaus; Marco Scyuurmans Stekhoven. Apparatus and method for detecting the hand force of the hand pressure. CH n° US 8,939,921 B2, 27 jan. 2015, 24 jan. 2013. 2012.

[38] FABER, G.s. et al. Continuous ambulatory hand force monitoring during manual materials handling using instrumented force shoes and an inertial motion capture suit. **Journal Of Biomechanics**, v. 70, p.235-241, mar. 2018. Elsevier BV.
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.10.006>.

[39] MOLENAAR, H. M. et al. Growth Diagrams for Individual Finger Strength in Children Measured with the RIHM. **Clinical Orthopaedics And Related Research®**, The Netherlands, v. 469, n. 3, p.868-876, 21 out. 2010. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health).
<http://dx.doi.org/10.1007/s11999-010-1638-4>.

[40] MATHIOWETZ, Virgil et al. Grip and Pinch Strength: Normative Data for Adults. **Physical Medicine And Rehabilitation**, v. 0, n. 0, p.69-74, mar. 1985.

[41] LI, Kai Way; YU, Ruifeng. Assessment of grip force and subjective hand force exertion under handedness and postural conditions. **Applied Ergonomics**, v. 42, n. 6, p.929-933, nov. 2011. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apergo.2011.03.001>.

[42] MATA, Diego A. da et al. Avaliação Experimental de um Controlador H para Movimentar Membros Inferiores Via Estimulação Elétrica Funcional. In: SIMPÓSIO BRASILEIRO DE AUTOMAÇÃO INTELIGENTE, 13. 2017, Porto Alegre. **Anais**. Porto Alegre: Reserchegate, 2017. p. 2247 - 2252.

[43] TOMÁS, Maria Teresa; FERNANDES, Maria Beatriz. Força de preensão – Análise de concordância entre dois dinamômetros: JAMAR vs E-Link. **Saúde & Tecnologia**, v. 7, n. 0, p.39-43, maio 2012.

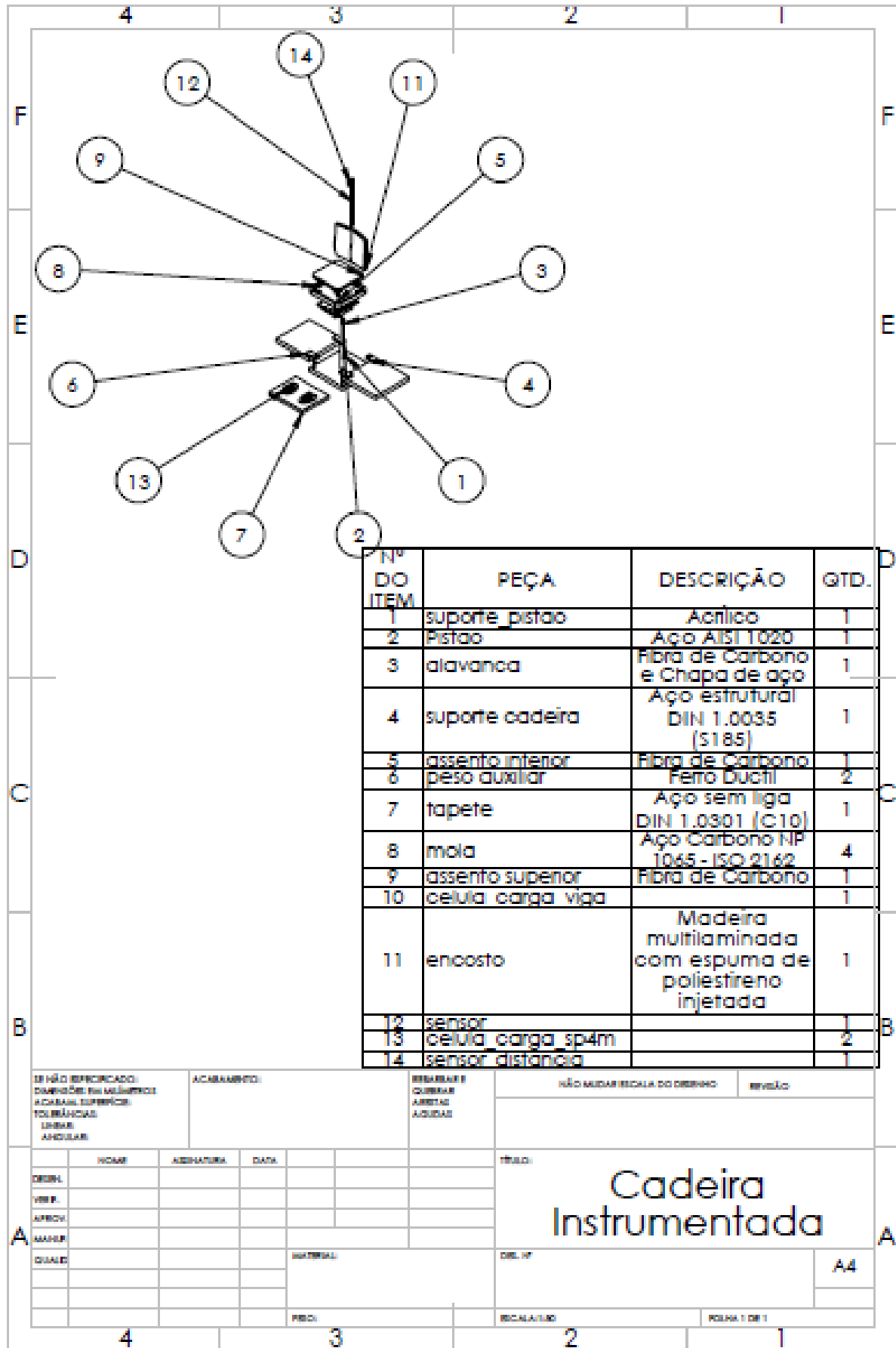
[44] GODINHO FILHO, Moacir; FERNANDES, Flavio César Faria. PARADIGMAS ESTRATÉGICOS DE GESTÃO DA MANUFATURA (PEGEMs): ELEMENTOS-CHAVE E MODELO CONCEITUAL. **Gestão & Produção**, v. 12, n. 3, p.333-345, set. 2005.

- [45] GUSMÃO, Sergio Luiz Lessa de. A INFLUÊNCIA DA CUSTOMIZAÇÃO SOBRE A CADEIA PRODUTIVA: UMA INTERPRETAÇÃO ANALÍTICA. In: ENEGEP, 0, 1997, [s.i]. **Anais**. Enegep, 1997. p. 1 - 8.
- [46] MARTINEZ, Bruno Prata et al. SEGURANÇA E REPRODUTIBILIDADE DO TESTE TIMED UP AND GO EM IDOSOS HOSPITALIZADOS. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 22, n. 5, p.408-411, out. 2016. FapUNIFESP (SciELO). <http://dx.doi.org/10.1590/1517-869220162205145497>.
- [47] CAMPOS, M.P.S., VIANNA, L.G. & CAMPOS, A.da R. (2013, dezembro). Os testes de Equilíbrio, Alcance Funcional e “Timed Up and Go” e o risco de queda em idosos. *Revista Kairós Gerontologia*,16(4), pp.125-138. Online ISSN 2176-901X. Print ISSN 1516-2567. São Paulo (SP), Brasil: FACHS/NEPE/PEPGG/PUC-SP.
- [48] PELICIONI, Paulo Henrique Silva et al. Análise cinética e cinemática do levantar e andar em jovens e idosos. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 37, n. 3, p.237-244, jul. 2015. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.rbce.2013.05.002>.
- [49] FERNANDES, Ângela et al. INFLUÊNCIA DA DUPLA-TAREFA NOS AJUSTES POSTURAIIS NO “SIT-TO- STAND-TO-SIT” EM INDIVÍDUOS COM DOENÇA DE PARKINSON. In: CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA, 6, 2015, Leiria. **Conference**. Leiria: Eds, 2015. p. 1 - 6.
- [50] AL-JAWAD, Ahmed et al. Using multi-dimensional dynamic time warping for TUG test instrumentation with inertial sensors. **2012 Ieee International Conference On Multisensor Fusion And Integration For Intelligent Systems (mfi)**, v. 0, n. 0, p.212-218, set. 2012. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/mfi.2012.6343011>.
- [51] NORTON, Robert L. Projeto de máquinas: uma abordagem integrada. 2. ed. Porto Alegre: Bookman, 2004. xiii, 931 p. + 1 CD-ROM. ISBN 8536302739.
- [52] JOSHI, Ankur et al. Likert Scale: Explored and Explained. *British Journal Of Applied Science & Technology*, v. 7, n. 4, p.396-403, 10 jan. 2015. Sciencedomain International. <http://dx.doi.org/10.9734/bjast/2015/14975>.
- [53] JUNIOR, Harry N. Boone; BOONE, Deborah A. Analyzing Likert Data. *Journal Of Extension*. Morgantown, West Virginia, p. 1-5. abr. 2012.

[54] BRASIL, Ministério do Trabalho e Emprego. Normas Regulamentadoras de Segurança e Medicina do Trabalho. NR 17 Ergonomia. Disponível em: <http://www.mte.gov.br>. Acesso em: 17 de fev de 2019.

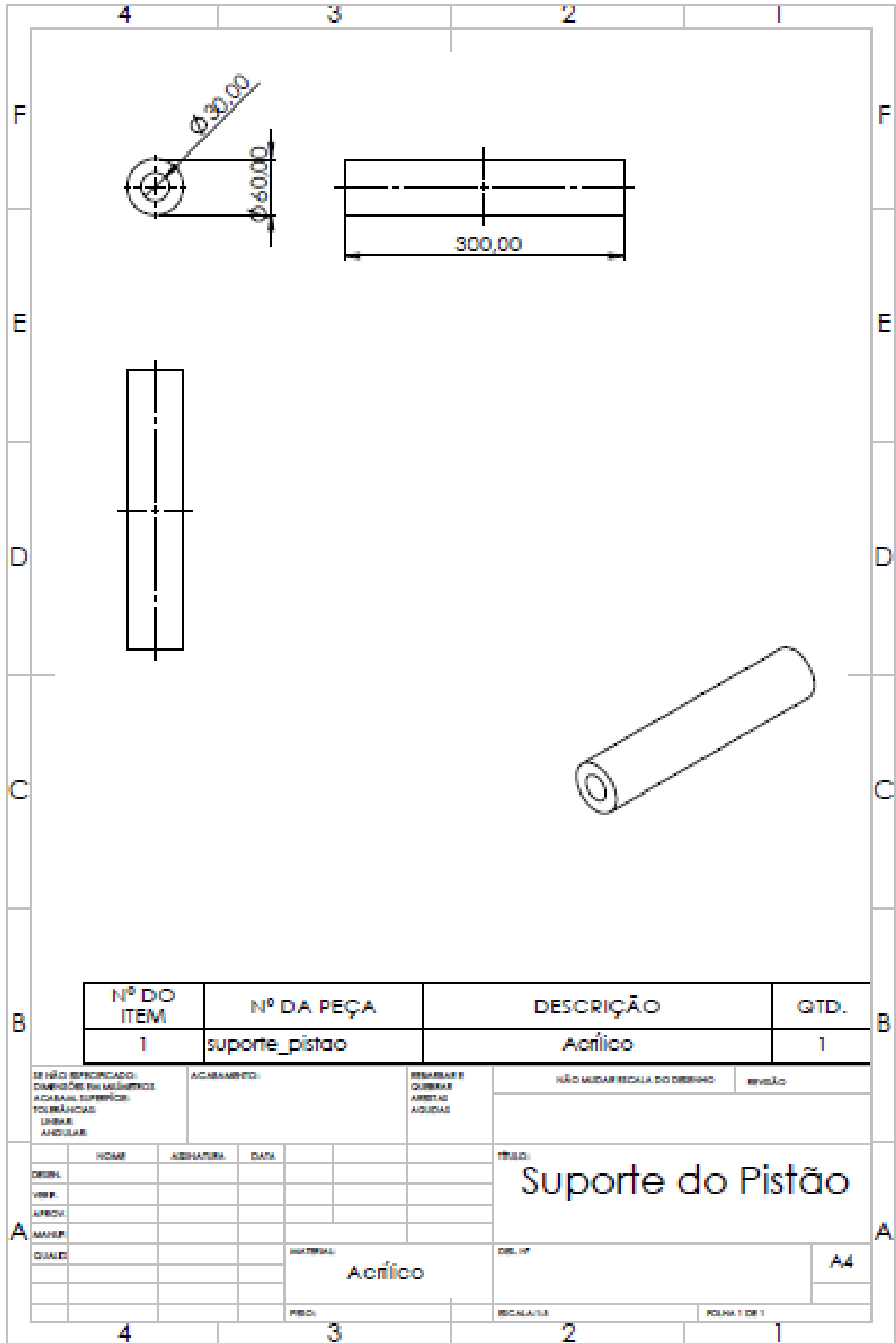
Anexos

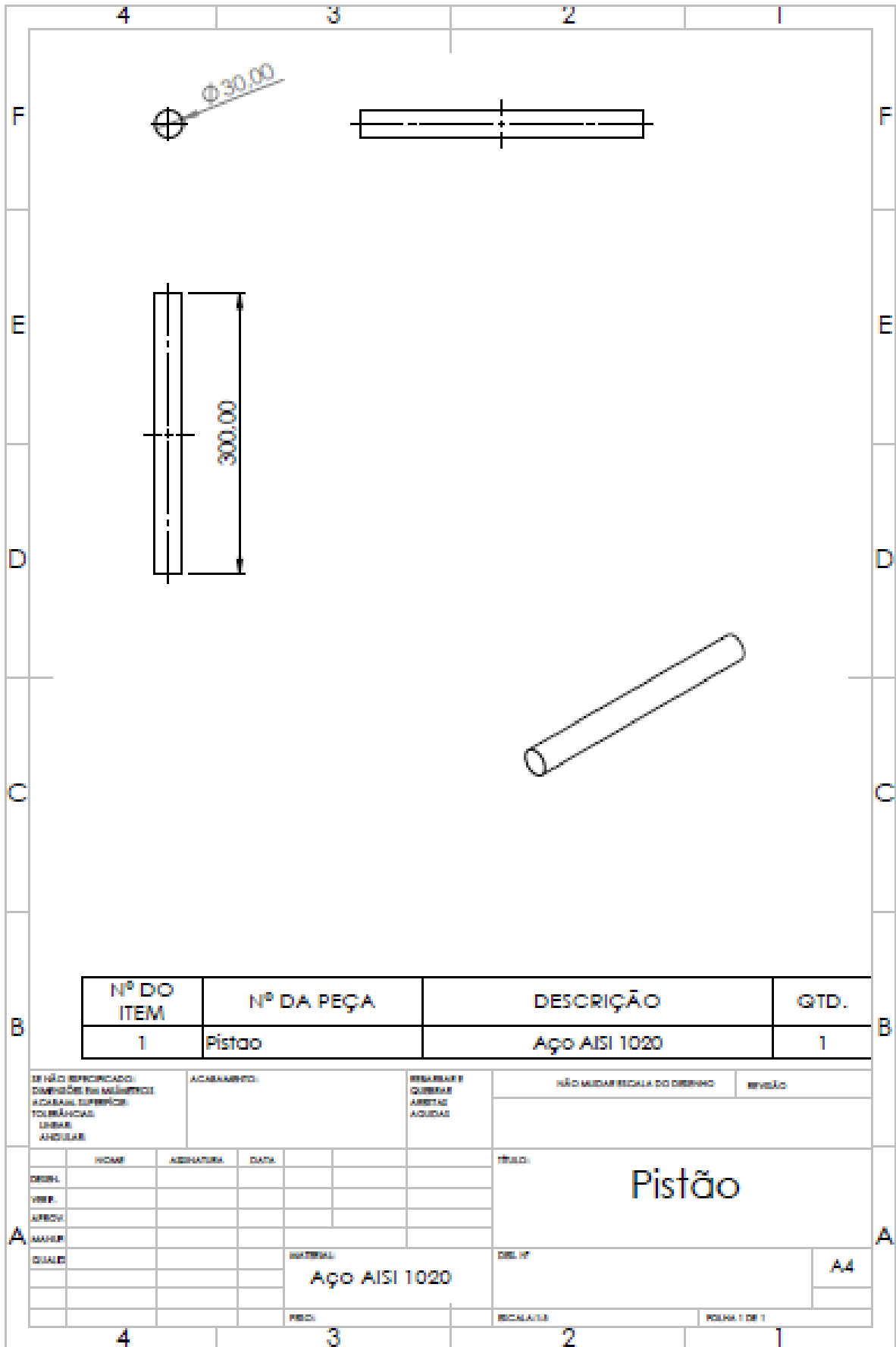
Anexo A – Desenhos Técnicos das mudanças mecânicas da cadeira instrumentada



Nº DO ITEM	PEÇA	DESCRIÇÃO	QTD.
1	suporte pistao	Acrílico	1
2	Pistao	Aço AISI 1020	1
3	alavanca	Fibra de Carbono e Chapa de aço	1
4	suporte cadeira	Aço estrutural DIN 1.0035 (S185)	1
5	assento inferior	Fibra de Carbono	1
6	peso auxiliar	Ferro Ductil	2
7	tapete	Aço sem liga DIN 1.0301 (C10)	1
8	mola	Aço Carbono NP 1065 - ISO 2162	4
9	assento superior	Fibra de Carbono	1
10	celula carga viga		1
11	encosto	Madeira multilaminada com espuma de poliestireno injetada	1
12	sensor		1
13	celula carga sp4m		2
14	sensor distancia		1

SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAMENTO: TOLERÂNCIAS LINHAS ANGULARES		ACABAMENTO:		RESERVAR E CORRETORES ARRETES AQUEDAS		NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO		REVISÃO																									
<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>NOME</th> <th>SIGNATURA</th> <th>DATA</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>DESEN.</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>VERIF.</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>APROV.</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>ELABOR.</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>QUALD.</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>					NOME	SIGNATURA	DATA	DESEN.				VERIF.				APROV.				ELABOR.				QUALD.				MATERIAL:		TÍTULO: <h2 style="text-align: center;">Cadeira Instrumentada</h2>			
	NOME	SIGNATURA	DATA																														
DESEN.																																	
VERIF.																																	
APROV.																																	
ELABOR.																																	
QUALD.																																	
FECH.		ESCALA:		DESL. Nº		A4																											
4		3		2		FOLHA 1 DE 1																											





Nº DO ITEM	Nº DA PEÇA	DESCRIÇÃO	QTD.
1	Pistão	Aço AISI 1020	1

SE NÃO ESPECIFICADO:
 DIMENSÕES EM MILÍMETROS
 ACABAMENTO SUPERIOR
 TOLERÂNCIAS:
 LINEAR
 ANGULAR

ACABAMENTO:

REGULARES E
 QUERESAS
 ABERTAS
 ACURDAS

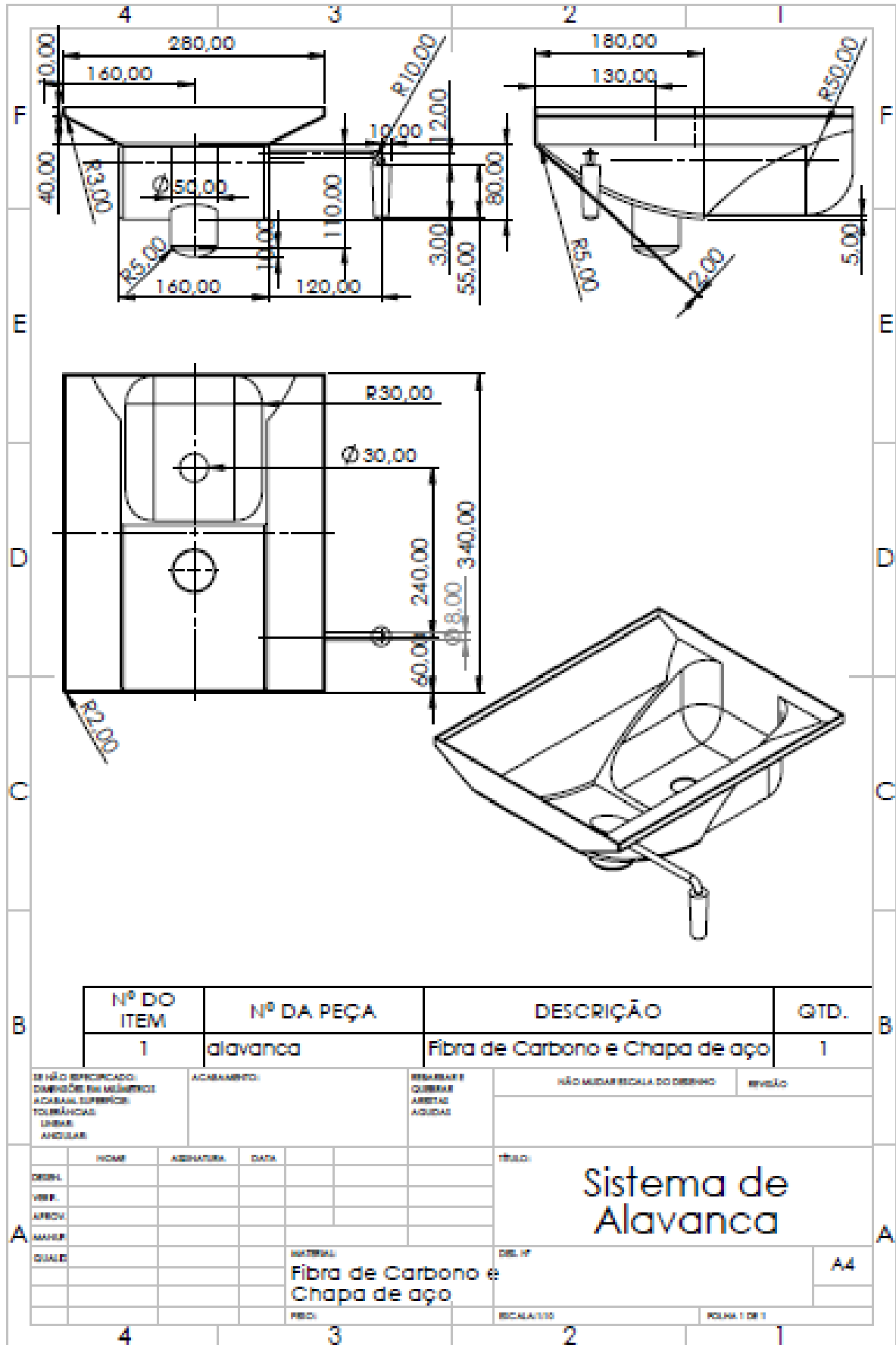
NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO

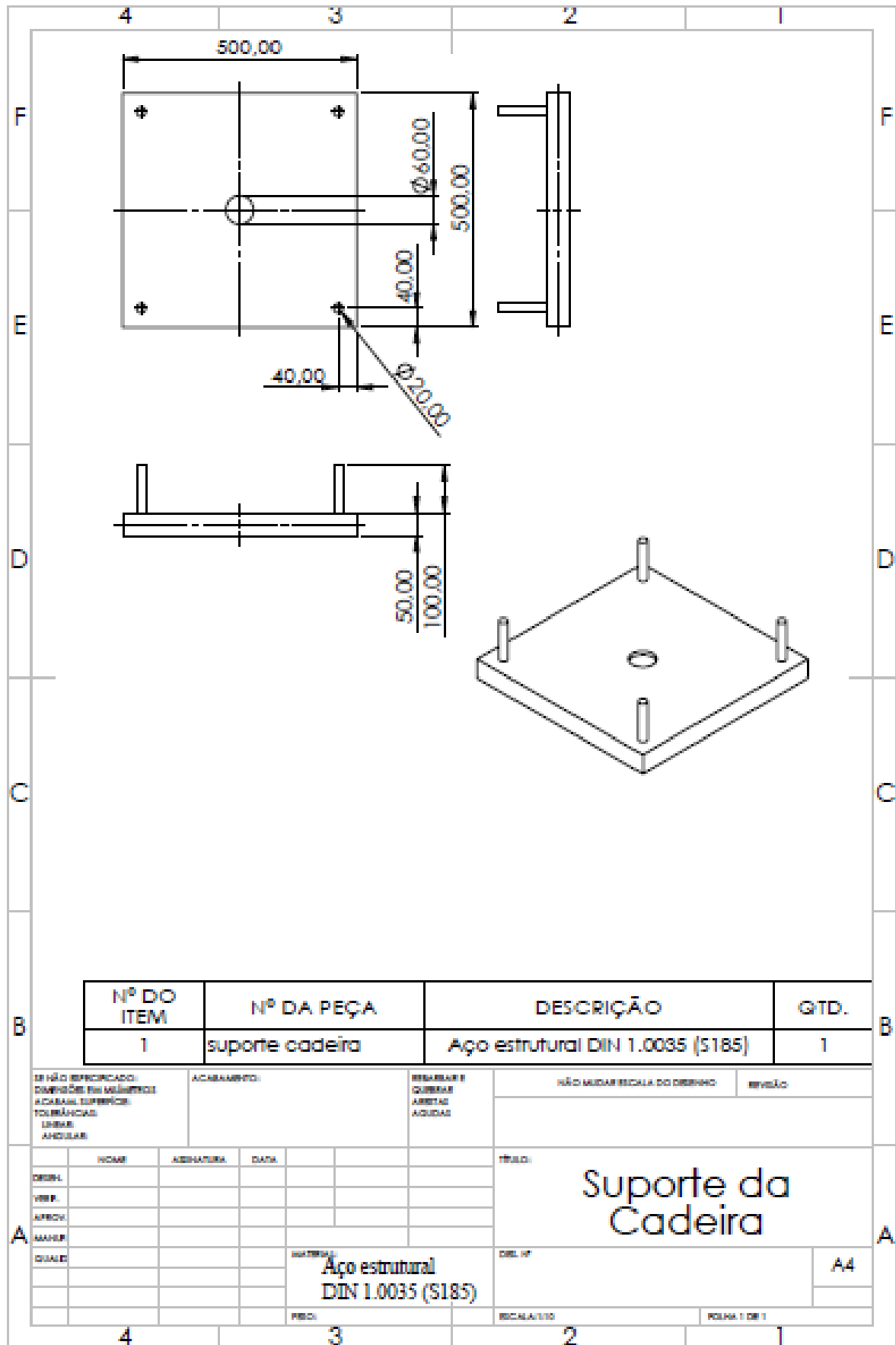
REVÊLO

	NOME	ASSINATURA	DATA
DESEN.			
VERIF.			
APROV.			
MANUF.			
QUALIF.			

TÍTULO: Pistão	
DEL. Nº	A4
ESCALA:	FOLHA 1 DE 1

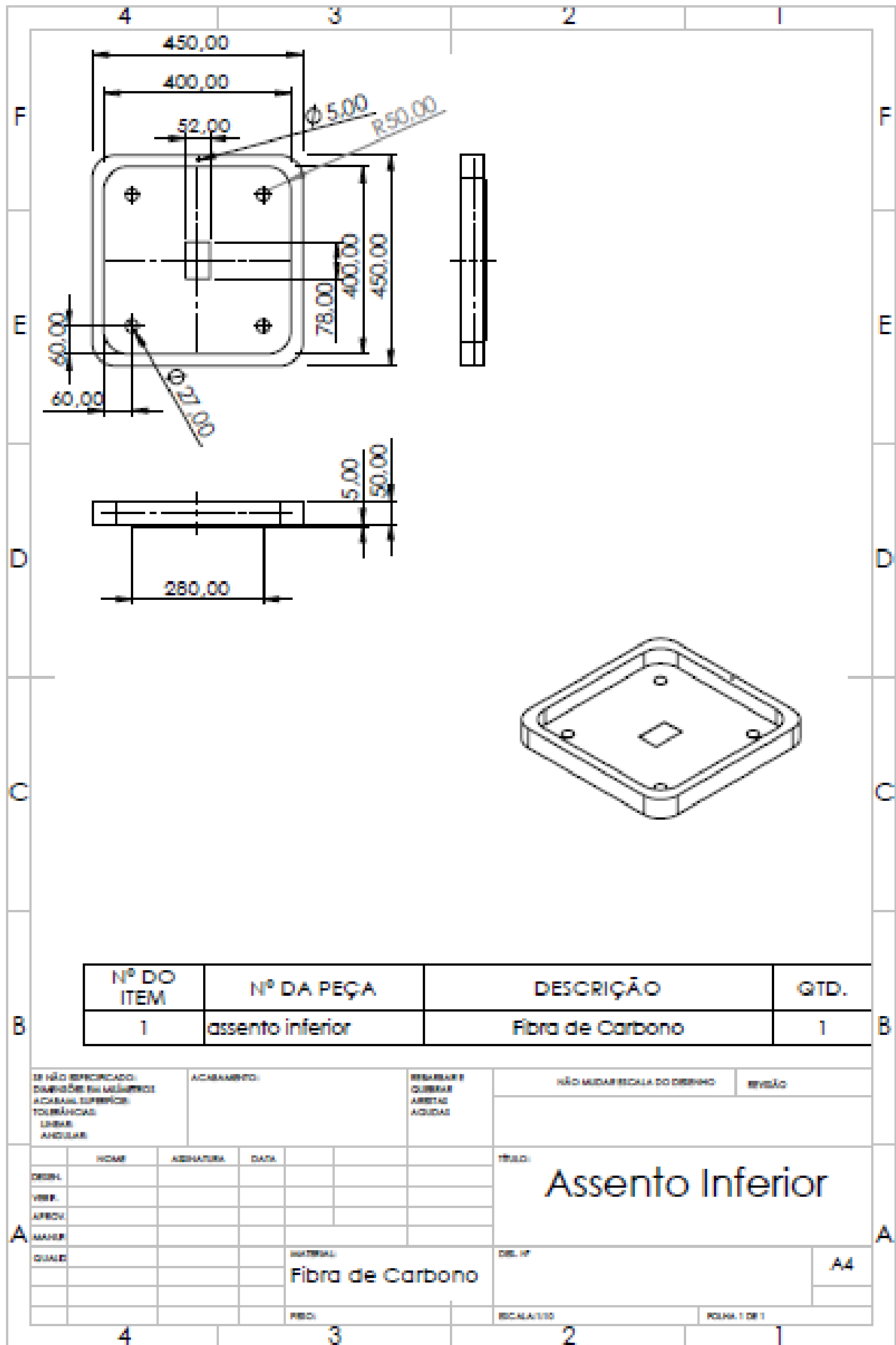
MATERIAL:
Aço AISI 1020





Nº DO ITEM	Nº DA PEÇA	DESCRIÇÃO	QTD.
1	suporte cadeira	Aço estrutural DIN 1.0035 (S185)	1

SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAMENTO SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS LINEAR ANGULAR		ACABAMENTO:	REGULAR E QUERER ARREDO ACURAR	NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO	REVISÃO
DESENH.	INCAR.	AUTENTICA	DATA	<p style="text-align: center; font-size: 2em;">Suporte da Cadeira</p>	
VERIF.					
APROV.					
MAIOR					
QUALIF.					
MATERIAL: Aço estrutural DIN 1.0035 (S185)			DESENH. Nº	A4	
PEÇA:			ESCALA: 1/10	FOLHA 1 DE 1	



Nº DO ITEM	Nº DA PEÇA	DESCRIÇÃO	QTD.
1	assento inferior	Fibra de Carbono	1

SE NÃO ESPECIFICADO:
 DIMENSÕES EM MILÍMETROS
 ACABAMENTO SUPERIOR
 TORÇÃO NAS
 LINHAS
 ANGULARES

ACABAMENTO:

REBARBAR E
 QUILIBRE
 ABERTAS
 ACIDAS

NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO

REVISÃO

NOBRE	ASSINATURA	DATA
DESENH.		
VERIF.		
APROV.		
MAPEL		
QUALIF.		
MATERIAL: Fibra de Carbono		
PEÇO:		

TÍTULO:

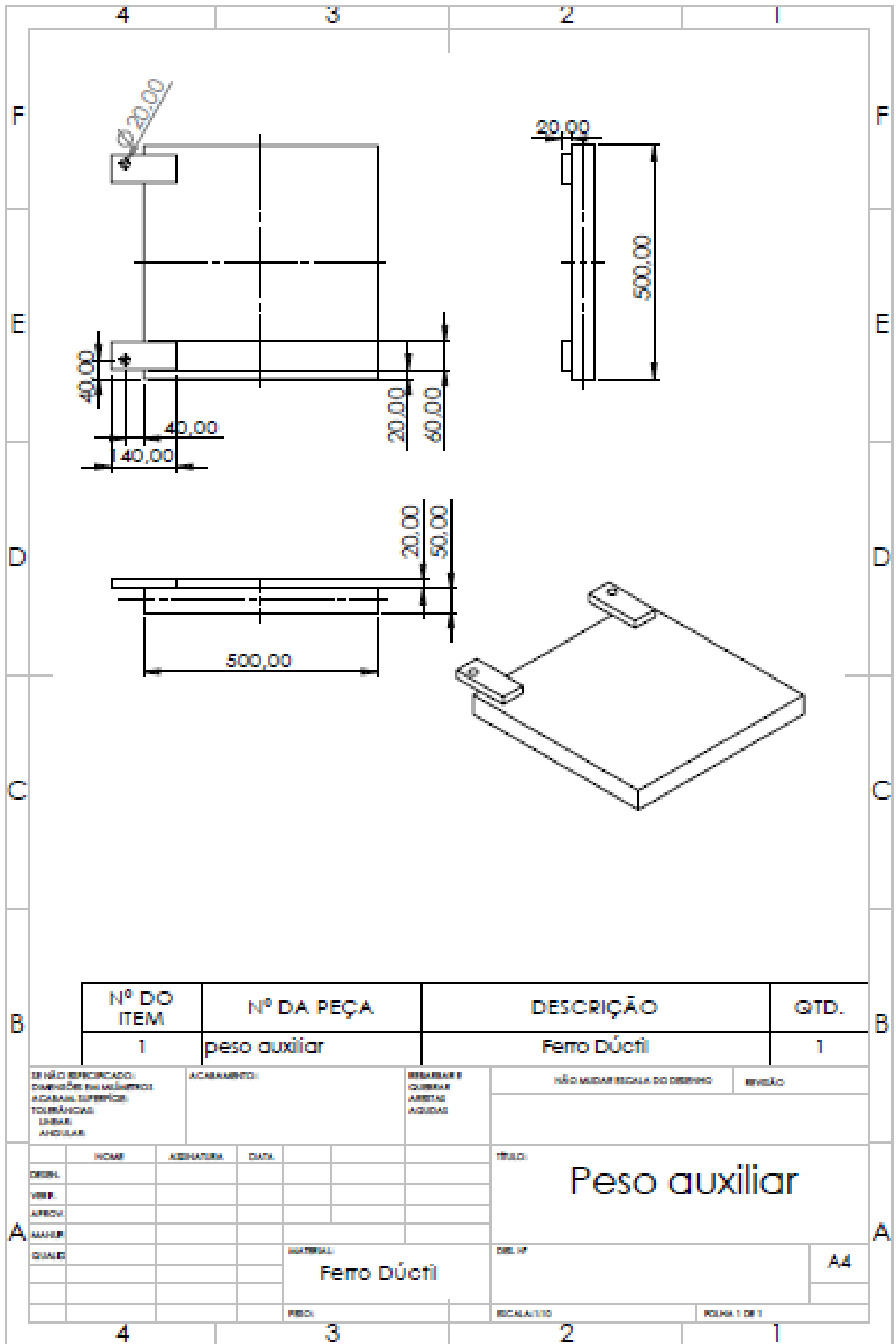
Assento Inferior

DEL. Nº

A4

ESCALA: 1/10

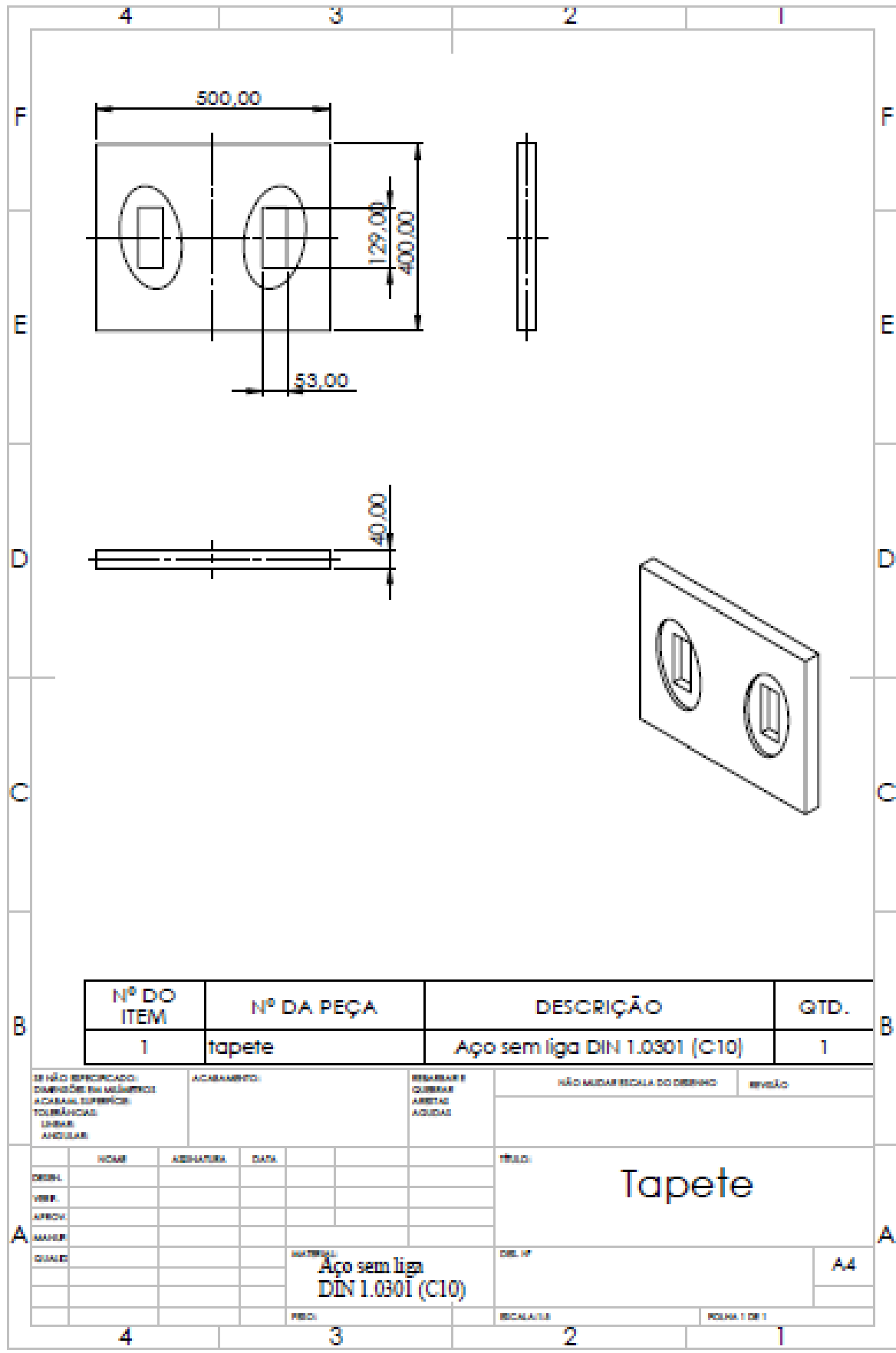
FOLHA 1 DE 1



Nº DO ITEM	Nº DA PEÇA	DESCRIÇÃO	QTD.
1	peso auxiliar	Ferro Dúctil	1

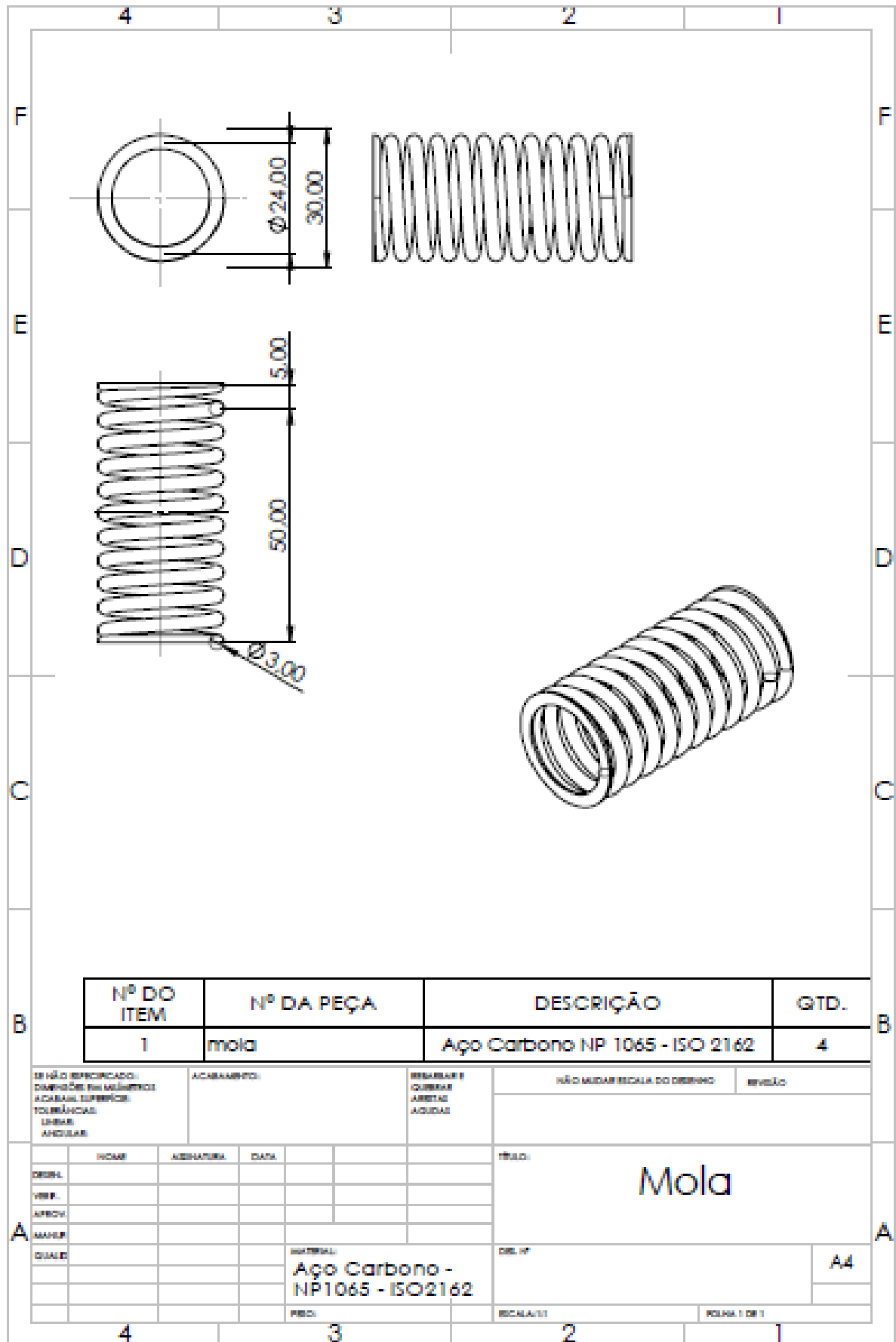
SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAMENTO: TOLERÂNCIAS: LINHAS: ANGULAR	ACABAMENTO:	REBARBAR E CORTEAR ARREDE ACURDAR	NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO	revelo
------------------------------------------------------------------------------------------------------	-------------	--------------------------------------------	-----------------------------	--------

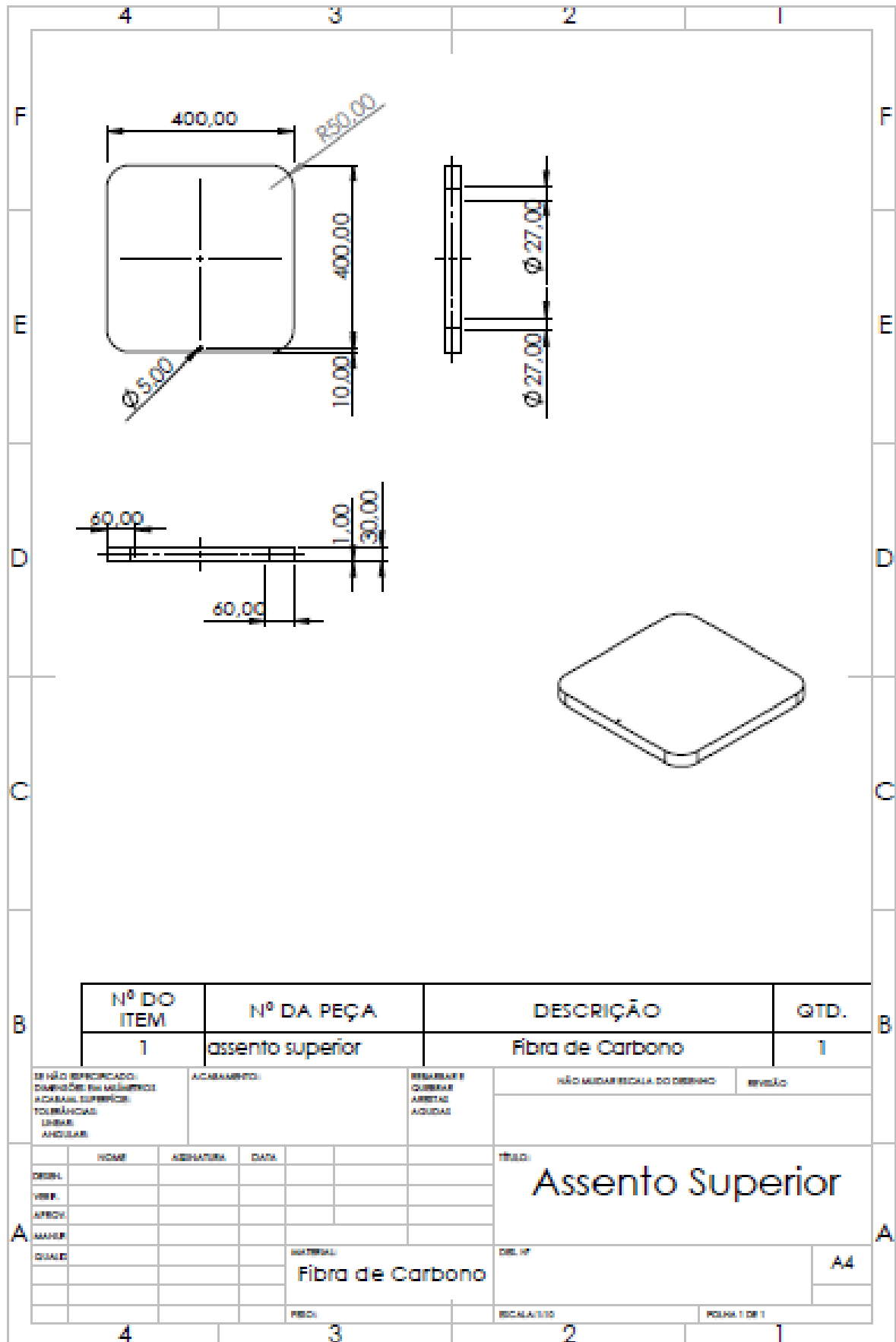
DESENHADO	PROJETA	APROVADO	DATA	TÍTULO	<h1>Peso auxiliar</h1>
VERIF.					
MADEIRA					
QUALIF.					
				MATERIAL:	
					Ferro Dúctil
				DEL. Nº	A4
				ESCALA: 1:1	FOLHA 1 DE 1



Nº DO ITEM	Nº DA PEÇA	DESCRIÇÃO	GTD.
1	tapete	Aço sem liga DIN 1.0301 (C10)	1

SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAMENTO SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINHAS: ANGULAR:		ACABAMENTO:	REBARBAR E CORTEAR ARREBITAR ACURDAR		NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO	revisão
DESEN.	NOME	ASSINATURA	DATA		TÍTULO: <h1>Tapete</h1>	
VERIF.						
APROV.						
MAQUIL.						
QUALIF.					MATERIAL: Aço sem liga DIN 1.0301 (C10)	DEL. Nº A4
				FECH.	ESCALA: 1:1	FOLHA 1 DE 1

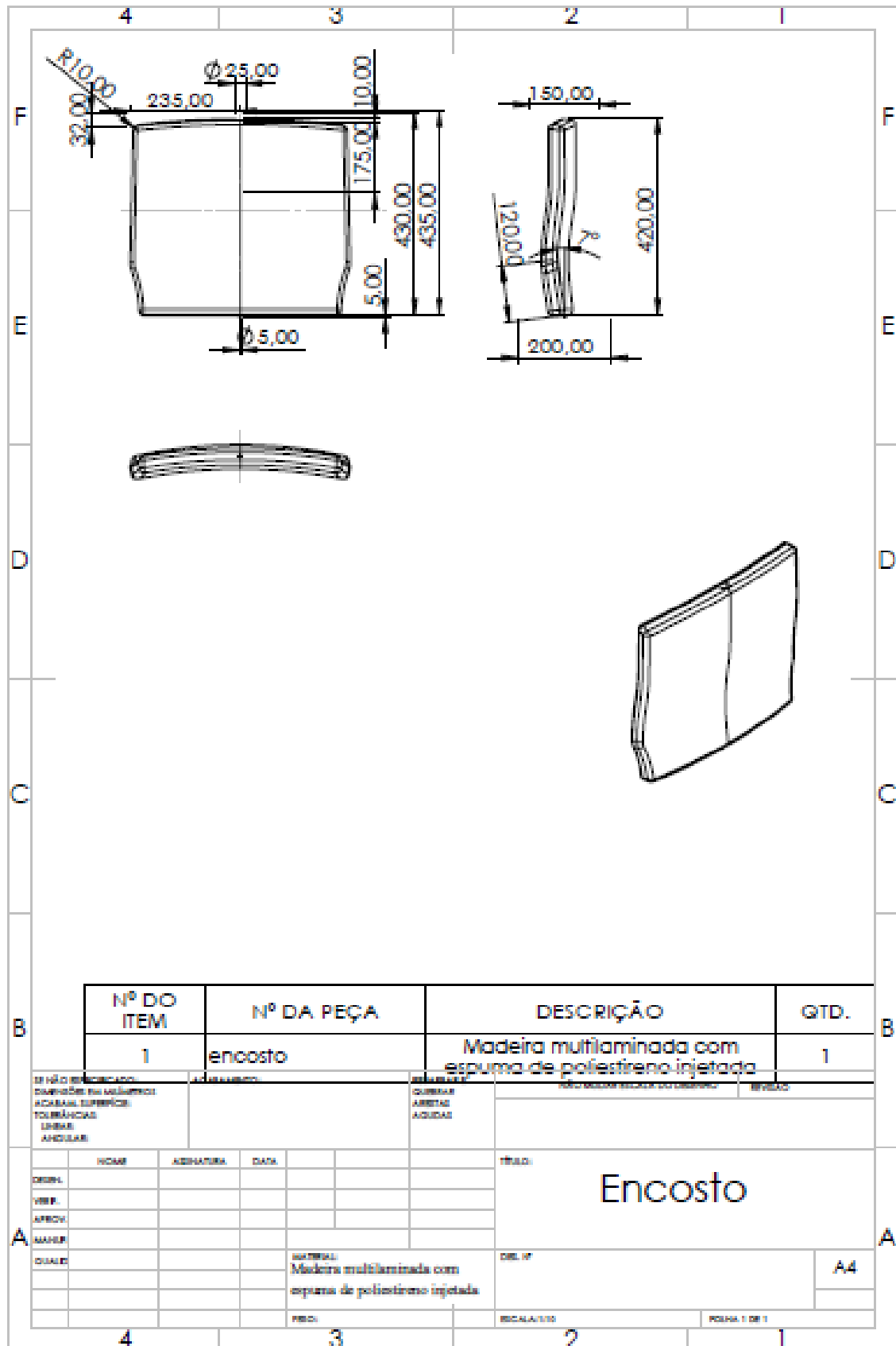


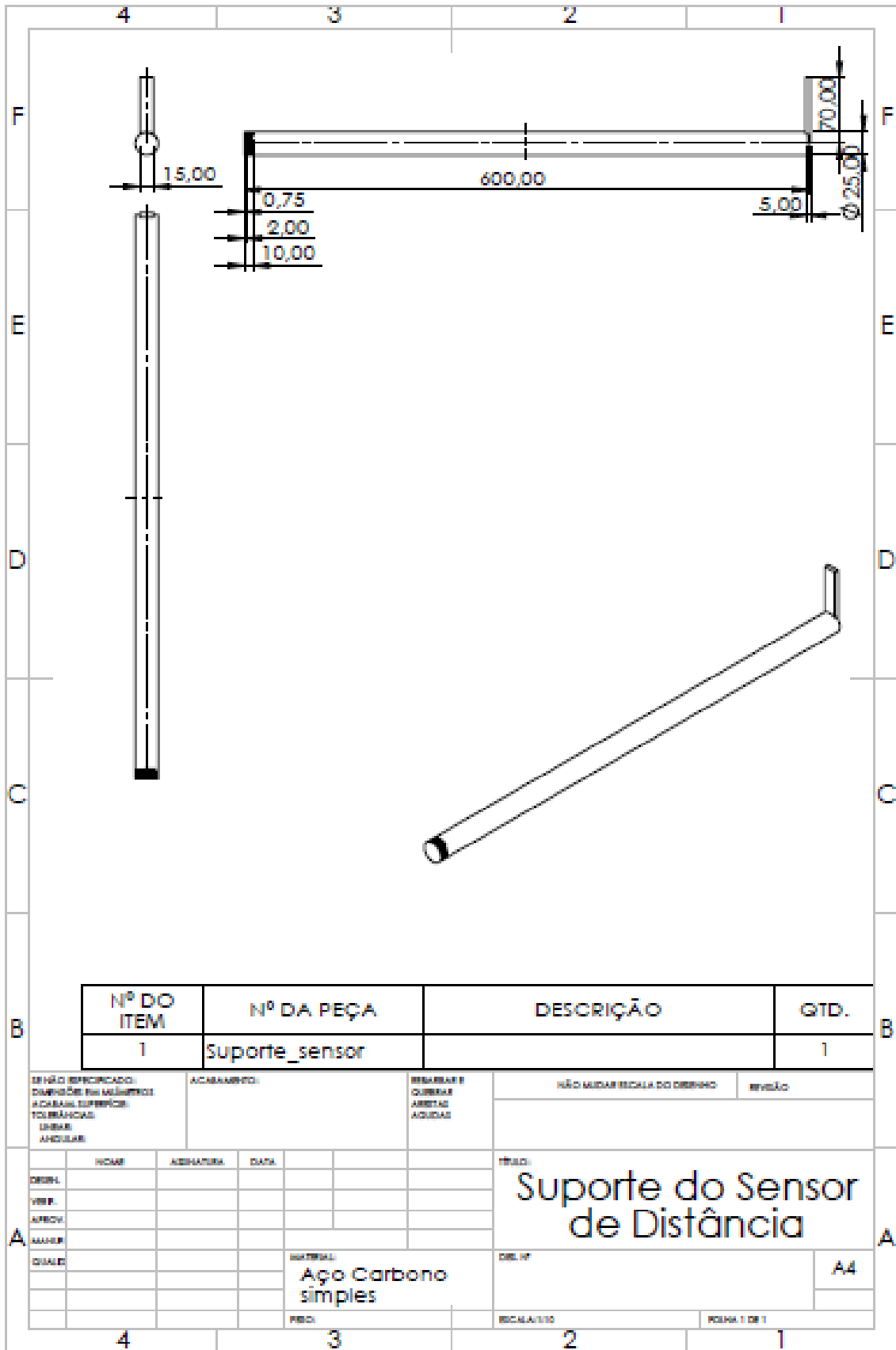


Nº DO ITEM	Nº DA PEÇA	DESCRIÇÃO	QTD.
1	assento superior	Fibra de Carbono	1

SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAMENTO SUPERIOR: TOLERÂNCIAS: LINEAR ANGULAR	ACABAMENTO:	RESALTAR E CORRECOR ARREDO ACURDAR	NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO	REVISÃO
--------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-------------	---------------------------------------------	-----------------------------	---------

DESENHADO	INSCRIÇÃO	ASSINATURA	DATA	TÍTULO: Assento Superior
VISTO				
APROVADO				
MATERIA				
QUALIDADE			MATERIAL: Fibra de Carbono	DEL. Nº A4
			PEÇA: 3	ESCALA: 1/10
				FOLHA 1 DE 1





Nº DO ITEM	Nº DA PEÇA	DESCRIÇÃO	GTD.
1	Suporte_sensor		1

SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÃO EM MILÍMETROS ACABAMENTO SUPERIOR: TOLERÂNCIAS: LINHAS: ANGULAR:	ACABAMENTO:	REBARFAR E CORRETA ARREDA ACUDAS	NÃO MUDAR ESCALA DO DESENHO	REVISÃO
---------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-------------	-------------------------------------------	-----------------------------	---------

DESENH.	NOVAR	ASSINATURA	DATA	TÍTULO
VERB.				Suporte do Sensor de Distância
APROV.				
MAIOR				
IGUAL				
MATERIAL: Aço Carbono simples			DEL. Nº	A4
PROJ.			ESCALA: 1/10	FOLHA 1 DE 1