



isec
Engenharia

MESTRADO EM ENGENHARIA MECÂNICA

DEFINITIVO

**Dispositivo Biomecânico para
Quantificação de Parâmetros
Associados ao Movimento “Sit-to-
Stand”**

Autor

Natacha Lopes de Oliveira

Orientador

Luis Manuel Ferreira Roseiro

INSTITUTO POLITÉCNICO
DE COIMBRA

INSTITUTO SUPERIOR
DE ENGENHARIA
DE COIMBRA

Coimbra, janeiro de 2022



isec

Engenharia

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Dispositivo Biomecânico para Quantificação de Parâmetros Associados ao Movimento “Sit-to-Stand”

Relatório de Trabalho de Projeto para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica

Especialização em Construção e Manutenção de Equipamentos Mecânicos

Autor

Natasha Lopes de Oliveira

Orientador

Luis Manuel Ferreira Roseiro

Dedico este trabalho à minha avó, aos meus tios e primos e ao meu pai

AGRADECIMENTOS

À minha família, por me terem sempre apoiado e motivado na minha vida académica e nunca me deixarem desistir quando por vezes não me sentia capaz.

Ao Senhor Professor Luis Manuel Ferreira Roseiro, pelo companheirismo, pelos conselhos e pela dedicação e disponibilização diária que tornou possível a realização desta tese. E agradeço eternamente por ter me apresentado à biomecânica, uma área no qual eu me identifico profundamente e me motiva a trabalhar diariamente.

Ao Nuno Cruz, colega e amigo, pela colaboração, ajuda, disponibilização e paciência. A sua presença diária tornou possível a elaboração deste projeto.

Aos meus colegas e amigos do Laboratório de Mecânica Aplicada, Inês Cruz, Alex Cosme e Patrick Marques, pelo apoio, ajuda, companheirismo e incentivo, que contribuíram imenso durante o desenvolvimento deste trabalho.

Ao Senhor Professor Vitor Maranhã, agradeço o apoio e ajuda dada na aprendizagem do programa *LabView*.

À Senhora Professora Deolinda Rasteiro, agradeço o apoio, o contributo e o seu conhecimento na área de métodos estatísticos dados a este projeto.

Ao Senhor Eng.º Paulo Amaro e Yves Fouda, que colaboraram na maquinação de alguns acessórios.

Aos alunos da comunidade académica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, por se terem disponibilizado a fazerem testes experimentais o que permitiu a validação do dispositivo desenvolvido.

Um especial agradecimento ao Hospital Rovisco Pais, pela sua disponibilização e apoio no desenvolvimento deste projeto.

Em particular, gostaria de agradecer ao Dr. Jorge Laíns e ao Dr. Filipe Carvalho, pela iniciativa deste projeto. Sem descartar a disponibilização, o apoio e contributo dados ao longo deste trabalho.

À Dra. Xénia Verraest, Dra. Inês Ferro e Dra. Sandra Oliveira, agradeço a ajuda e recetividade dada na realização dos testes experimentais.

Aos pacientes da unidade de cuidados continuados, por se terem disponibilizado a fazerem testes experimentais.

RESUMO

O movimento “*Sit-to-Stand*” é considerado determinante no contexto de diversas atividades do quotidiano. Todos os cidadãos implementam este movimento durante o seu dia-a-dia, contudo, em indivíduos com problemas motores, a sua execução e repetição permite aumentar os níveis de atividade, determinantes tanto para um bom processo de reabilitação como para o treino diário, como é o caso da população idosa. Identificam-se atualmente vários dispositivos para apoio no movimento “*Sit-to-Stand*”, tal como andarilhos e sistemas de apoio que ajudam o indivíduo a se levantar. No entanto, os desenvolvimentos têm sido direcionados para o apoio ativo, isto é, ajudar/levantar o indivíduo a partir da posição de sentado. Outros dispositivos, como é o caso do andarilho, servem de suporte ao movimento, sem, contudo, incluírem instrumentação que permita uma avaliação e quantificação dos parâmetros que lhe estão associados, como a força feita pelos membros superiores. Ora, a interpretação dos parâmetros associados a este movimento podem desempenhar um papel relevante, tanto no contexto do acompanhamento do processo de reabilitação motora e funcional como no incentivo à realização do movimento enquanto ferramenta de atividade física.

Este trabalho de projeto pretende ser uma contribuição no desenvolvimento de ferramentas que permitam a interpretação de parâmetros associados ao movimento “*Sit-to-Stand*”. Com este propósito, foi desenvolvido um dispositivo de apoio biomecânico que permite a quantificação das forças nos braços durante a realização do movimento “*Sit-to-Stand*” com suporte. O dispositivo, baseado em dois braços instrumentados, permite a visualização em tempo real da força exercida em ambos os braços, assim como o seu registo para pós processamento, onde se pode visualizar a curva associada à força durante movimento e o tempo necessário para o realizar.

O dispositivo foi testado num grupo de voluntários jovens saudáveis e num grupo de voluntários de uma unidade de cuidados continuados, com diversas patologias associadas. Os resultados demonstraram a eficácia do dispositivo, tendo em vista os objetivos associados ao seu desenvolvimento. O sistema pode ser usado na avaliação do movimento “*Sit-to-Stand*”, possibilitando o *follow up* da reabilitação dos pacientes. Uma *interface* gráfica com formato de jogo foi incrementada no sistema com o propósito de estimular e motivar a utilização do dispositivo como ferramenta de apoio na realização do movimento “*Sit-to-Stand*”.

Palavras-Chave: “*Sit-to-Stand*”; Biomecânica de reabilitação; Reabilitação motora e funcional.

ABSTRACT

The "Sit-to-Stand" movement is considered critical in the context of various daily activities. All citizens implement this movement during their activities of daily living (ADL). However, in individuals with physical-motor diseases, its execution and repetition allow increasing activity levels, crucial for both a good rehabilitation process and daily training, as is the case of the elderly population. Several devices are currently identified to support the "Sit-to-Stand" movement, such as walkers and support systems that help the individual to stand up. However, developments have been directed towards active support, helping/lifting the individual from a sitting position. Other devices, such as the walking frame, support movement without, however, including instrumentation that allows for an assessment and quantification of the parameters associated with it, such as the force applied by the upper limbs. However, the interpretation of the parameters associated with this movement can play a relevant role, both in monitoring the motor rehabilitation process and in stimulating the performance of movement as a physical activity tool.

This project intends to contribute to the development of tools that allow the interpretation of parameters associated with the "Sit-to-Stand" movement. For this purpose, a biomechanical support device was developed that quantifies the forces on the arms during the performance of the "Sit-to-Stand" movement with support. The device, based on two instrumented arms, allows real-time visualization of the force exerted on both arms and its recording for post-processing, where the curve associated with the force during movement can be visualized as well as the time required to perform it.

The device was tested on a group of healthy young volunteers and a group of volunteers from a continuing care unit with several associated pathologies. The results demonstrated the effectiveness of the device, considering the objectives associated with its development. The system can be used in the evaluation of the "Sit-to-Stand" movement, enabling the follow-up of patient's rehabilitation. A graphical interface presented as a game was added to the system to stimulate and motivate the use of the device as a support tool in the realization of the "Sit-to-Stand" movement.

Key words: "Sit-to-Stand"; Rehabilitation Biomechanics; motor rehabilitation.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS	i
RESUMO.....	iii
ABSTRACT	v
SIMBOLOGIA E ACRÓNIMOS/SIGLAS	xv
Simbologia	xv
Acrónimos e Siglas	xv
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Objetivos e metodologia.....	2
1.2. Estrutura do Relatório	3
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1. Estado da Arte	5
2.2. <i>Timed Up and Go</i> teste (TUG)	9
2.3. Anatomia e biomecânica do movimento “ <i>Sit-to-Stand</i> ”	11
2.3.1. Teste “ <i>Five-Times-Sit-to-Stand</i> ”.....	13
2.3.2. Teste “ <i>Sit-to-Stand</i> ”	14
2.4. Dispositivos Biomecânicos para Avaliação e Reabilitação.....	16
2.4.1. Dispositivos Passivos	16
2.4.2. Dispositivos Ativos/ Motorizados	18
2.4.3. Dispositivos Sensorizados.....	20
3. DISPOSITIVO DE APOIO AO MOVIMENTO SENTAR LEVANTAR (DAMOSELE).....	25
3.1. Sistema DAMOSELE	25
3.1.1. Sistema de Medição	26
3.1.2. Interface de Visualização e Registo de Dados	46
3.1.3. Sistema de Ancoragem	48
4. VALIDAÇÃO FUNCIONAL DO DISPOSITIVO	51
4.1. Protocolo com Jovens Saudáveis da Comunidade Académica do ISEC	51
4.2. Protocolo com Pacientes da Unidade de Cuidados Continuados do Hospital Rovisco Pais	55
4.3. Resultados	59
4.3.1. Membros da comunidade académica do ISEC.....	59
4.3.2. Pacientes da unidade de cuidados continuados do Hospital Rovisco Pais	65

4.3.3. Comparação entre os voluntários da comunidade académica do ISEC e os voluntários da unidade de cuidados continuados do Hospital Rovisco Pais ..	69
5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	75
6. DIVULGAÇÃO DO PROJETO	77
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	79
ANEXOS	83
Anexo A – Diagrama de Blocos do Programa de Aquisição	83
Anexo B - Diagrama de Blocos da Aplicação Jogo	84
Anexo C – Consentimento Livre Voluntários ISEC	85
Anexo D – Questionários Voluntários ISEC	87
Anexo E – Consentimento Livre Voluntários Rovisco Pais	91
Anexo F - Questionários Rovisco Pais	93

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 – Fluxograma.	2
Figura 2.1 - Resumo esquemático de um ciclo de marcha da perna direita, com a fase de apoio e a fase de balanço e indicação das subfases ao longo do ciclo (Completo & Fonseca, 2011).	6
Figura 2.2 - Representação esquemática das subfases do ciclo de marcha (Completo & Fonseca, 2011).	7
Figura 2.3 - Teste TUG (Nierat <i>et al.</i> , 2016).	10
Figura 2.4 - Fases do movimento "Sit-to-Stand" (adaptado de Hellmers <i>et al.</i> , 2019).	12
Figura 2.5 - Categorias associadas ao movimento STS (adaptado de Scarborough <i>et al.</i> , 2007).	13
Figura 2.6 - Base de suporte. a) Base de suporte do banco b) base de suporte dos pés (adaptado de Padilla, 2016).....	14
Figura 2.7 - Três posições de sentar (adaptado de Padilla, 2016).	15
Figura 2.8 - Andarilho (FABBRO, 1965), (https://www.iacess.pt/loja-ortopedica/mobilidade/andarilho/fixo-a1-a2-orthos-xxi/).....	17
Figura 2.9 - Invenção concebida por (Razon & Glen, 2012).....	18
Figura 2.10 - Dispositivo elaborado por (Eriksson <i>et al.</i> , 2019).	19
Figura 2.11 - Cadeira desenvolvida por (Lee <i>et al.</i> , 2021).....	20
Figura 2.12 - Experiência de (Jin & Chizeck, 1992).....	21
Figura 2.13 - Dispositivo desenvolvido por (Ferrante <i>et al.</i> , 2005).	22
Figura 2.14 - Dispositivo desenvolvido por (Taghvaei <i>et al.</i> , 2017).	23
Figura 2.15 - Dispositivo desenvolvido por (Chugo <i>et al.</i> , 2012).	23
Figura 3.1 - Sistema desenvolvido. A) Sistema de Medição; B) Interface de visualização e registo de dados; C) Sistema de ancoragem (C1 – Sistema de Ancoragem Tipo Fixo e C2 - Sistema de Ancoragem Tipo Móvel).....	26
Figura 3.2 - Esquema do indivíduo a fazer o movimento "Sit-to-Stand" apoiando-se nas 2 vigas: A) Posição de sentado; B) Posição de pé.	27
Figura 3.3 - Dados antropométricos da mão (Tilley & Henry Dreyfuss Associates, 1993).	29
Figura 3.4 - Modelo 3D da pega de interface com a mão do utilizador.	30
Figura 3.5 - Resultado final da pega já colocada no braço.....	30
Figura 3.6 - Componente de ancoragem no <i>software Solidworks</i> [®] , esquema do perfil tubular da viga e pormenor do componente de ancoragem.	31
Figura 3.7 - Esquema da viga do Dispositivo de Apoio.	32
Figura 3.8 - Esquema da Flecha Máxima.	33
Figura 3.9 - Detalhe do componente de ancoragem e as suas ligações.	34

Figura 3.10 - Marcação do componente, maquinação do componente no torno CNC e resultado final do componente de ligação.	37
Figura 3.11 - Furação entre o perfil tubular e o elemento de ligação.	38
Figura 3.12 - Viga antes da instrumentação.	38
Figura 3.13 - Vista em perfil da viga e esquema da colocação dos extensómetros.	39
Figura 3.14 - Esquema de posicionamento dos extensómetros e Força Resultante (Teorema de Pitágoras aplicado às normas das forças).	40
Figura 3.15 - Colagem e posicionamento dos extensómetros na viga.	40
Figura 3.16 - Chassis NI-cDAQ-9174 e Placa de aquisição de dados NI 9219.	41
Figura 3.17 - Esquema da interface com identificação do conjunto de posições discretas considerado.	41
Figura 3.18 - Interface desenvolvida para posicionamento da viga: a) Geometria 3D; b) Componente maquinado; c) Componente ancorado.	42
Figura 3.19 - Diagrama de blocos do programa de calibração.	42
Figura 3.20 - Painel frontal do programa de calibração.	43
Figura 3.21 - Ensaio de calibração.	43
Figura 3.22 - Modelo 3D das proteções dos extensómetros desenvolvidas em Solidworks®.	46
Figura 3.23 - Conjunto da proteção montada através de encaixe após fabrico (esquerda) e após implementação no dispositivo (direita).	46
Figura 3.24 - Painel frontal do programa de aquisição da força feita por cada braço.	47
Figura 3.25 - Painel Frontal da Aplicação Jogo.	48
Figura 3.26 - Sistema de ancoragem tipo fixo.	49
Figura 3.27 - Sistema de Ancoragem Transportável.	50
Figura 3.28 - <i>Setup</i> final da Ancoragem Transportável.	50
Figura 4.1 - Sequência do movimento STS realizado por um voluntário com a cadeira virada para frente. Exemplificação com uma cadeira sem ajuste.	53
Figura 4.2 - Sequência do movimento STS realizado por um voluntário com a cadeira virada para trás. Exemplificação com uma cadeira sem ajuste.	54
Figura 4.3 - Ferramenta de rastreio do risco de sarcopenia (Malmstrom & Morley, 2013).	56
Figura 4.4 - Sequência do movimento STS realizado por um voluntário.	58
Figura 4.5 - Exemplo de ensaio de um voluntário.	59

ÍNDICE DE QUADROS

Tabela 3.1 - Dados antropométricos para percentil 50 em termos de peso e altura, para diferentes idades (Completo & Fonseca, 2011).	28
Tabela 3.2 - Características Mecânicas e Geométricas do Perfil Tubular EN 1.4404 (http://www.metalcor.de/en/datenblatt/12/).....	29
Tabela 3.3 - Características Mecânicas e Geométricas do Componente de ancoragem (https://www.polylanema.pt/client/files/0000000001/aw7075-fichatecnica_1537.pdf).	34
Tabela 3.4 - Características Mecânicas e Geométricas da Cavilha de ligação, AISI 304 (https://www.thomasnet.com/articles/metals-metal-products/all-about-304-steel-properties-strength-and-uses/).	36
Tabela 4.1 - Amostra de Voluntários do ISEC (IMC - Índice de Massa Corporal; GC - Gordura Corporal; ME - Músculos Esqueléticos; NVG - Gordura Visceral; RM - Resting Metabolism.).....	52
Tabela 4.2 - Amostra de Voluntário do Hospital Rovisco Pais (IMC - Índice de Massa Corporal; SARC-F - Ferramenta de rastreio do risco de sarcopenia).....	57
Tabela 4.3 - Teste de Hipóteses para ambos os sexos.	61
Tabela 4.4 - Teste de Hipóteses para o sexo feminino.	61
Tabela 4.5 - Correlações obtidas entre as forças aplicadas e os parâmetros corporais.	64
Tabela 4.6 - Correlações obtidas mais pertinentes.....	68
Tabela 4.7 - Teste de Hipóteses entre os voluntários da comunidade académica do ISEC e os voluntários da unidade de cuidados continuados.....	72
Tabela 4.8 - Comparação de correlações.....	72

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 3.1 - Reta de Calibração Da Força Horizontal Braço Esquerdo.....	44
Gráfico 3.2 - Reta de Calibração Da Força Horizontal Braço Direito.....	44
Gráfico 3.3 - Reta de Calibração Da Força Vertical Braço Direito.....	45
Gráfico 3.4 - Reta de Calibração Da Força Vertical Braço Esquerdo.....	45
Gráfico 4.1 - Força média máxima obtida em ambos os sexos e em ambas as posições (FMAXBDFrente – Força Máxima do Braço Direito com a cadeira virada para frente; FMAXBEFrente – Força Máxima do Braço Esquerda com a cadeira virada para frente; FMAXBDTras – Força Máxima do Braço Direito com a cadeira virada para trás; FMAXBETras – Força Máxima do Braço Esquerdo com a cadeira virada para trás).	60
Gráfico 4.2 - Digramas de extremos e quartis das forças aplicadas em ambas posições e em ambos os sexos.	62
Gráfico 4.3 - Gráfico Força/Altura.....	63
Gráfico 4.4 - Gráfico Força/Peso.....	63
Gráfico 4.5 - Gráfico Força/Altura.....	65
Gráfico 4.6 - Gráfico Força/Peso.....	66
Gráfico 4.7 - Gráfico Força/IMC.	66
Gráfico 4.8 - Gráfico SARC-F/Tempo.....	67
Gráfico 4.9 - Distribuição das forças aplicadas pelos voluntários da unidade dos cuidados continuados do Hospital Rovisco Pais.	69
Gráfico 4.10 - Gráfico das forças médias obtidas entre os voluntários do Hospital Rovisco Pais e os voluntários da comunidade académica do ISEC.....	70
Gráfico 4.12 - Gráfico Força/Altura dos membros da unidade de cuidados continuados do Hospital Rovisco Pais.....	71
Gráfico 4.11 - Gráfico Força/Altura dos membros da comunidade académica do ISEC.	71
Gráfico 4.13 - Gráfico Força/IMC dos voluntários da unidade de cuidados continuados do Hospital Rovisco Pais.....	73
Gráfico 4.14 - Gráfico Força/IMC dos voluntários da comunidade académica do ISEC.	73

SIMBOLOGIA E ACRÓNIMOS/SIGLAS

Simbologia

- σ_c – Tensão de Cedência
- E – Módulo de Elasticidade
- $\sigma_{m\acute{a}x}$ – Tensão máxima
- σ_{adm} – Tensão admissível
- R – Raio
- D – Diâmetro
- D_E – Diâmetro Externo
- D_I – Diâmetro Interno
- τ_{adm} – Tensão admissível ao corte
- τ_c – Tensão de cedência ao corte
- θ – Teta
- n – Coeficiente de segurança

Acrónimos e Siglas

- 3D – 3 Dimensões
- AVC – Acidente Vascular Cerebral
- CAD – Computer Aided Design
- CNC – Computer Numeric Control
- DIN – Deutsches Institut für Normung
- DVR – Dominant Vertical Rise
- ETF – Exaggerated Trunk Flexion
- GC – Gordura Corporal
- ID – Identidade
- IMC – Índice de Massa Corporal
- ME - Músculos Esqueléticos
- MT – Momentum Transfer

NVG – Gordura Visceral

PLA – Políácido láctico

RM – Resting Metabolism

SARC-F – Ferramenta de rastreio do risco de sarcopenia

STS – Sit-to-Stand

TUG – Timed Up and Go

1. INTRODUÇÃO

A evolução da tecnologia associada à melhoria do nível de vida geral das populações tem contribuído para o aumento da esperança média de vida. Este aumento está associado à melhoria dos serviços médicos, em particular nos países mais desenvolvidos. A natural perda de força muscular e outras doenças associadas ao envelhecimento é atualmente preocupação dos profissionais de saúde que, na nossa sociedade procuram mecanismos que permitam um envelhecimento ativo e são para eles linhas de trabalho prioritárias (Organization, 2015). É um facto que a maioria da população idosa reclama do desconforto que sentem ao executar certos movimentos, em particular devido à perda de força muscular nos membros inferiores. Além da mobilidade associada à caminhada, o movimento de levantar e sentar, conhecido tecnicamente como “*Sit-to-Stand*” (STS), é fundamental para garantir a realização de diversas atividades do quotidiano. Este movimento requer coordenação, equilíbrio e força nos membros inferiores para o indivíduo o executar eficazmente e em segurança. O movimento STS pode ser bastante exigente para indivíduos que perderam massa muscular nos membros inferiores devido a acidentes, doenças ou idade avançada.

O mercado oferece diversos sistemas mecânicos que permitem compensar o movimento de sentar e levantar, como por exemplo andarilhos. Os sistemas de apoio direcionados para este tipo de movimento ou são do tipo ativo, em que o indivíduo não necessita de se esforçar para se levantar, pois, o sistema faz isso por si, ou do tipo passivo, em que o indivíduo recorre ao apoio dos membros superiores para apoio complementar. No entanto, não se identificam sistemas que, além do apoio ao movimento STS, permitam a quantificação de parâmetros que lhe estejam associados, tal como a força aplicada pelos membros superiores.

A quantificação de parâmetros associados ao movimento STS, e em particular os dados da força que é exercida pelos membros superiores, pode desempenhar um papel importante no contexto da monitorização do indivíduo enquanto paciente ou enquanto pessoa idosa, numa perspetiva de envelhecimento saudável e redução do risco de queda. Além disso, sabe-se que a execução deste tipo de movimento de modo controlado promove a saúde e bem-estar e pode facilitar a reabilitação físico e funcional. Assim, a disponibilização de sistemas biomecânicos que permitam a identificação e quantificação de parâmetros associados ao movimento STS assume um elevado interesse, podendo ainda funcionar como fator motivacional para os seus potenciais utilizadores.

Tendo como base a necessidade de desenvolvimento de sistemas biomecânicos para o apoio no movimento STS, este trabalho pretendeu ser uma contribuição neste domínio. Assim, partindo do princípio que um determinado indivíduo com limitações

motoras e funcionais necessita de um sistema de apoio para executar o movimento de levantar, foi desenvolvido um dispositivo que funciona como suporte a este movimento, permitindo a quantificação da força exercida pelos membros superiores. O sistema desenvolvido pretende ser um dispositivo de ajuda no processo de recuperação do indivíduo, tanto pela monitorização da força exercida, indicador relevante para a equipa médica que acompanhe o processo, como também pela possibilidade de ser usado como fator de motivação na jornada de reabilitação dos membros inferiores, recorrendo a estratégias de *biofeedback*. O fluxograma representado na figura 1.1 permite identificar a perspetiva exposta, e que foi seguida neste trabalho.

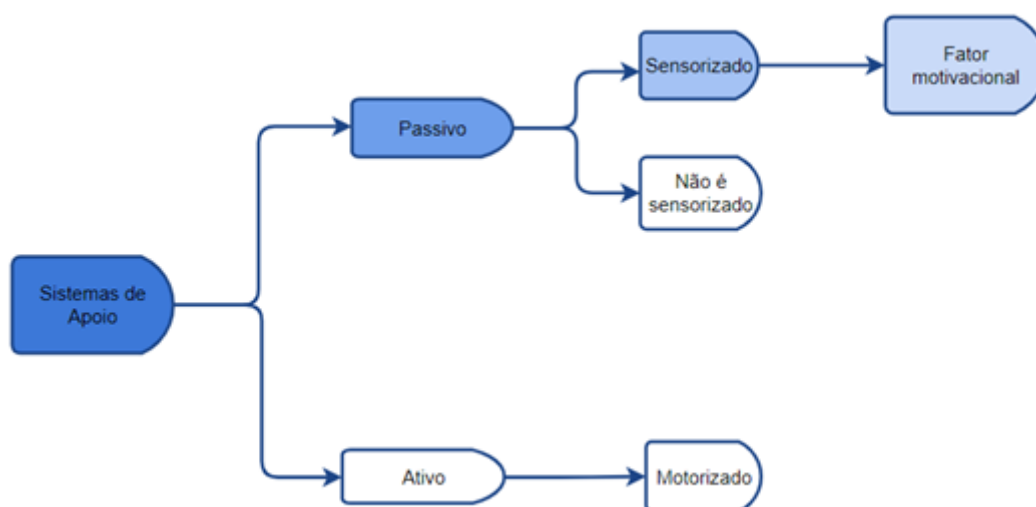


Figura 1.1 – Fluxograma.

1.1. Objetivos e metodologia

O trabalho de projeto que se descreve neste relatório envolveu o desenvolvimento de um dispositivo de apoio sensorizado que permite a quantificação e registo da força feita pelos braços ao realizar o movimento STS, de modo a ajudar no processo de recuperação de pacientes e motivar aqueles que estão a passar por uma jornada de reabilitação nos membros inferiores.

O desenvolvimento do trabalho começou por um cronograma de execução cujas etapas se iniciam no desenvolvimento de um modelo CAD 3D, passando para construção de um protótipo funcional e terminando com ensaios experimentais que permitiram a sua validação. O trabalho seguiu uma linha de pensamento associado a “desenvolver e implementar de modo simples”. Assim, o sistema assenta em duas vigas em balanço, instrumentadas com extensometria elétrica por resistência, que após processo de calibração permite a quantificação da força que é exercida na sua extremidade a partir da deformação recolhida nos extensómetros. A modelação 3D foi implementada com recurso ao *software Solidworks*[®]. Os cálculos das vigas e da

estrutura de suporte foram interligados com a instrumentação, implementada com recurso a um sistema de aquisição da *National Instruments* e a um programa de aquisição desenvolvido em linguagem *LabView*.

1.2. Estrutura do Relatório

A redação do relatório de projeto está disposta em cinco capítulos principais. Tendo em conta a envolvente do trabalho, a autora entendeu apresentar esta introdução seguida por uma revisão da literatura, enquadrando o movimento STS e os dispositivos existentes no mercado, que se apresenta no capítulo 2. O terceiro capítulo descreve a metodologia seguida e o protótipo do dispositivo que foi projetado, assim como toda a componente de instrumentação e aquisição de dados. No capítulo 4 apresentam-se os testes funcionais ao dispositivo, que envolveu duas etapas: em primeiro recorrendo a um grupo de voluntários jovens e saudáveis e posteriormente com voluntários em processo de reabilitação, em articulação com uma equipa médica do Hospital Rovisco Pais. Os resultados são apresentados e discutidos neste capítulo, tanto de modo descritivo como através de uma abordagem análise estatística. O capítulo 5 apresenta as discussões e a proposta de trabalhos futuros.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo enquadra a revisão bibliográfica realizada e que serviu de suporte para a execução deste trabalho. A pesquisa que se apresenta aborda um conjunto de tópicos tidos como relevantes, nomeadamente: Estado de Arte; *Time Up and Go test* (TUG); Anatomia e biomecânica do movimento “*Sit-to-Stand*”; Estado da arte - dispositivos de avaliação e reabilitação.

2.1. Estado da Arte

Estudos antigos demonstram que os movimentos dos animais eram mais complexos do que originalmente pensado, e que para realizar um movimento com sucesso é preciso controlo e coordenação em todos os componentes do sistema corporal (Padilla, 2016). No caso dos humanos, o estudo do movimento é fundamental em vários contextos associados ao quotidiano. Ao longo dos últimos séculos houve vários avanços fundamentais que tiveram um impacto substancial na perceção do processo do movimento humano, que tem evoluído nos últimos anos, muito por força do desenvolvimento tecnológico e disponibilização de ferramentas de análise.

Durante os anos 50 o estudo do movimento humano tornou-se mais importante devido à necessidade de tratamento de cidadãos e soldados que ficaram incapacitados na Segunda Guerra Mundial. Assim, foi grande a procura de soluções para estes problemas, que permitissem diminuir o grau de incapacidade destes indivíduos (Andriacchi & Alexander, 2000).

Hoje em dia, o aumento da esperança de vida é um dos fatores que motiva os investigadores a observar e a interpretar o movimento humano. Ao longo dos anos, vários estudos apresentaram dispositivos e tecnologias que se focam no movimento humano. Estes estudos começam com a parametrização de diferentes tarefas, com o objetivo de obter uma classificação dos movimentos e das fases que envolvem a sua execução. A necessidade de estudar o comportamento, as ações e reações do corpo humano são as razões mais importantes para o estudo do movimento humano que permite a médicos e investigadores aplicarem este conhecimento no desenvolvimento de dispositivos e novas técnicas que melhoram a saúde humana. Atualmente, é possível implementar metodologias de reabilitação associadas ao corpo humano e melhorar ou recuperar a tarefa de locomoção, perceber a diferença entre uma função normal e patológica e prevenir e tratar lesões. Algumas aplicações diretas podem ser identificadas, tanto no domínio da ortopedia como do desporto ou da medicina física e de reabilitação, com identificação e implementação de aspetos tecnológicos e ligados à ergonomia (Padilla, 2016).

A marcha do ser humano consiste numa forma natural de locomoção vertical, caracterizada por uma ação alternada e progressiva dos membros inferiores, mas onde existe um contacto permanente com a superfície de apoio. Este movimento é voluntário, cíclico e realizado pelo ser humano no seu quotidiano. Pode-se definir a marcha como a resultante de duas características relevantes, o equilíbrio, essencial para manter a postura direita, e locomoção, onde a coordenação sucessiva de movimentos é imprescindível para a realização da marcha. Do ponto de vista biomecânico, a marcha humana é um dos movimentos mais relevantes, podendo ser enquadrada de acordo com a figura 2.1 (Completo & Fonseca, 2011). O ciclo de marcha é a sequência de movimentos que ocorre entre dois contactos sucessivos do mesmo pé com o solo, começando com o primeiro contacto do calcanhar do pé direito com o solo e terminando quando ocorre o novo contacto do calcanhar do pé direito com o solo.

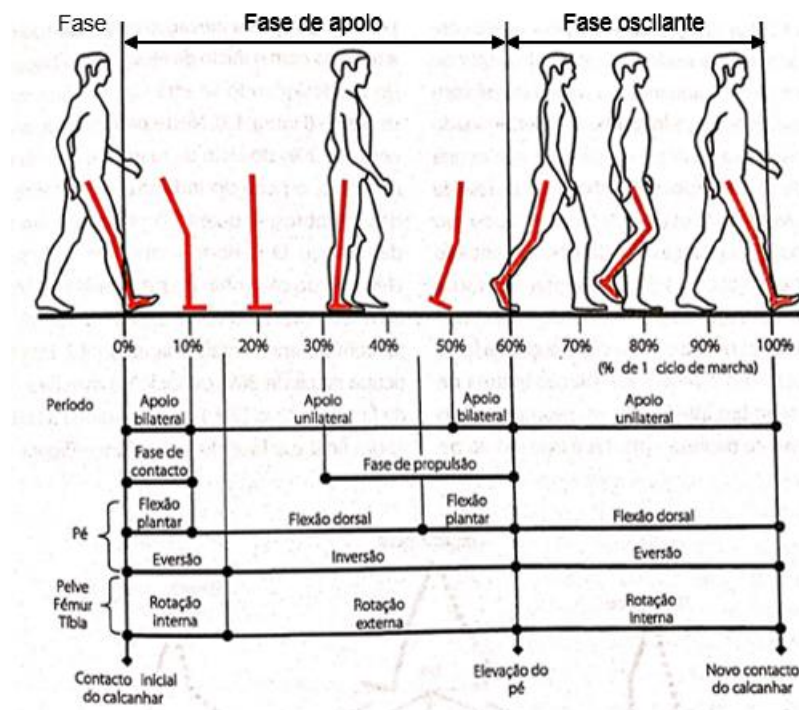


Figura 2.1 - Resumo esquemático de um ciclo de marcha da perna direita, com a fase de apoio e a fase de balanço e indicação das subfases ao longo do ciclo (Completo & Fonseca, 2011).

Um ciclo de marcha é constituído por diferentes eventos específicos, cuja identificação permite a sua divisão em várias fases da marcha. As duas principais fases do ciclo são o apoio, em que o pé está em contacto com a superfície de suporte, e a oscilante, período em que o pé não está em contacto com a superfície de suporte. A fase de apoio ocupa entre 51% e 60% do ciclo e a fase de oscilante entre 30 e 40% do ciclo,

tal como se identifica na figura 2.1. Cada uma destas fases pode ser ainda subdividida, tal como se pode observar na figura 2.2, de acordo com (Completo & Fonseca, 2011)

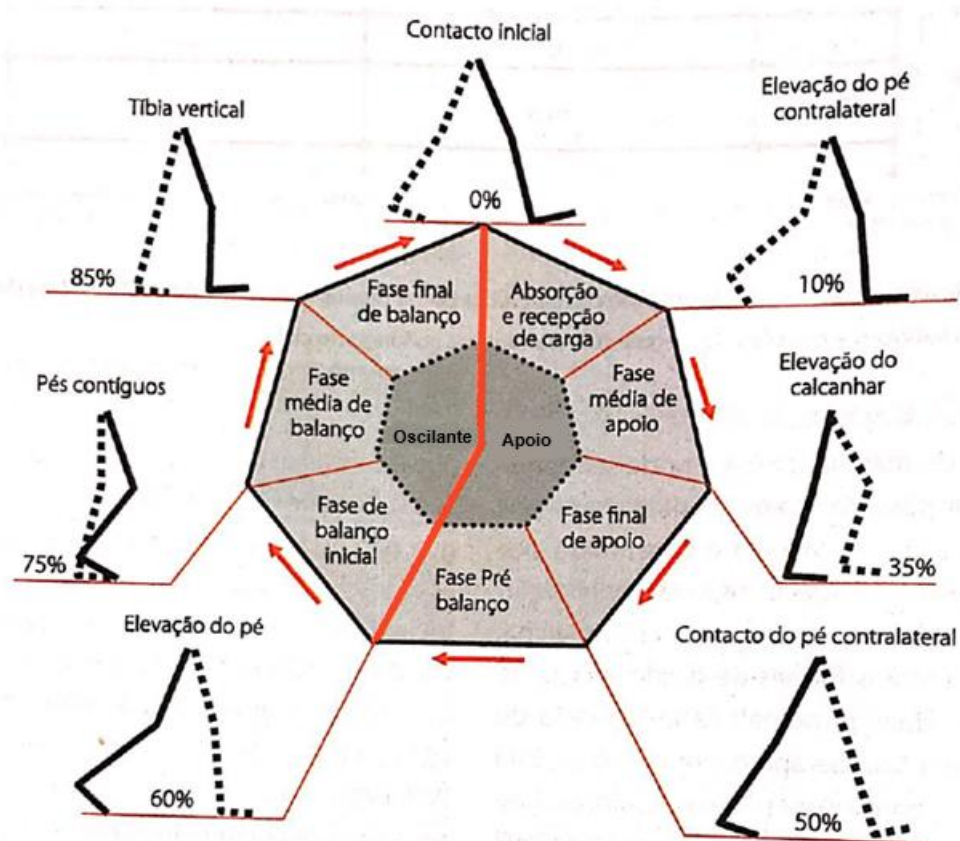


Figura 2.2 - Representação esquemática das subfases do ciclo de marcha (Completo & Fonseca, 2011).

Podem-se identificar diversas patologias que afetam diretamente a mobilidade de um paciente, como por exemplo as associadas a doenças como os Acidentes Vasculares Cerebrais (AVC), Parkinson e Esclerose Múltipla, que apresentam problemas de força, flexibilidade e controlo de movimentos. Também a população mais idosa apresenta limitações de mobilidade devido à perda de massa muscular. A manifestação de dores nas articulações e nos membros inferiores é típica em idosos, diminuindo-lhes a força e amplitude de movimento, o que por sua vez limita a concretização de vários movimentos, onde se inclui o levantar-sentar. Estas limitações representam um risco para a pessoa, pois podem resultar em quedas e, por esse motivo, causar lesões, fraturas. (Padilla, 2016).

O AVC é a terceira causa de morte mais comum, em idosos, logo depois da doença coronária e do cancro. Depois dos 55 anos a probabilidade de ter um AVC começa a aumentar significativamente. Nos Estados Unidos da América ocorrem cerca de

700 000 AVC por ano, e 40% dos sobreviventes apresentam uma pequena incapacidade ou deficiência, 15% a 30% ficam severamente incapacitados (Ng, 2010). Alguns estudos reportam que 23% a 50% de pessoas em estado pós-AVC sofrem um episódio de queda todos os anos o que significa uma taxa de incidência superior à de pessoas idosas saudáveis e com a mesma idade (Wagatsuma *et al.*, 2019). Pacientes pós-AVC mostram uma postura instável maior do que participantes saudáveis da mesma idade, devido à oscilação de postura durante tarefas de equilíbrio estáticas e dinâmicas (Mong *et al.*, 2010) (Ng, 2010) (Wagatsuma *et al.*, 2019).

As quedas são comuns na população idosa, foi estimado que 28% a 35% dos indivíduos ambulatoriais com pelo menos 65 anos sofre uma queda por ano (Brás *et al.*, 2019). As fraturas são uma das consequências das quedas, em 1990 ocorreram 1,7 milhões de fraturas da extremidade proximal do fêmur em todo mundo. Com o aumento de esperança de vida este número tem vindo a expandir-se e estima-se que, em 2050, se atinja cerca de 6,26 milhões fraturas.

Em Portugal, entre 1993 e 1997, foram internados nos hospitais públicos do continente em média cerca de 7000 doentes por ano com idade superior a 50 anos (Silveira *et al.*, 2003).

Envelhecer é um processo biológico ao qual todos estão predispostos ao longo da vida. Envelhecer está associado à mudança das características do corpo humano, dependendo, entre outros, da atividade física e da alimentação que cada indivíduo faz no seu estilo de vida. Algumas destas mudanças podem ser induzidas pela força física, capacidade de resposta, agilidade, elasticidade dos tecidos e desgaste de componentes corporais. O desgaste dos componentes faz com estes fiquem mais frágeis, em particular a pele, os músculos e os ossos. Isto diminui a flexibilidade, o tempo de reação, o alcance do movimento e em muitos casos a existência de dor nas articulações ao executar atividades do quotidiano.

A falta de movimento nas articulações afeta o desempenho nas atividades do quotidiano, como por exemplo caminhar, correr, saltar e o movimento de sentar ou levantar, o que pode induzir à perda de equilíbrio, aumentando o risco de quedas. As quedas podem causar consequências nefastas, como problemas físicos e psicológicos (Padilla, 2016).

Uma dessas consequências é o síndrome pós-queda. Um estudo feito por (Gagnon & Flint, 2003) relata que cerca de 32% a 83% de idosos que já caíram têm medo persistente de cair novamente. Em idosos o sistema imunitário não reage com a eficácia desejada, podendo haver lugar a infeções e complicações. Além disso, a população idosa tem tendência a apresentar quadros depressivos, pela limitação da sua capacidade em desempenhar determinadas tarefas. Essa frustração induz o abandono da tentativa de prática de atividades físicas. Assim, importa analisar e estudar o movimento humano em idosos, de modo a perceber a dificuldade em realizar determinados movimentos. Se o paciente não for devidamente tratado e

ajudado, o seu corpo continuará a deteriorar-se até ao ponto de precisar de assistência para andar, sentar e amparar para precaver alguma queda (Padilla, 2016).

Em termos biomecânicos, o equilíbrio estático pode ser definido como a capacidade de manter o centro de massa sobre uma base de suporte estática com uma oscilação mínima de postura, enquanto o equilíbrio dinâmico é a capacidade de manter o corpo com uma postura estável enquanto um ou ambos, o centro de massa e a base de suporte, se encontram em movimento (Wagatsuma *et al.*, 2019). O principal objetivo da reabilitação em pacientes pós-AVC passa por melhorar o desempenho motor dos pacientes em tarefas quotidianas, necessitando-se de uma avaliação confiável e válida que quantifique o estado das funções motoras e da mobilidade do paciente para monitorizar o seu progresso (Mong *et al.*, 2010) (Ng, 2010) (Wagatsuma *et al.*, 2019).

2.2. *Timed Up and Go* teste (TUG)

As quedas são a principal causa de lesões e limitação de atividades na população idosa, e os efeitos adversos associados resultam em limitações a nível pessoal, social e económico. De acordo com (Barry *et al.*, 2014), aproximadamente 30% das pessoas com 65 anos ou mais que vivem em comunidade sofrem uma queda uma vez por ano. As quedas contam como 40% de causas de morte devido a lesões e induzem a 20-30% de lesões graves que variam desde lesões a nível dos tecidos moles a fraturas nos idosos. Podem derivar de diversos fatores: extrínsecos (relacionados com o ambiente); intrínsecos (relacionados com a pessoa); comportamentais (relacionados com as atividades desenvolvidas) (Barry *et al.*, 2014).

A instabilidade da marcha tem sido identificada como um fator de risco relativamente consistente em quedas. Para pacientes mais velhos, em particular, o estudo da marcha pode ser relevante, ajudando na identificação de algumas patologias neurológicas e musculoesqueléticas. Muitas vezes a marcha é examinada em contexto médico por causa de uma ou mais quedas. É atualmente considerado que a velocidade da marcha se relaciona com a saúde e bem-estar, particularmente envolvendo idosos. Neste sentido, várias ferramentas têm vindo a ser desenvolvidas para avaliar o equilíbrio e a marcha em tarefas realizadas no quotidiano. Isto inclui o teste de alcance funcional ("*Functional Reach Test*"), avaliação do desempenho orientado de mobilidade ("*Performance Oriented Mobility Assessment*") e a escala de equilíbrio de Berg ("*Berg Balance Scale*"). Estas ferramentas podem ajudar a identificar pacientes em risco de queda e outros resultados adversos, (Barry *et al.*, 2014), (Browne & Nair, 2019).

O *Timed Up and Go test* (TUG) foi desenvolvido em 1991 como uma versão modificada e cronometrada do teste *Get up and Go* (Barry *et al.*, 2014) e permite estimar o risco de queda em pessoas de idade. O teste consiste em cronometrar o tempo associado a um conjunto de movimentos: levantar de uma cadeira; caminhar 3 metros; virar; sentar na cadeira (Figura 2.3).

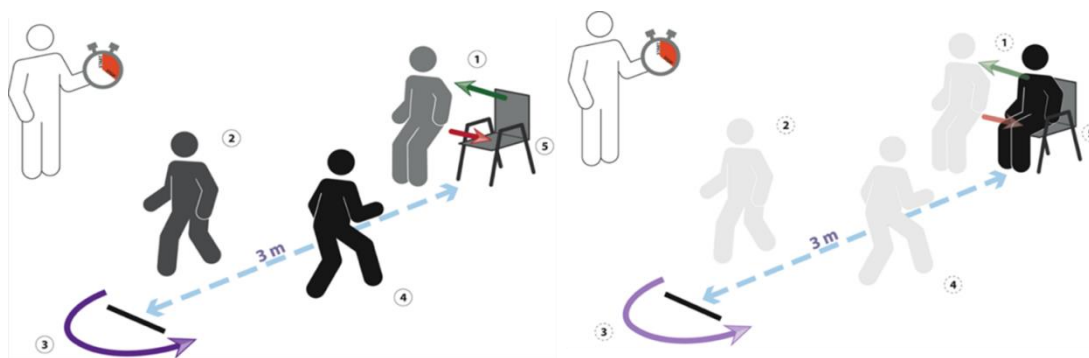


Figura 2.3 - Teste TUG (Nierat *et al.*, 2016).

Os passos para realizar o teste TUG são os seguintes:

- Colocar uma cadeira num lugar onde a marcha possa ser observada. A área deve estar livre de obstruções e interrupções;
- Medir a distância de 3 metros e marcá-la com uma linha no chão;
- Sentar o paciente numa cadeira com acesso à sua caminhada habitual, se for possível;
- Solicitar ao paciente para iniciar a marcha e começar a cronometrar;
- O paciente levanta-se, caminha, quando chega à marca dos 3 metros vira-se e regressa novamente à cadeira para finalizar o teste, sentando-se;
- Registrar o tempo que leva o paciente a completar o teste.

Tal como referido, o TUG é habitualmente usado como indicador de risco de queda. Se o paciente necessitar de um tempo de execução superior a 35 segundos, o risco é elevado. Se o teste demorar um tempo inferior a 15 segundos, o risco de queda é considerado reduzido. Este método de estimar o risco de queda contabilizando o tempo associado a estas tarefas é designado por “*cut-off points*”, estes porém podem ser usados em diversas escalas, ou seja, valores acima ou abaixo de um valor estipulado traduzem um significado diferente dependendo do que esteja a ser avaliado. Apesar de apresentar várias limitações, o teste é uma ferramenta simples e clinicamente útil, podendo ser incorporado em exames de pacientes idosos incapacitados e em pacientes com historial de quedas. Uma avaliação regular da marcha com inclusão do teste TUG pode facilitar o diagnóstico do paciente (Browne & Nair, 2019).

Uma das sequelas mais comuns em pacientes que se encontrem em processo de reabilitação após um Acidente Vascular Cerebral (pós-AVC), é a sua falta de mobilidade, e o conseqüente aumento do risco de queda. Nestes pacientes, apenas uma minoria alcança a independência e não necessita de dispositivos de apoio para caminhar. Estudos anteriores constataram que indivíduos em situação pós-AVC são

propensos a quedas quando estão a caminhar ou a executar o movimento “*Sit-to-Stand*”.

Muitas das atividades do quotidiano envolvem múltiplos movimentos que são feitos em simultâneo. Por exemplo, uma das atividades mais propícias a queda, em indivíduos pós-AVC, é o caminhar enquanto suportam um objeto. Segundo (Chan *et al.*, 2017), o teste TUG não aborda o desempenho no movimento de andar enquanto se realiza outra tarefa. Assim, foi desenvolvida uma versão do teste TUG com uma tarefa manual (TUG_{motor}) para investigar a mobilidade, em idosos, que vivem em comunidade, enquanto estes realizam várias tarefas. No teste é pedido que o sujeito se levante de uma cadeira, ande 3 metros, vire, volte a andar e sente-se novamente na cadeira, enquanto segura um copo de água em uma das mãos. O teste TUG_{motor} pode ser considerado uma ferramenta clinicamente fiável, válida e fácil de administrar para avaliar a mobilidade em pessoas pós-AVC (Chan *et al.*, 2017).

Além dos doentes pós-AVC e dos idosos, também o desenvolvimento progressivo da doença de Parkinson é uma preocupação tanto para os médicos quanto para o paciente e família. Uma preocupação especial envolve a diminuição do equilíbrio que ameaça a segurança do paciente. Como os pacientes começam a ter mais receio de cair, não é tão provável estes permanecerem ágeis e independentes. Refira-se que o teste TUG é considerado uma ferramenta viável que é clinicamente útil para detetar limitações em relação à mobilidade de pacientes com Parkinson (Thompson & Medley, 1998).

2.3. Anatomia e biomecânica do movimento “*Sit-to-Stand*”

O ser humano realiza várias atividades inconscientemente durante o quotidiano. Quando o sistema motor está em perfeitas condições não tem dificuldade em realizar estas atividades, mas se este não se encontra em tais condições irá ser mais difícil concretizar certos movimentos. Grande parte das tarefas, fisicamente exigentes e realizadas ao longo do dia, começam com a pessoa sentada e com intenção de se levantar para concretizar outra tarefa. Este movimento de levantar denomina-se por “*Sit-to-Stand*” (STS). Com o propósito de realizar este movimento com sucesso, o indivíduo requer força e coordenação corporal. Pessoas com patologias frequentemente apresentam dificuldade em equilibrar-se, logo é mais desafiador realizar o movimento STS com êxito, (Padilla, 2016).

O movimento STS pode ser caracterizado por quatro fases: a fase de flexão e impulso (fase 1), a fase de transferência de impulso (fase 2), a fase de extensão (fase 3) e a fase de estabilização (fase 4), esquematizadas na figura 2.4. A fase 1 começa com a início do movimento e termina imediatamente antes dos glúteos serem levantados do assento. A fase 2 começa com os glúteos a levantarem-se do assento e acaba no momento de flexão máxima dos tornozelos. A fase 3 é iniciada logo após a flexão

máxima dos tornozelos e termina com a extensão da anca. A fase 4 começa com a extensão da anca e termina quando os movimentos associados à estabilização estão concluídos (Schultz & Alexander, 2011).



Figura 2.4 - Fases do movimento "Sit-to-Stand" (adaptado de Hellmers *et al.*, 2019).

Segundo o estudo publicado por (Scarborough *et al.*, 2007) pode-se caracterizar o movimento "Sit-to-Stand" em três categorias (figura 2.5): ascensão vertical dominante ("Dominant Vertical Rise (DVR)"), transferência de impulso ("Momentum Transfer (MT)") e flexão de tronco "acentuada" ("Exaggerated Trunk Flexion (ETF)"). DVR consiste na cessação da flexão anterior do tronco no momento de descolagem do assento, seguida pela extensão do joelho e do impulso vertical dominante. MT envolve uma transição suave da parte superior do corpo na descolagem, continuando até ao momento vertical total do corpo. ETF é a flexão "acentuada" do tronco antes de se levantar, que coloca o centro de massa sobre os pés e resulta num atraso na extensão do tronco durante a transição para uma posição ereta. Assim o custo energético é menor, pois tem "ajuda da gravidade".

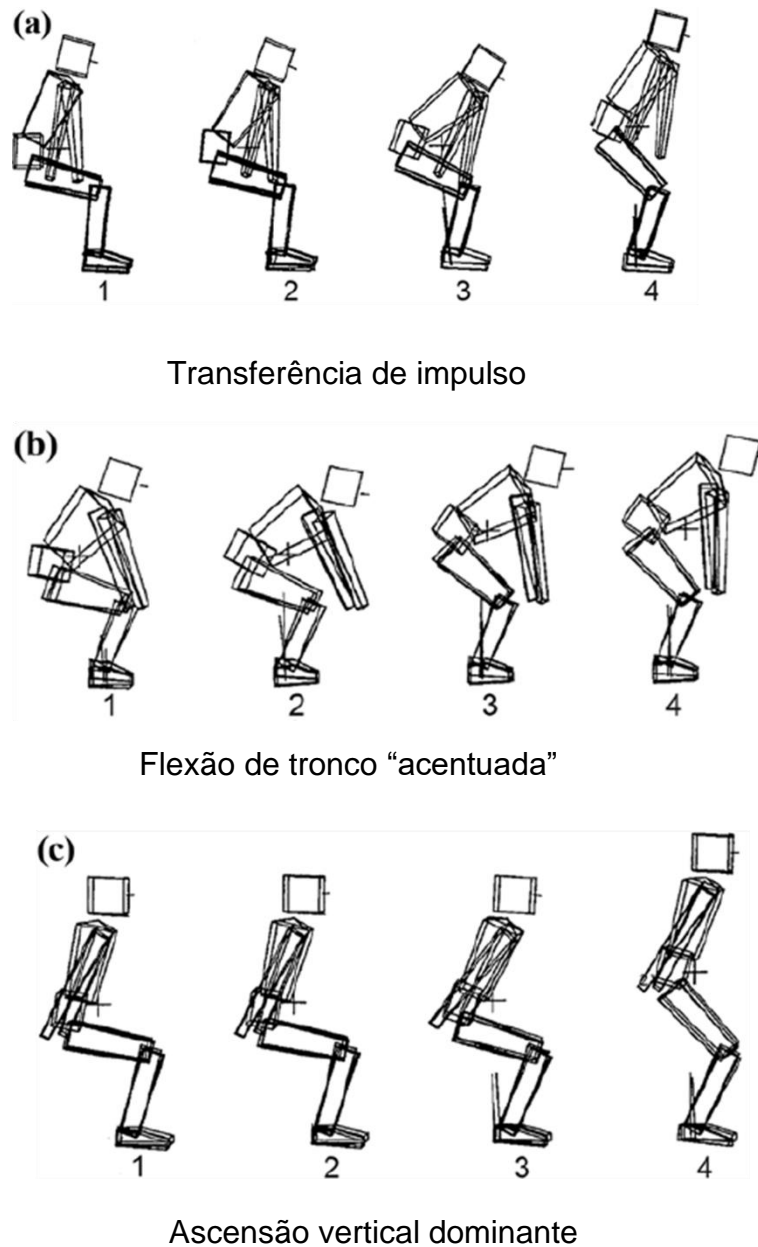


Figura 2.5 - Categorias associadas ao movimento STS (adaptado de Scarborough *et al.*, 2007).

2.3.1. Teste "Five-Times-Sit-to-Stand"

O teste "*five-times-sit-to-stand*" é considerado simples e rápido e foi inicialmente desenvolvido para medir a força nos membros inferiores (Ng, 2010). Este teste também foi introduzido em estudos que avaliam a associação entre deficiências e quedas em pacientes pós- AVC. O teste requer que o indivíduo se levante e se sente cinco vezes numa cadeira com 43 cm de altura, devendo executar os movimentos no menor curto espaço de tempo possível. É registado o tempo que o paciente demora a completar o teste.

Vários estudos publicados analisaram a força exercida pelos membros inferiores, em pacientes pós-AVC, durante o teste “*five-times-sit-to-stand*” colocando como hipótese de investigação que a força exercida pelas pernas iria contribuir para o movimento de levantar. No entanto, concluíram que a força não pode ser associada ao movimento de levantar neste tipo de pacientes (Mong *et al.*, 2010) (Ng, 2010) (Wagatsuma *et al.*, 2019).

2.3.2. Teste “Sit-to-Stand”

O teste STS é habitualmente usado para avaliar o nível de mobilidade do indivíduo e, assim, estimar a habilidade em levantar-se da posição sentada até alcançar a posição de pé. A execução deste teste ajuda a melhorar o movimento humano e permite aos médicos a definição de movimentos de fisioterapia indicados para o indivíduo. Este teste é considerado como método viável para determinar a perda de equilíbrio (Padilla, 2016).

O movimento STS representa um desafio para o equilíbrio do corpo humano, devido à transição que exige uma mudança entre duas bases de apoio. A base de apoio é a área onde o centro de massa do corpo inteiro é apoiada. Em geral há diferentes pontos de contacto entre o corpo humano e o chão: o primeiro é criado pela cadeira e o segundo é criado pela área delimitada pelo contorno dos pés. O movimento STS requer uma transferência rápida do centro de massa do corpo inteiro desde o suporte base da cadeira até ao suporte base dos pés, como está ilustrado na figura 2.6. Durante o movimento STS há quatro fatores que ajudam a determinar os níveis de estabilidade e mobilidade: o tamanho da base de apoio, a localização do centro de massa e a sua projeção com a base de apoio e a massa corporal ou o peso corporal dos participantes.

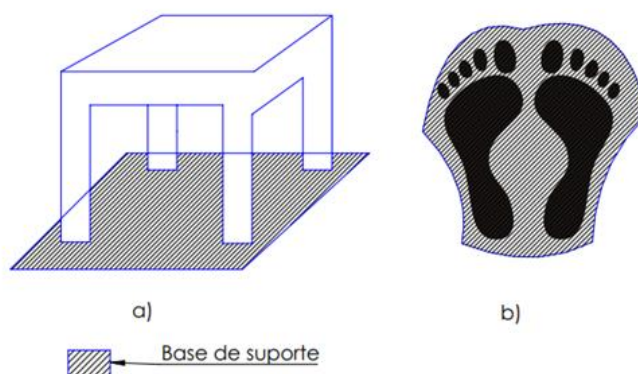


Figura 2.6 - Base de suporte. a) Base de suporte do banco b) base de suporte dos pés (adaptado de Padilla, 2016).

A função da base de apoio é ajudar a equilibrar e a estabilizar o corpo no movimento STS. O momento mais desafiante da transição é quando o corpo se levanta da cadeira, pois é quando o corpo muda a sua base de apoio da cadeira para os pés. Esta transição produz um movimento abrupto causado pelas forças e torques feitos pelos segmentos e articulações do corpo com objetivo de ascender e levantar. A estabilidade depende do tamanho da base de apoio, ou seja, quanto mais ampla é a área da base, maior é a estabilidade, por sua vez quanto mais estreita é a área da base, menor é a estabilidade. A localização do centro de massa e a sua projeção com a base de apoio depende do esforço feito pelo indivíduo ao levantar-se da cadeira, tal como com a altura desta e a posição de sentar do voluntário. A figura 2.7 mostra três localizações diferentes do centro de massa na área da base de apoio inicial (cadeira).

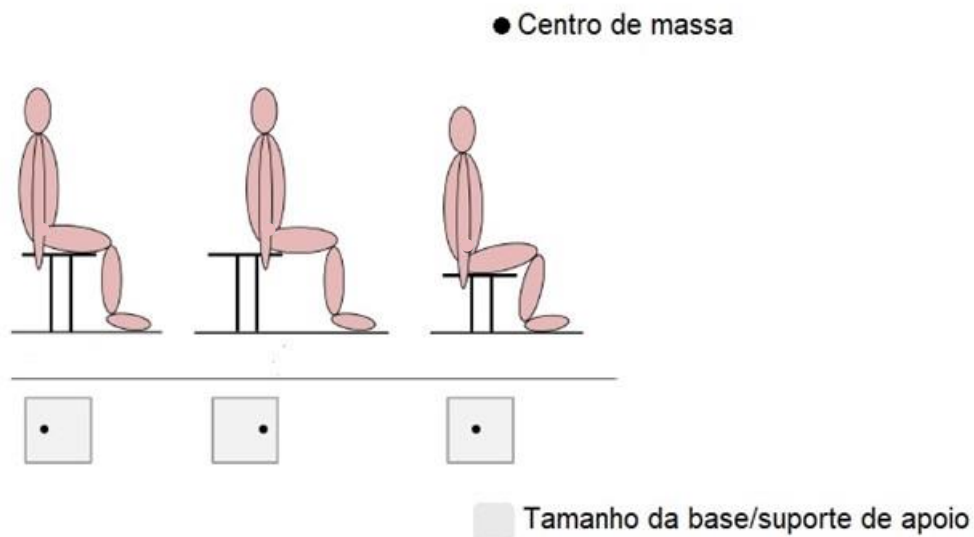


Figura 2.7 - Três posições de sentar (adaptado de Padilla, 2016).

A massa corporal é importante no contexto do movimento a executar. Quanto maior for a massa corporal mais força o indivíduo precisa fazer para se levantar.

Normalmente, o movimento STS é facilmente realizado por pessoas mais novas, no entanto para os idosos é desafiante. A incapacidade de se levantar de uma cadeira é característico em pacientes idosos. Por isso o movimento STS é uma componente crucial na avaliação da mobilidade em idosos. Vários estudos demonstraram que o desempenho do movimento STS entre jovens e idosos é semelhante na sua cinemática, cinética, no esforço necessário ao ascender e também no tempo e duração de cada fase. No entanto, foram encontradas diferenças no centro de massa durante a ascensão do movimento STS através de velocidades diferentes, ou seja, os idosos têm tendência a fazer um ângulo grande no impulso, com intuito de se esforçarem menos ao levantarem-se, isto é, de forma a fazer menos esforço com os

membros inferiores estes deslocam o centro de gravidade anteriormente para ter “ajuda da gravidade”.

Um estudo desenvolvido por (Silva *et al.*, 2015) mostrou que deficiências no tronco são frequentemente observadas em indivíduos pós-AVC. Estes pacientes têm dificuldade em gerar e manter a velocidade do centro de massa do tronco durante o movimento STS o que pode estar associado a deficiências musculares. Estes autores procederam a ensaios em voluntários, pacientes pós-AVC, na execução do movimento STS, observando que o desempenho clínico e laboratorial destes envolve uma diminuição da força dos músculos do tronco comparativamente a indivíduos saudáveis.

Dependendo da análise e da interpretação dos resultados do movimento STS, estes resultados podem ser usados em várias aplicações: melhorar o desempenho físico, recomendar tratamento ortopédico e de reabilitação, assistir na medicina do desporto, reduzir a possibilidade de lesões ou recuperar destas e por fim resolver problemas de equilíbrio. O resultado final pode ser orientado para áreas como assistência tecnológica que permite o desenvolvimento de dispositivos que podem ser usados para melhorar a saúde das pessoas (Padilla, 2016).

2.4. Dispositivos Biomecânicos para Avaliação e Reabilitação

Vários dispositivos têm vindo a ser desenvolvidos com o intuito de assistir idosos e pessoas com doenças e recolher parâmetros que permitam avaliar e acompanhar este tipo de pacientes. Nesta secção apresentam-se alguns destes dispositivos: primeiramente expõem-se dispositivos passivos, ou seja, que têm simplesmente o objetivo de apoiar o movimento STS; de seguida indicam-se dispositivos ativos/motorizados, isto é, o indivíduo é levantado pelo dispositivo; e por fim apresentam-se dispositivos associados com a quantificação da força exercida pelos membros superiores.

2.4.1. Dispositivos Passivos

- *Andarilho*

A patente 2,656,874 (FABBRO, 1965) refere-se a auxiliares de locomoção, ou por outras palavras, expõe a invenção de um andarilho (Figura 2.8). Este dispositivo tem como objetivo apoiar ou assistir indivíduos que sofreram lesões ou com condições patológicas, que perderam a habilidade de andar ou caminhar livremente.

Este sistema de apoio também tem o propósito de fornecer um andarilho que seja simples, leve e acessível no seu uso.

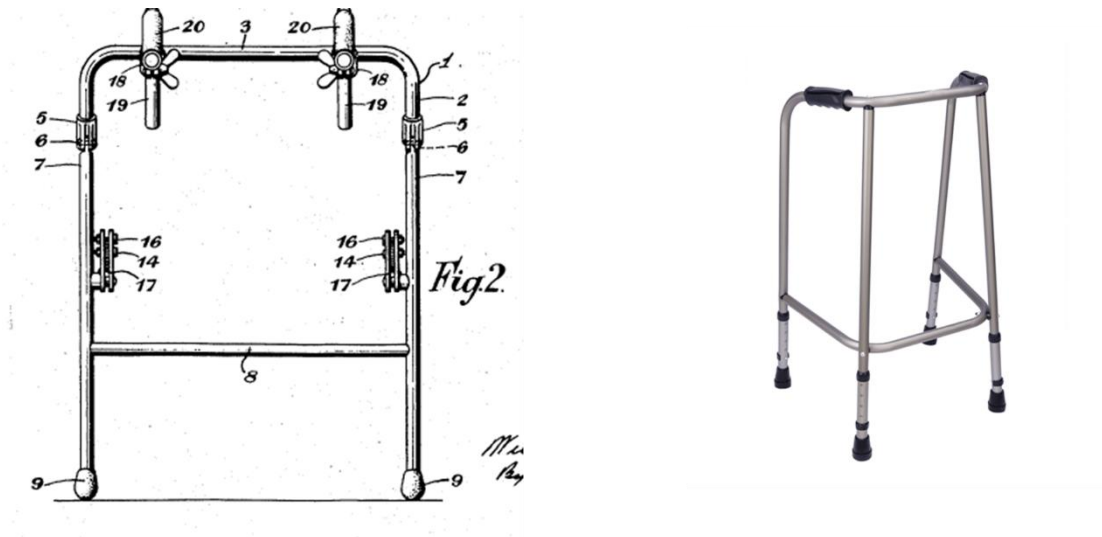


Figura 2.8 - Andarilho (FABBRO, 1965), (<https://www.iacess.pt/loja-ortopedica/mobilidade/andarilho/fixo-a1-a2-orthos-xxi/>).

- *Dispositivo de apoio para ajudar no movimento de sentar e levantar que inclui um assento*

A patente US 8,151,812 B2 (Razon & Glen, 2012) expõe um dispositivo que tem incorporado um assento com o intuito de estabilizar indivíduos com problemas motores ou funcionais ou que estão em processo de reabilitação (Figura 2.9). O dispositivo permite ao indivíduo levantar-se, caminhar, descansar enquanto se encontra em pé ou se for necessário voltar a sentar-se e de seguida levantar-se novamente sem necessitar da intervenção de outros indivíduos. Este dispositivo pode ser usada em atividades de reabilitação para promover o fortalecimento dos membros inferiores, de modo a tornar o indivíduo mais independente do dispositivo (Razon & Glen, 2012).

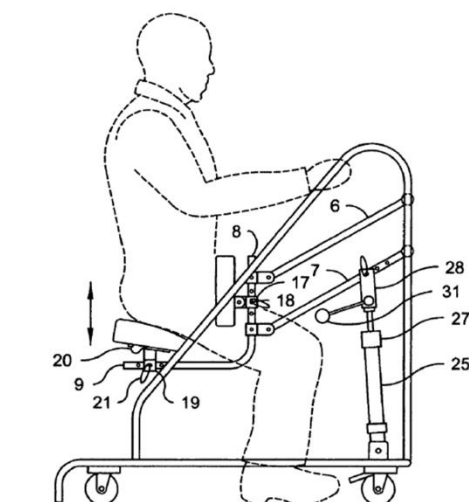
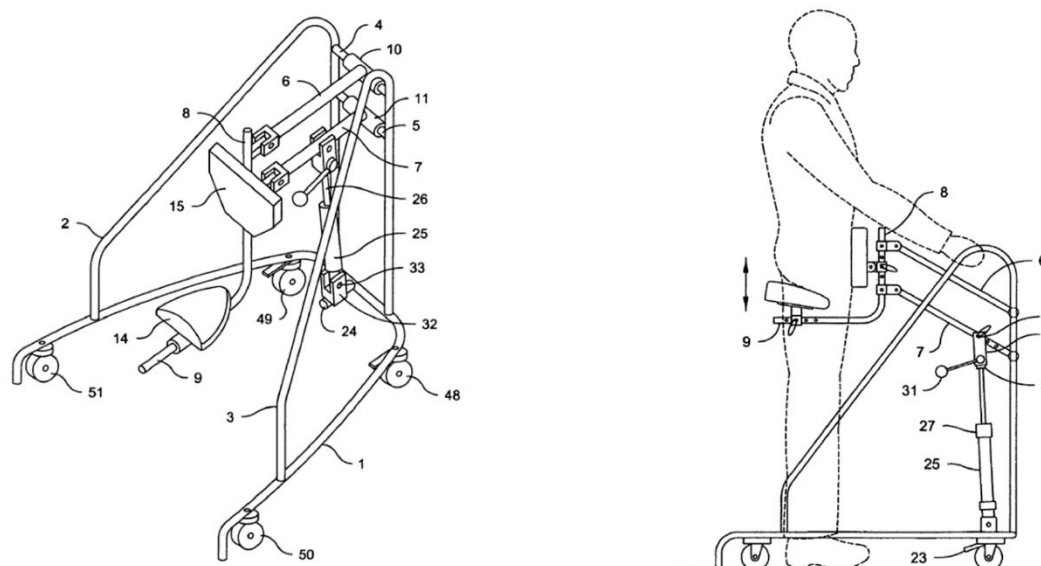


Figura 2.9 - Invenção concebida por (Razon & Glen, 2012).

2.4.2. Dispositivos Ativos/ Motorizados

- *Dispositivo de apoio e reabilitação para pacientes*

Em 2019 surgiu uma nova patente US 10,251,796 B2 (Eriksson *et al.*, 2019), que recorre a um método de reabilitação que consiste em usar um dispositivo para a execução do movimento de levantar (Figura 2.10). Este sistema de apoio inclui os seguintes passos: calcular a quantidade de assistência fornecida pelo dispositivo para auxiliar o indivíduo entre a primeira posição e a segunda posição; comparar a primeira quantidade de assistência a um valor previamente determinado; ceder uma segunda quantidade de assistência entre o primeiro valor de assistência e quantidade anteriormente calculada para apoiar uma segunda vez.

Em suma, o indivíduo seleciona o modo de exercício que quer utilizar. Com base nos valores armazenados o dispositivo irá determinar a quantidade de energia necessária para levantar o indivíduo. Este também irá monitorizar o movimento de levantar para determinar se o paciente está a fornecer a força adicional necessária para se levantar. Se o paciente não estiver a fornecer a força necessária para realizar o movimento, o dispositivo irá gradualmente aumentar a energia até levantar o indivíduo. No fim, o dispositivo guarda a energia necessária para levantar o indivíduo, de modo a determinar e a apresentar o progresso do paciente.

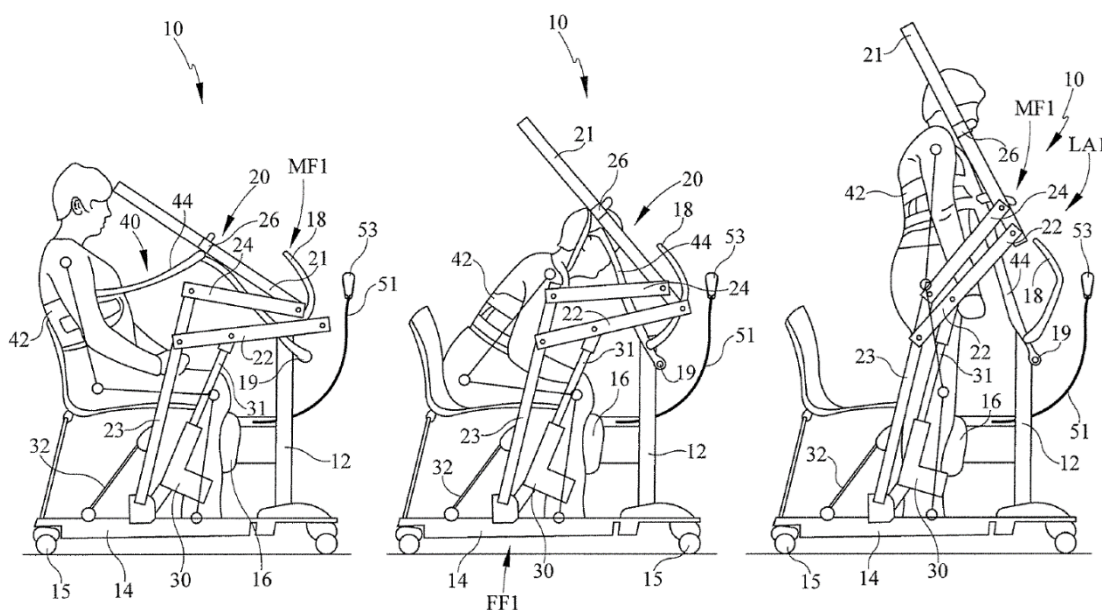


Figura 2.10 - Dispositivo elaborado por (Eriksson *et al.*, 2019).

- *Desenvolvimento de um dispositivo de apoio ao movimento “Sit-to-Stand” com sensor de pressão para indivíduos idosos e com problemas físico-motores*

O estudo desenvolvido por (Lee *et al.*, 2021) propôs desenvolver uma cadeira (Figura 2.11) que deteta o peso do utilizador através de um sensor de pressão e que ajuda o utilizador a levantar-se.

O dispositivo deteta a carga exercida no assento através de um sensor de carga que transmite para um display periférico

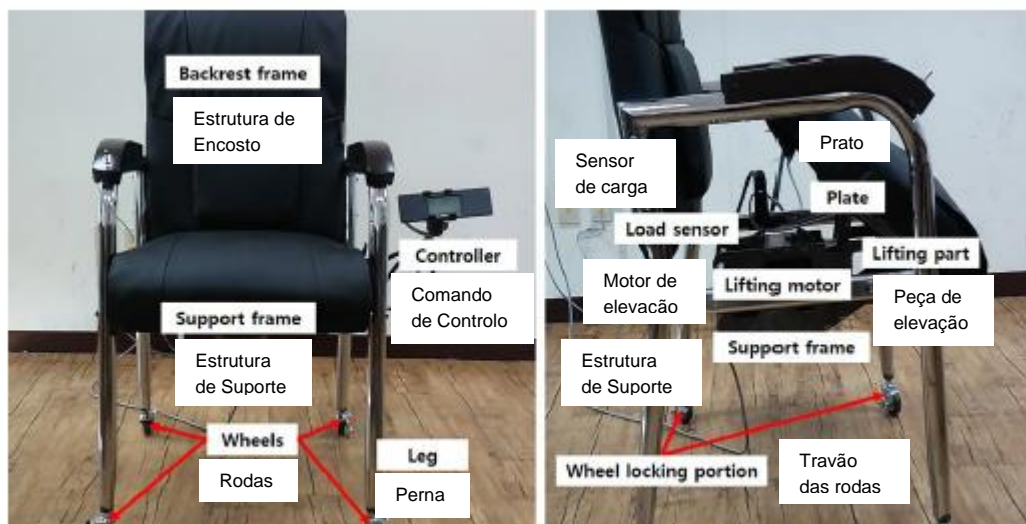


Figura 2.11 - Cadeira desenvolvida por (Lee *et al.*, 2021).

2.4.3. Dispositivos Sensorizados

- *Barras paralelas instrumentadas para medição de força tridimensional*

Em 1992, (Jin & Chizeck, 1992) propuseram um sistema de barras paralelas, instrumentadas, de modo a permitir a medição de forças aplicadas pelo utilizador durante a caminhada. Este sistema de medição quantifica a força exercida nas três direções principais e foi usado para o desenvolvimento de dispositivos de estimulação elétrica para pacientes com paralisias, no intuito de ajudar o indivíduo a levantar-se e a andar. O sistema permite obter a força exercida pelas mãos enquanto a pessoa se encontra em pé, a caminhar e a subir/descer escadas.

O sistema das barras paralelas desenvolvido tem um intervalo de medição de força entre 0 e cerca de 4445 N, em cada uma das três direções (F_y -esquerda-direita; F_x -frente-trás; F_z -cima-baixo), tal como se pode observar na figura 2.12. O sistema de medição recorre a extensómetros elétricos, colados nos postes de suporte, sendo a deformação convertida em força individual dos componentes (Jin & Chizeck, 1992).

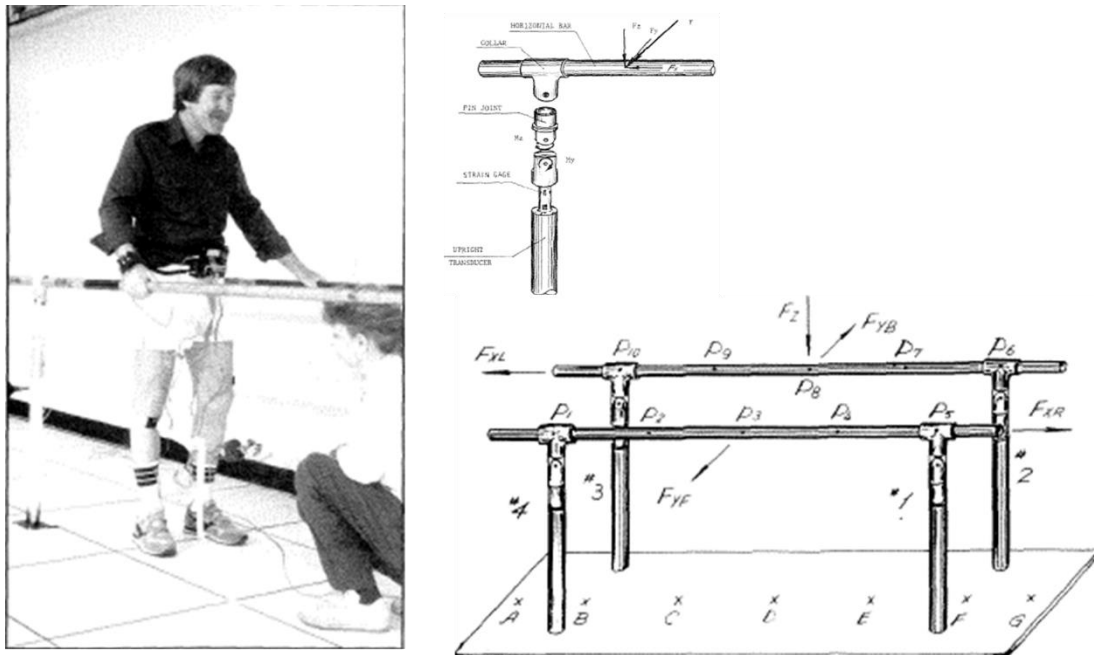


Figura 2.12 - Experiência de (Jin & Chizeck, 1992).

- *Sistema tipo baloiço com análise eletromiográfica*

Ferrante *et al.*, 2005, propuseram um sistema mecânico baseado num baloiço com um suporte de braços. Este suporte foi instrumentado com extensómetros para detetar a contribuição dos braços durante o movimento. O “baloiço” tem a possibilidade de aliviar uma percentagem do peso corporal por meio de um contrapeso que está colocado no dispositivo de suporte (Figura 2.13).

O objetivo do sistema proposto envolveu o estudo da ativação muscular em indivíduos saudáveis, durante o movimento de levantar e sentar. Os autores pretendiam verificar se a ativação muscular de indivíduos saudáveis era repetível, podendo deste modo ser reproduzida como estratégia de estimulação para pacientes paraplégicos, permitindo assim um treino por estimulação elétrica com diminuição de cargas. De acordo com os autores, os resultados mostraram que a parte superior do corpo afeta o nível de ativação, mas não o tempo de ativação de todos os músculos.

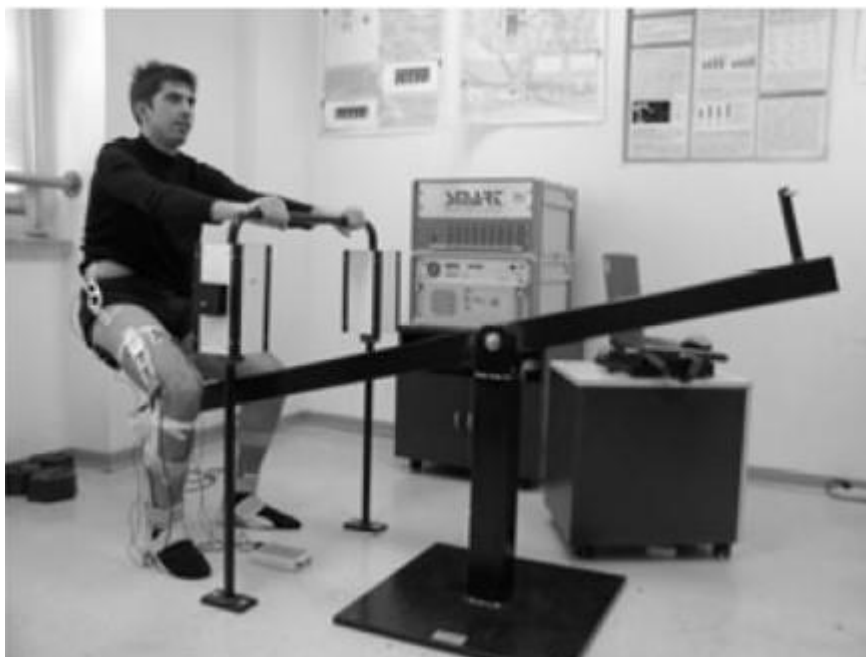


Figura 2.13 - Dispositivo desenvolvido por (Ferrante *et al.*, 2005).

- *Modelo dinâmico orientado para o movimento “Sit-to-Stand” com suporte fixo baseado num andarilho*

Em 2017, (Taghvaei *et al.*, 2017), recorreram a um sistema instrumentado, com um andarilho como estrutura de suporte, para avaliar o movimento STS. Os autores pretendiam ainda monitorizar as posições do tornozelo, joelho, anca, ombro e pulso, registadas através de imagem, com recurso a marcadores de análise visual (figura 2.14). O movimento STS é executado com apoio de um suporte fixo do tipo andarilho, instrumentado com extensómetros na zona de ligação à pega, para registar a força exercida pelas mãos durante o movimento STS.

Para realizar este teste foi solicitado a cinco voluntários saudáveis, com características corporais diferentes, para realizar o movimento STS com ajuda do sistema de apoio fixo, com quatro repetições. Os resultados suportam o objetivo principal em que o padrão do movimento STS pode ser motorizado e otimizado. O padrão dos voluntários é compatível com o gerado pela motorização do tornozelo, joelho e anca. O modelo pode ser considerado como base para o movimento STS com apoio.

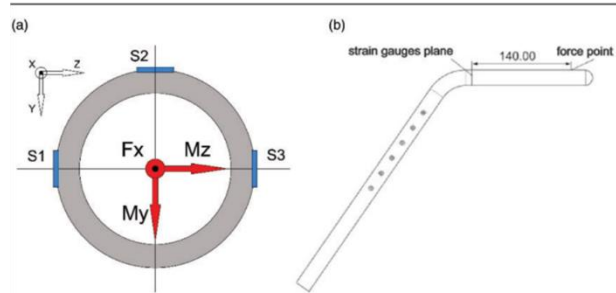


Figura 2.14 - Dispositivo desenvolvido por (Taghvaei *et al.*, 2017).

- *Controle de assistência em pé usando a força física de um paciente com estimativa de carga*

(Chugo *et al.*, 2012) desenvolveram o sistema de apoio para idosos que se apresenta na figura 2.15, que tem como princípio tentar ajudar o paciente no movimento STS. O dispositivo incorpora uma “almofada de apoio” com três graus de liberdade e um sistema ativo para apoio na locomoção. O paciente ao levantar-se com ajuda do dispositivo apoia-se na “almofada”, conseguindo manter a sua postura sem ter medo de cair. A “almofada de apoio” incorpora dois extensómetros que permitem quantificar a força da almofada e a força do apoio de braço (figura 2.15).

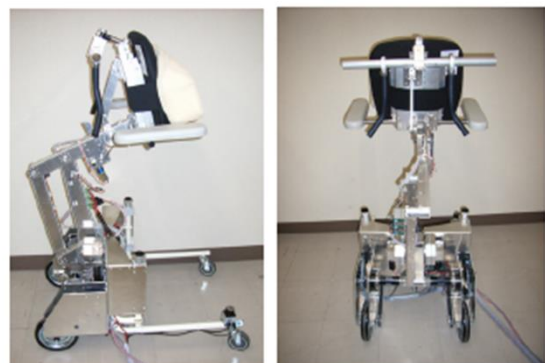
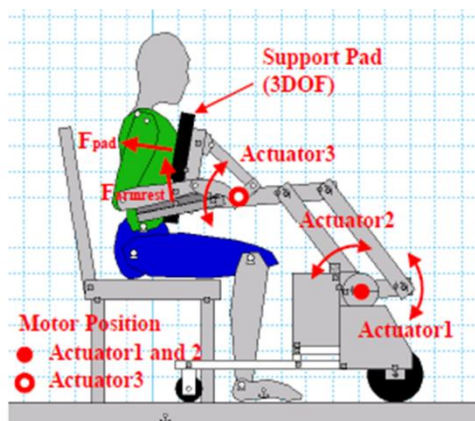


Figura 2.15 - Dispositivo desenvolvido por (Chugo *et al.*, 2012).

3. DISPOSITIVO DE APOIO AO MOVIMENTO SENTAR LEVANTAR (DAMOSELE)

Este capítulo descreve o dispositivo biomecânico que foi desenvolvido no contexto deste trabalho, designado por DAMOSELE, e que permite a execução do movimento STS, com registo de alguns dos parâmetros associados à sua execução. O desenvolvimento do dispositivo teve em conta a pesquisa efetuada e a perceção dos equipamentos existentes. Foram identificadas e definidas as bases de projeto, que assentaram no seguinte:

- Sistema mecânico com capacidade de identificação e quantificação da força aplicada pelos braços durante a execução do movimento STS;
- Sistema mecânico com capacidade de registo dos parâmetros associados ao movimento STS, em particular a força aplicada pelos braços;
- Sistema de apoio para as mãos com características ergonómicas e com a resistência e rigidez mecânica adequadas;
- Sistema de suporte robusto e transportável;
- Sistema mecânico de fácil construção.

Complementarmente, colocou-se como possibilidade a capacidade de identificação da inclinação do braço do utilizador.

3.1. Sistema DAMOSELE

A linha de pensamento associada ao desenvolvimento do sistema de apoio ao movimento STS seguiu sempre a ideia de que o mesmo deveria assentar na sua simplicidade. Deste modo foi idealizado um sistema baseado em duas vigas em balanço, com a pega de apoio para a mão nas extremidades e instrumentadas na zona de ancoragem. As duas vigas deveriam ter ajuste de posicionamento em altura e em largura, de modo a garantir o uso por parte de indivíduos com diferentes características antropométricas, onde se incluem os utilizadores de cadeira de rodas.

O sistema desenvolvido apresenta-se esquematicamente na figura 3.1, podendo ser subdivido em três grupos: A) Sistema de Medição; B) Interface de visualização e registo de dados; C) Sistema de ancoragem (ancoragem fixa e ancoragem móvel). A modelação 3D de todo o projeto foi implementada com recurso ao *software Solidworks®*.

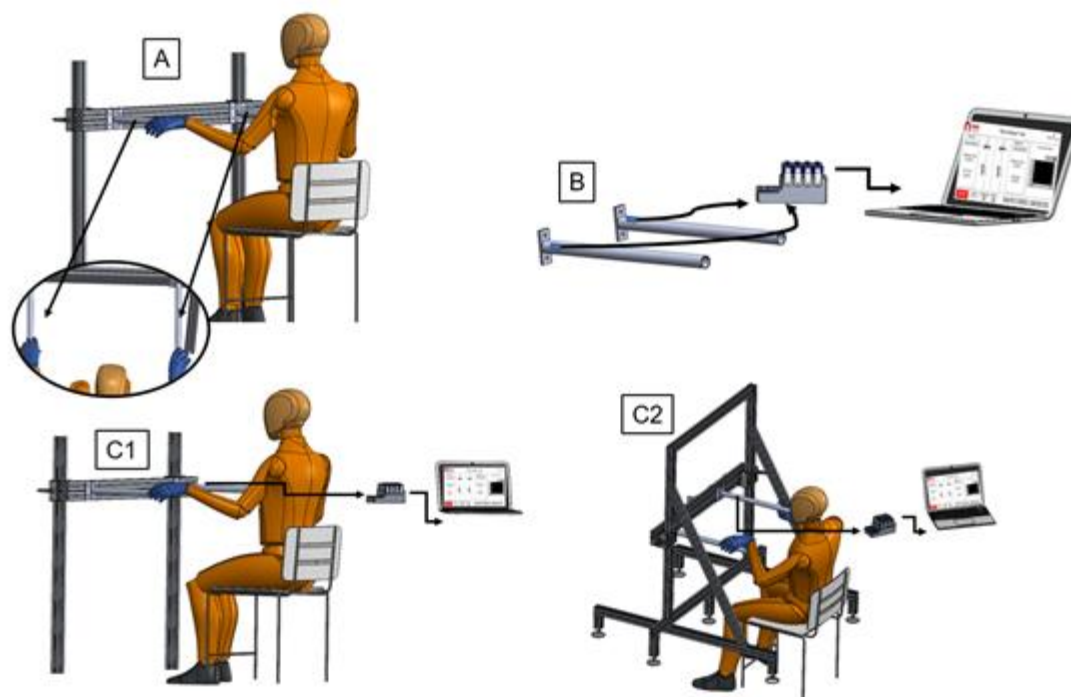


Figura 3.1 - Sistema desenvolvido. A) Sistema de Medição; B) Interface de visualização e registo de dados; C) Sistema de ancoragem (C1 – Sistema de Ancoragem Tipo Fixo e C2 - Sistema de Ancoragem Tipo Móvel).

3.1.1. Sistema de Medição

O sistema de medição desenvolvido é baseado na utilização de 2 vigas em balanço, tal como se representa na figura 3.2. Neste tipo de sistema, as vigas são ancoradas, no perfil Minitec, referência 20.1063/0, numa extremidade e livres na outra, onde o utilizador se apoia com a mão, de modo a suportar e executar o movimento. O afastamento das vigas garante o espaço necessário para a execução do movimento em conforto e segurança.

O princípio utilizado tira partido da informação estrutural da viga quando é solicitada pelo apoio do utilizador na sua extremidade livre. Para isso recolhe-se a informação da deformação localizada na sua zona de ancoragem, instrumentando-a com extensometria elétrica de resistência. Em termos práticos, pretendeu-se transformar cada uma das vigas numa “célula de carga” para quantificação da força exercida na extremidade. De seguida descrevem-se os passos de desenvolvimento e instrumentação do sistema de medição.

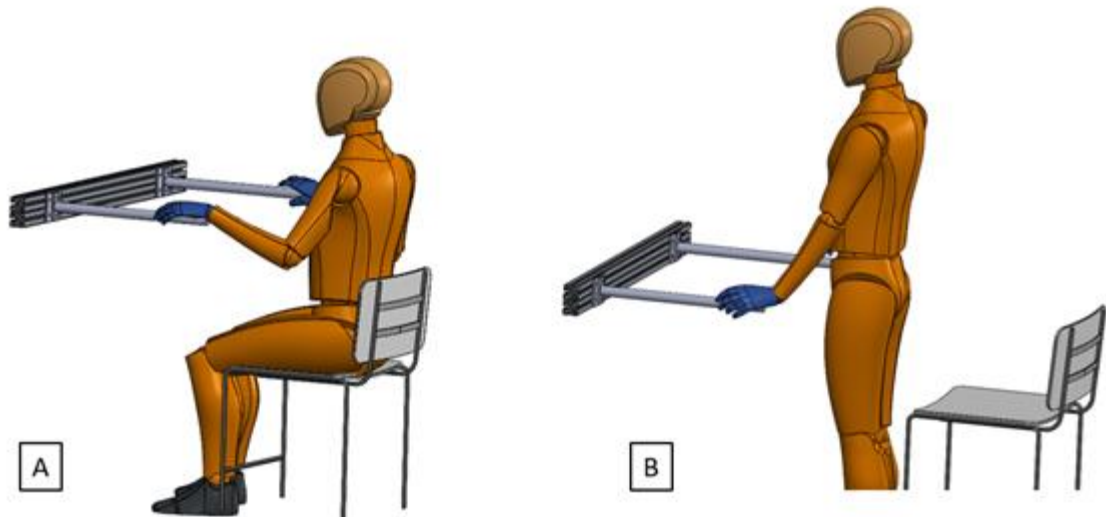


Figura 3.2 - Esquema do indivíduo a fazer o movimento "*Sit-to-Stand*" apoiando-se nas 2 vigas: A) Posição de sentado; B) Posição de pé.

O desenvolvimento do sistema referido obrigou a garantir a resistência e rigidez necessárias para, por um lado garantir a segurança do utilizador e por outro permitir uma gama de deformação que permita a quantificação da força exercida. Pressupondo que a força que o utilizador exerce ao realizar o movimento STS será proporcional à sua massa, foi realizada uma pesquisa, tendo-se identificado o exposto da tabela 3.1 (Completo & Fonseca, 2011). A partir desta tabela verifica-se que a massa média em mulheres adultas é de 62,5kg e em homens adultos é de 78,4kg, que perfaz uma média de 70,45kg. Assim, admitindo a transferência total do peso do utilizador para os braços e arredondando o valor da média para 71kg, ao multiplicar este por 10 obtêm-se um valor de 710N, logo a força considerada foi de 710N, 355N para cada braço.

Tabela 3.1 - Dados antropométricos para percentil 50 em termos de peso e altura, para diferentes idades (Completo & Fonseca, 2011).

Percentil 50				
Tipo	Idade	Gênero	Altura [cm]	Massa [kg]
Bebé	2 meses	M & F	55,5	4,7
	6 a 8 meses	M & F	68,7	8,0
	12 a 15 meses	M & F	73,3	10,0
	20 a 30 meses	M & F	82,5	11,6
	2,5 a 3 anos	M & F	93,4	14,0
Criança	4 anos	M & F	101,4	16,0
	6 anos	M & F	114,5	20,0
	8 anos	M & F	126,4	25,5
	10 anos	M & F	136,6	31,9
	12 anos	M & F	148,0	39,1
Adolescente	13 anos	M & F	154,5	44,2
	14 anos	M & F	159,4	50,0
	16 anos	M & F	168,5	58,9
Adulto	18 a 65 anos	F	162,6	62,5
	18 a 65 anos	M	175,5	78,4

A escolha do tipo de viga foi direcionada para uma secção circular, dadas as boas características antropométricas, indicadas tanto para apoio como para preensão. A figura 3.3 apresenta os dados antropométricos associados à mão e as dimensões recomendadas para um perfil de preensão com geometria circular, (Tilley & Henry Dreyfuss Associates, 1993).

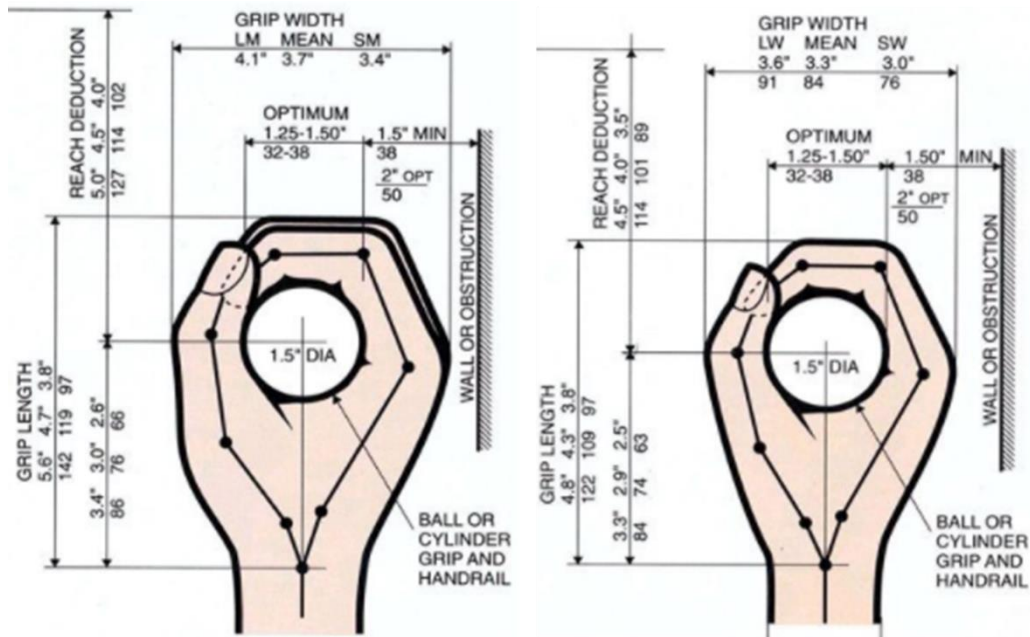


Figura 3.3 - Dados antropométricos da mão (Tilley & Henry Dreyfuss Associates, 1993).

Foi selecionado um perfil tubular com diâmetro externo de 30 mm, em aço inox, norma EN 1.4404, com as características mecânicas e geométricas da tabela 3.2. A escolha deste material teve em conta, além das características geométricas, a facilidade de limpeza e desinfeção.

Tabela 3.2 - Características Mecânicas e Geométricas do Perfil Tubular EN 1.4404 (<http://www.metalcor.de/en/datenblatt/12/>).

Perfil Tubular EN 1.4404	
Propriedades Mecânicas	Propriedades Geométricas
$\sigma_c = 200 \text{ MPa}$	$I_x = 17329 \text{ mm}^4$
$E = 200 \text{ GPa}$	$D_E = 30 \text{ mm}$
$\nu = 0.3$	$D_I = 26 \text{ mm}$

Apesar do perfil considerado ter um diâmetro externo de 30mm, foi desenvolvida uma pega de interface com o utilizador, cuja geometria se mostra na figura 3.4. Pretendeu-se com esta pega melhorar a aderência do utilizador ao apoiar-se na extremidade da viga, transmitindo-lhe uma sensação de segurança. Assim, a superfície externa da pega incorpora um recartilhado fino. Com a introdução da pega, o diâmetro final de

aperto da mão é de 35mm, o que abrange o diâmetro de aperto ideal, referido por (Tilley & Henry Dreyfuss Associates, 1993) (Figura 3.3).



Figura 3.4 - Modelo 3D da pega de interface com a mão do utilizador.

A pega foi produzida com a recurso fabrico aditivo, com a impressora Original Prusa i3 MK3S & MK3S, em material, FILAFLEX TPU TRANSPARENTE – RECREUS, cujas características se adequam ao contacto com a mão do utilizador (Figura 3.5), assim como com a desinfeção superficial.



Figura 3.5 - Resultado final da pega já colocada no braço.

- *Dimensionamento Estrutural*

Tendo em conta o perfil tubular da viga, foi desenvolvido um componente de ancoragem, cuja geometria se apresenta na figura 3.6. Este componente é cavilhado verticalmente ao perfil e permite a ligação ao sistema de suporte com recurso a dois parafusos M5 de fixação.

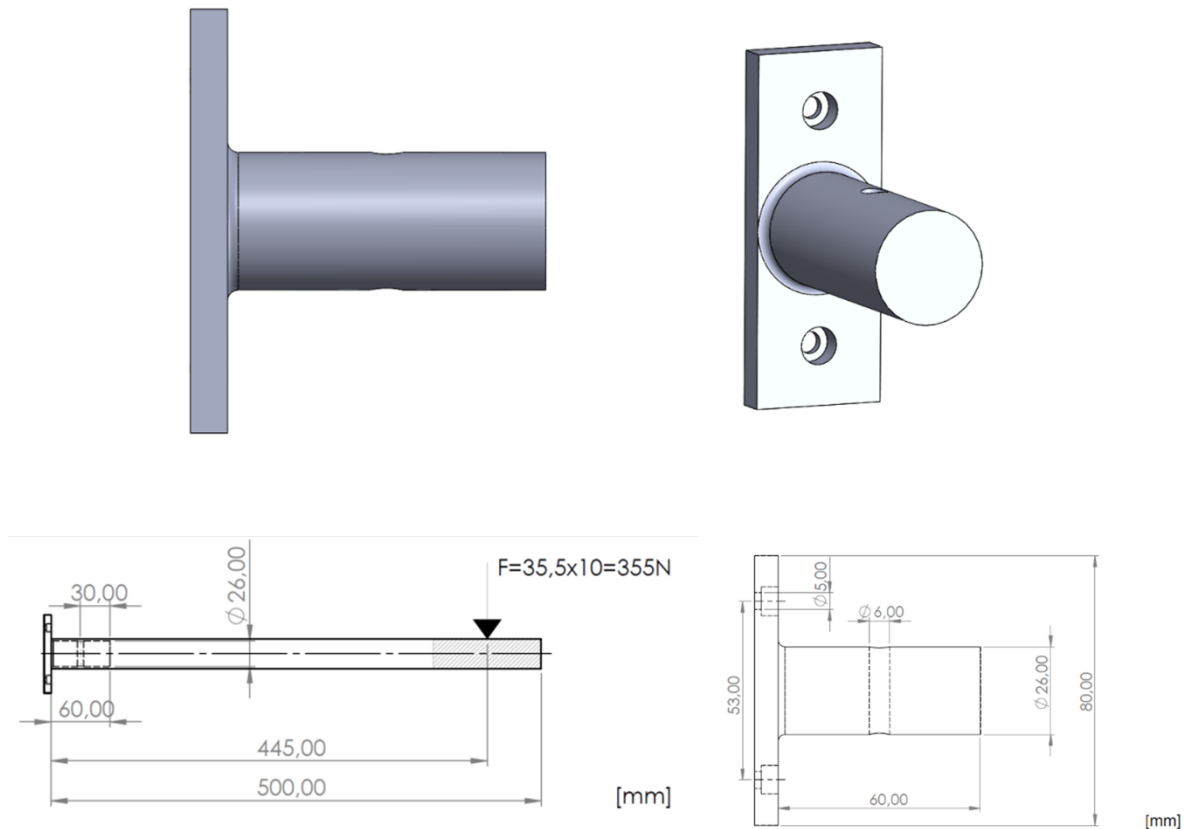


Figura 3.6 - Componente de ancoragem no *software Solidworks®*, esquema do perfil tubular da viga e pormenor do componente de ancoragem.

A figura 3.7 representa esquematicamente a viga com as dimensões consideradas e o posicionamento considerado para os extensómetros (zona de cima do perfil tubular), para a quantificação da deformação localizada em função da força aplicada na extremidade.

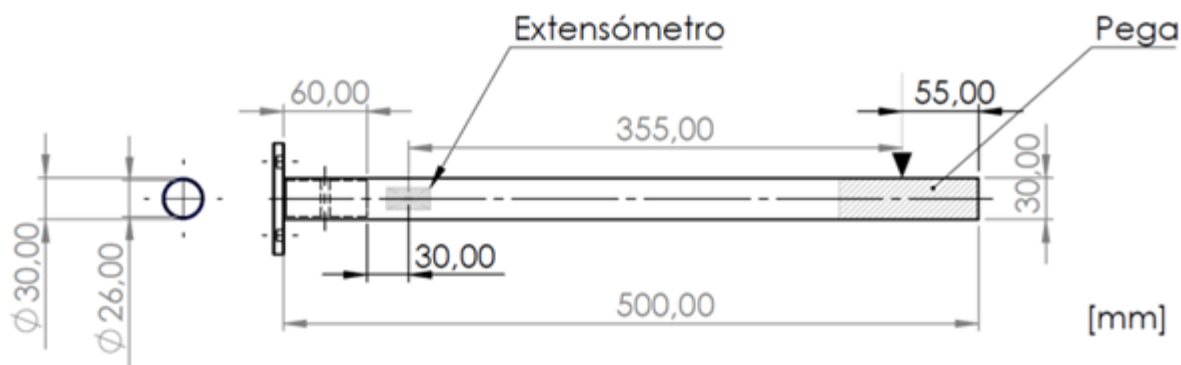


Figura 3.7 - Esquema da viga do Dispositivo de Apoio.

Tendo em conta as dimensões consideradas, a deformação na zona dos extensómetros para a carga limite considerada (355 N) pode ser obtida a partir da expressão (1). Considerando o domínio elástico, a deformação obtida será de $545 \mu\epsilon$ (2). Neste caso, o coeficiente de segurança (n) na seção dos extensómetros será de 1,83. Assim, pode-se afirmar que o valor de 109 MPa está substancialmente abaixo da tensão limite de cedência do material, mostrando a resistência adequada para a secção instrumentada.

$$\sigma_{m\acute{a}x} = \frac{M_{f m\acute{a}x} * y_{m\acute{a}x}}{I} \Leftrightarrow \frac{355 * 355 * 15}{17329} \cong 109 MPa \quad (1)$$

$$\epsilon_{Ext} = \frac{\sigma_{m\acute{a}x}}{E} \Leftrightarrow \frac{109}{200000} = 545 \mu\epsilon \quad (2)$$

$$n = \frac{\sigma_{ced}}{\sigma_{m\acute{a}x}} \Leftrightarrow \frac{200}{109} = 1,83 \quad (3)$$

Considerando a situação de apoio da mão do utilizador na extremidade e a secção mais desfavorável do perfil tubular (zona de ligação ao componente de ancoragem), obtém-se uma distância de 445 mm. Para esta situação, a tensão normal máxima tem um valor de 137 MPa, abaixo da tensão limite de cedência do material, com um coeficiente de segurança de 1,45.

Para a avaliação da rigidez da viga, considerou-se um braço desde a zona de ancoragem até à zona de aplicação da força (Figura 3.8). O cálculo da flecha na secção de aplicação da força pode ser obtido a partir da equação 4.

$$f = \frac{PL^3}{3EI} = \frac{355 \cdot 445^3}{3 \cdot 200 \cdot 10^3 \cdot 17329} \cong 3 \text{ mm} \quad (4)$$

Conduzindo a um valor máximo de 3mm. Este valor máximo representa uma relação de rigidez $\frac{f}{L} = \frac{445}{3,009} = 147,89$, adequado tendo em conta as condições em análise.

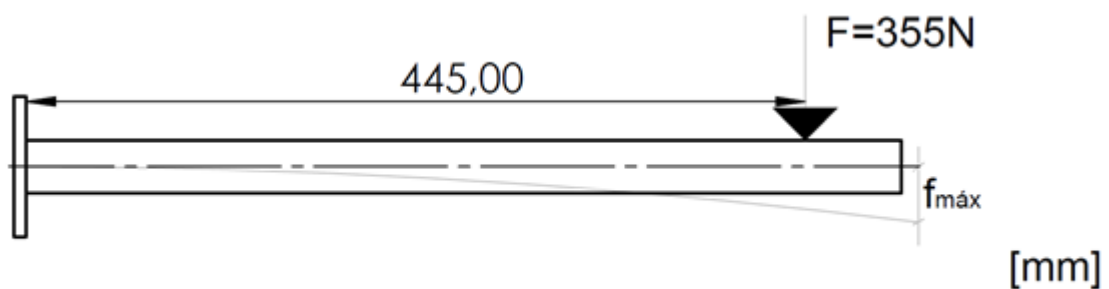


Figura 3.8 - Esquema da Flecha Máxima.

A verificação estrutural do componente de ancoragem e os elementos de ligação é descrita de seguida. Refira-se que, tal se pode identificar à frente, o sistema de ancoragem foi desenvolvido em perfil da marca Minitec, referência 20.1063/0. Assim, a distância entre parafusos de fixação foi ajustada para 53 mm, por condicionantes geométricas deste perfil.

O componente de ancoragem foi produzido através de maquinaria CNC (*Computer Numeric Control*), em liga de alumínio AW7075, com as características mecânicas e geométricas que se apresentam na tabela 3.3.

Tabela 3.3 - Características Mecânicas e Geométricas do Componente de ancoragem
(https://www.polylanema.pt/client/files/0000000001/aw7075-fichatecnica_1537.pdf).

Componente de ancoragem, AW7075	
Características mecânicas	Características geométricas
$\sigma_{ced} = 460 \text{ MPa}$	I_A (Momento de Inércia da secção A) = $22431,8 \text{ mm}^4$
$\tau_{ced} = 530 \text{ MPa}$	I_B (Momento de Inércia da secção B) = $13643,8 \text{ mm}^4$
$\nu = 0,33$	$D = 26 \text{ mm}$
$E = 71 \text{ GPa}$	

Este componente, ligado ao perfil tubular, está representado na figura 3.9, onde se identifica a secção mais desfavorável à flexão (A). Também a zona de ligação do componente ao perfil é verificada à flexão (B). Complementarmente, são dimensionados a cavilha de ligação do componente ao perfil (C) e os parafusos de aperto M5 (R1 e R2).

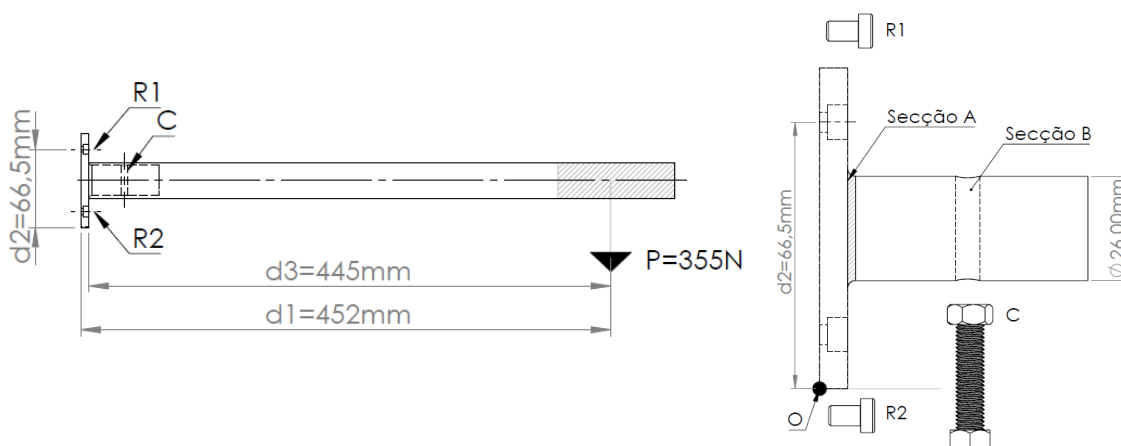


Figura 3.9 - Detalhe do componente de ancoragem e as suas ligações.

Relativamente à solicitação na secção A (circular maciça), a tensão normal máxima devido à flexão pode ser calculada através da equação 5, utilizando um braço de 445mm (d_3), que corresponde à distância desde do componente de ancoragem até ao ponto de aplicação. Deste modo, obtém-se um valor de 92 MPa, abaixo da tensão limite de cedência do material.

$$\sigma_{m\acute{a}x} = \frac{P * d_3}{I} * \frac{d}{2} \Leftrightarrow \frac{355 * 445}{\frac{\pi * 26^4}{64}} * \frac{26}{2} \cong 92MPa \quad (5)$$

Para a zona de ligação do componente ao perfil (B) a tensão máxima é calculada através da expressão 6, obtendo-se um valor de 151 MPa.

$$\sigma_{m\acute{a}x} = \frac{P * d_3}{I_B} * \frac{d}{2} \Leftrightarrow \frac{355 * 445}{13643,8} * \frac{26}{2} \cong 151 MPa \quad (6)$$

Note-se que, para as ambas as secções a tensão normal máxima está abaixo da tensão limite de cedência do material, demonstrando a resistência adequada para o componente. Refira-se que nestes cálculos apenas se considera o esforço de flexão, desprezando-se a componente de corte associada ao esforço transversal.

Os parafusos de fixação estão submetidos a esforços de flexão e de corte, tal como se representa na figura 3.9. Tendo em conta que os parafusos são iguais, no dimensionamento, o parafuso R1 é o mais solicitado à flexão. O esforço normal máximo no parafuso pode ser calculado pela expressão 7. Assim, considerando apenas a resistência do parafuso R1, o seu dimensionamento será majorado, obtendo-se uma solicitação de 2413N.

$$P * d_2 = R_1 * d_1 \Leftrightarrow R_1 = \frac{P * d_1}{d_2} \Leftrightarrow R_1 = \frac{355 * 452}{66,5} = 2413N \quad (7)$$

Os parafusos a serem utilizados são de cabeça cilíndrica baixa, com sextavado interior, de acordo com a norma DIN 7984, e da classe 8.8 (resistência limite à tração de 800 MPa). Tendo em conta o valor da tensão normal, e procedendo ao dimensionamento de acordo com a expressão 8 obtém-se um parafuso M3 como secção resistente mínima. No entanto, selecionou-se um parafuso M5, existente no laboratório e que tem as características indicadas.

$$\sigma_P = \frac{R_1}{A_p} \leq \sigma_{adm} \Leftrightarrow \frac{R_1}{\sigma_{adm}} = \frac{2413}{800} = 3,02mm^2 \quad (8)$$

$$A_p = \pi * R^2 \Leftrightarrow 3,02 = \pi * R^2 \Leftrightarrow R = 1mm \rightarrow D = 2mm \rightarrow M3 \quad (9)$$

Nesta situação, tal como se pode observar na expressão 10, também ao corte o parafuso M5 apresenta a resistência adequada.

$$\tau = \frac{P}{2A_p} \leq \tau_{adm} \Leftrightarrow \frac{355}{2 * 5} \cong 36MPa \leq \frac{800}{2} \Leftrightarrow \frac{355}{2 * 5} \cong 36MPa \leq 400MPa \quad (10)$$

A cavilha de ligação entre o componente de ancoragem e o perfil tubular (C) é de aço Inox AISI 304 e está solicitada ao corte. Admitindo o esquema representado na figura 3.9, que representa uma condição limite de solicitação (apenas parte superior da cavilha), a tensão de corte obtida é de 93 MPa, abaixo do limite de cedência.

A cavilha utilizada tem as características mecânicas e geométricas que se apresentam na tabela 3.4.

Tabela 3.4 - Características Mecânicas e Geométricas da Cavilha de ligação, AISI 304 (<https://www.thomasnet.com/articles/metals-metal-products/all-about-304-steel-properties-strength-and-uses/>).

Cavilha de ligação, AISI 304	
Características Mecânicas	Características Geométricas
$\sigma_c = 215 \text{ MPa}$	D = 6 mm A = 28,27 mm ²

$$P * d_3 = R_c * D \Leftrightarrow R_c = \frac{P * d_3}{D} \Leftrightarrow R_c = \frac{355 * 445}{30} = 5265,83N \quad (11)$$

$$\tau_c = \frac{R_c}{2 * A} \leq \tau_{adm} \Leftrightarrow \tau_c = \frac{5265,83}{2 * 28,27} = 93 \text{ MPa} \leq \frac{215}{2} \Leftrightarrow \tau_c = \frac{5265,83}{2 * 28,27} = 93MPa \leq 107,5MPa \quad (12)$$

- *Produção de Componentes*

O elemento de ligação foi maquinado através de fabrico subtrativo numa fresadora de 5 eixos, HASS UMC-750SS, a partir de um bloco de alumínio. A figura 3.10 apresenta uma sequência de procedimentos associados à maquinação, desde a marcação até ao resultado final do componente.

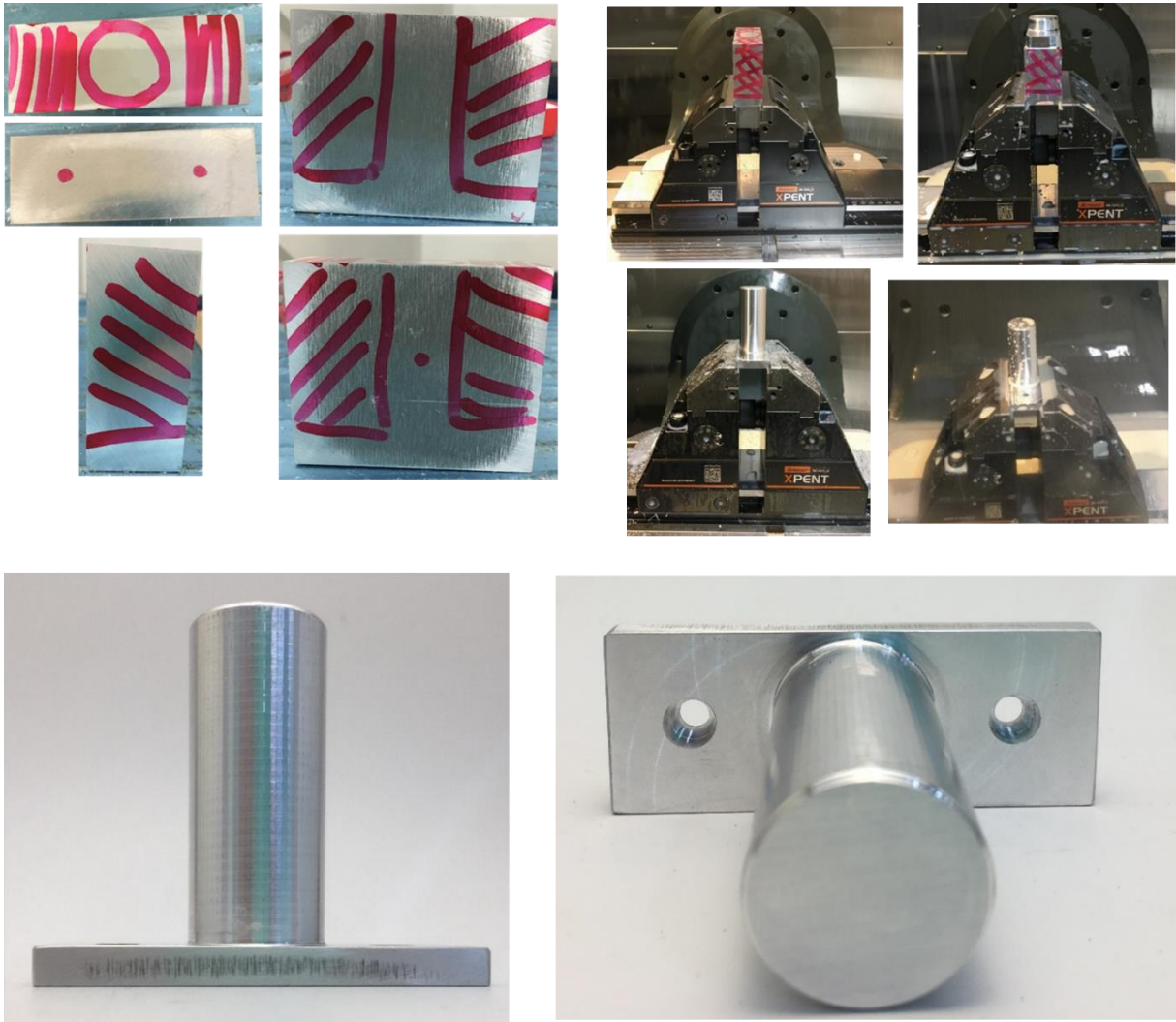


Figura 3.10 - Marcação do componente, maquinação do componente no torno CNC e resultado final do componente de ligação.

A preparação da ligação entre o perfil tubular e o elemento de ancoragem foi feita numa fresadora convencional, GABIN 1M, tal como se mostra na figura 3.11. A figura 3.12 apresenta a viga já preparada, antes da sua instrumentação.



Figura 3.11 - Furação entre o perfil tubular e o elemento de ligação.



Figura 3.12 - Viga antes da instrumentação.

- *Instrumentação da Viga*

A instrumentação das vigas foi implementada com recurso a quatro extensómetros lineares, posicionados na secção de acordo com a figura 3.13. A seleção deste número de extensómetros e o seu posicionamento foi a escolhida por permitir quantificar a componente de força no plano vertical, no plano horizontal e a sua resultante.

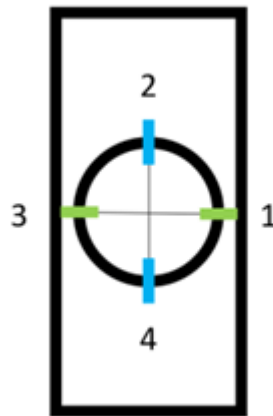


Figura 3.13 - Vista em perfil da viga e esquema da colocação dos extensómetros.

A figura 3.14 ilustra o conceito de medição implementado. Os extensómetros 2 e 4 permitem obter a componente de força vertical (neste caso 1 e 3 estão posicionados na “linha neutra”, onde a deformação irá ser 0). Inversamente, os extensómetros 1 e 3 permitem obter a componente de força horizontal (neste caso 2 e 4 estão posicionados na “linha neutra”, onde a deformação irá ser 0). Deste modo, com a obtenção destas duas componentes, é possível estimar a inclinação da força que é aplicada pelo utilizador, e por consequência, estimar o posicionamento do sistema mão-braço.

Apesar de o sistema permitir esta identificação não foram considerados e implementados no modelo final.

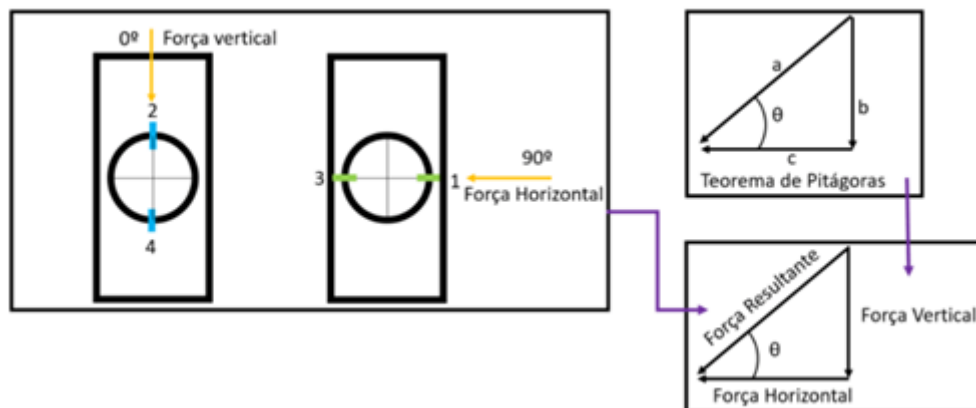


Figura 3.14 - Esquema de posicionamento dos extensômetros e Força Resultante (Teorema de Pitágoras aplicado às normas das forças).

Os extensômetros usados são da marca VISHAY com a referência CEA-06-250UW-120 de 120 Ohm. Refira-se que a ligação dos extensômetros é feita em $\frac{1}{4}$ de ponte de *Wheatstone*, tal como se pode identificar mais à frente. A Figura 3.15 mostra um detalhe de um extensômetro colado e a viga instrumentada com os 4 extensômetros. Refira-se que nos procedimentos de colagem dos extensômetros foram tidos em conta todos os passos relevantes conducentes a uma boa colagem, desde a preparação da superfície de colagem até ao posicionamento e transferência do extensômetro. Na colagem foi usado como elemento de ligação um cianoacrilato de marca Loctite.

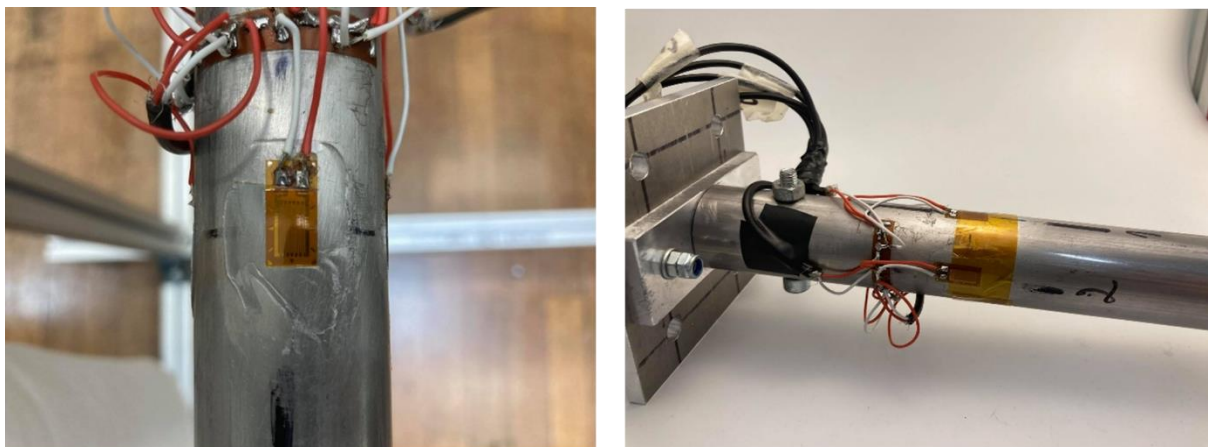


Figura 3.15 - Colagem e posicionamento dos extensômetros na viga.

- *Sistema de Aquisição*

A aquisição do sinal proveniente dos extensómetros foi efetuada através do *software LabView*. Neste *software* foram desenvolvidas duas aplicações, uma para a calibração do sistema de aquisição e outra como interface com o utilizador para o sistema. O *hardware* utilizado para aquisição de sinal envolve a utilização de um chassis da *National Instruments*, com a referência NI-cDAQ-9174 (Figura 3.16) e duas placas de 4 canais, com a referência NI 9219 (Figura 3.16), garantindo-se assim um total de 8 canais, necessários para a ligação dos 8 extensómetros (4 em cada viga).



Figura 3.16 - Chassis NI-cDAQ-9174 e Placa de aquisição de dados NI 9219.

- *Calibração do Sistema de Aquisição*

Para a calibração do sistema de aquisição de cada uma das vigas foi desenvolvida uma interface com um conjunto de posições discretas, de modo a obter as curvas de calibração da força vertical e horizontal, tal como se apresenta nas figuras 3.17 e 3.18.

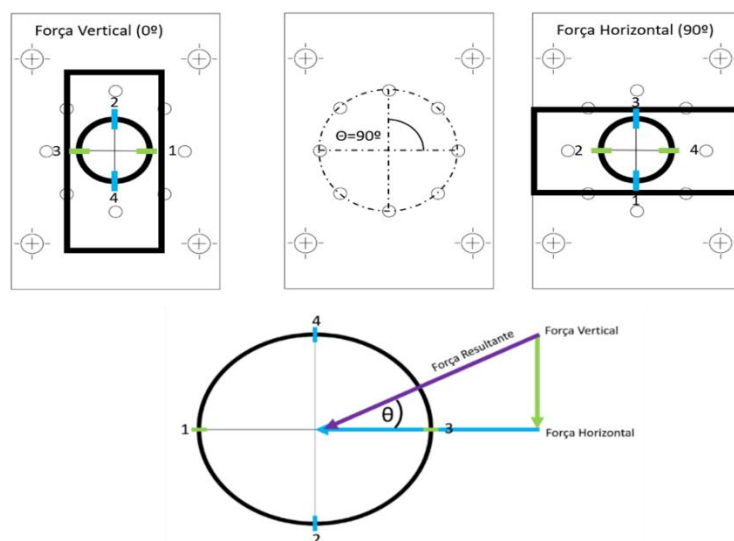


Figura 3.17 - Esquema da interface com identificação do conjunto de posições discretas considerado.

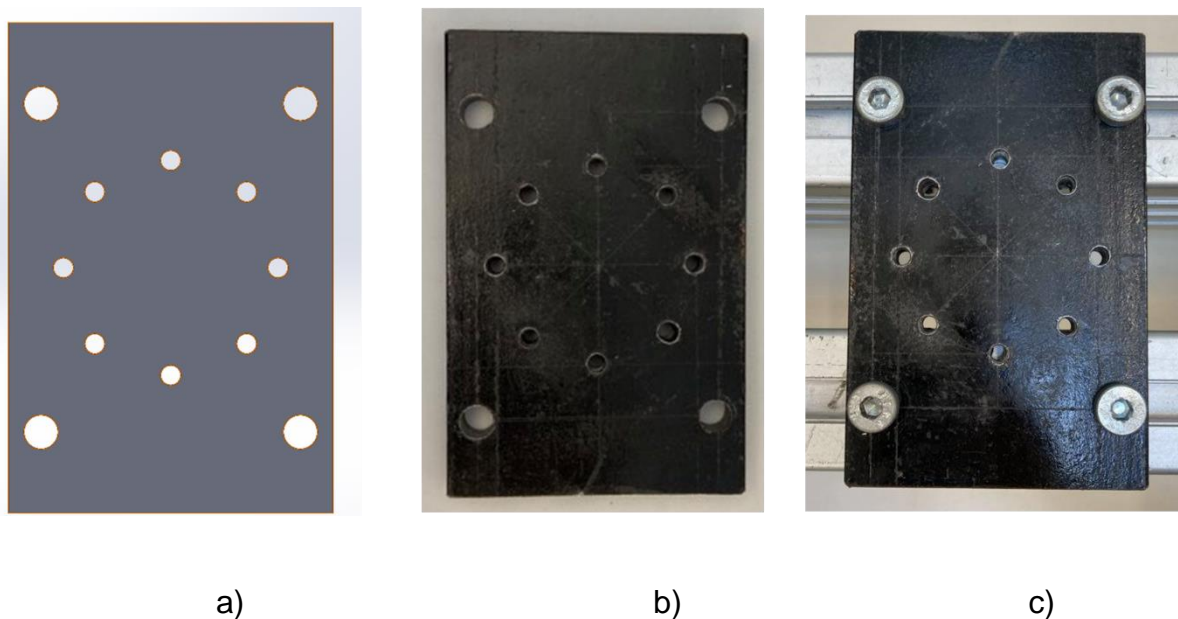


Figura 3.18 - Interface desenvolvida para posicionamento da viga: a) Geometria 3D; b) Componente maquinado; c) Componente ancorado.

Foi desenvolvida uma aplicação em *LabView* que permite a aquisição dos dados provenientes dos quatro extensómetros, ligados em $\frac{1}{4}$ de ponte, tal como referido atrás. O diagrama de blocos da aplicação apresenta-se na figura 3.19 e a interface com o utilizador na figura 3.20. A aplicação permite, além da visualização, o registo da deformação de cada extensómetro, que é guardado num ficheiro em formato *Excel*.

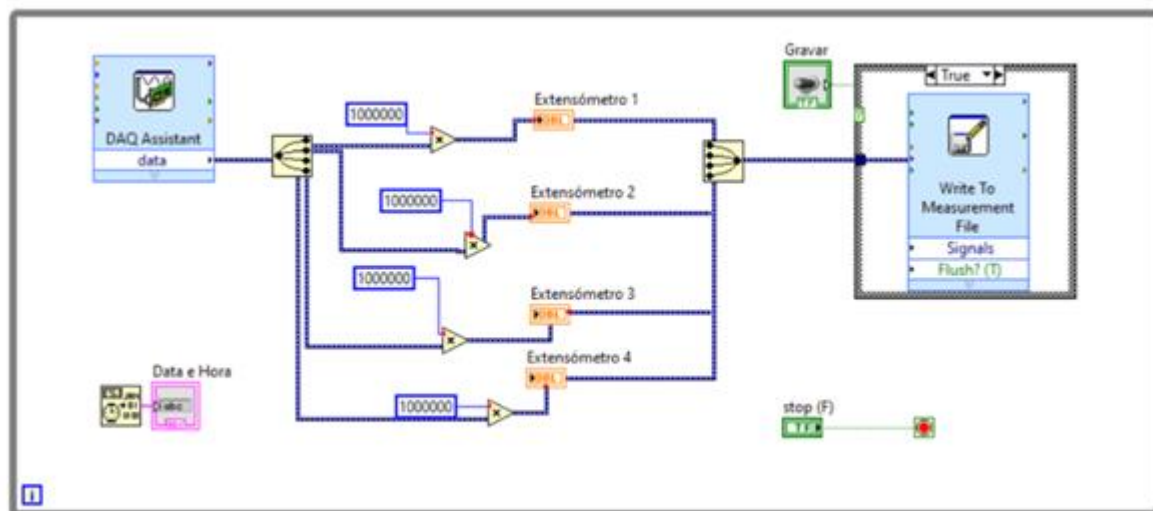


Figura 3.19 - Diagrama de blocos do programa de calibração.

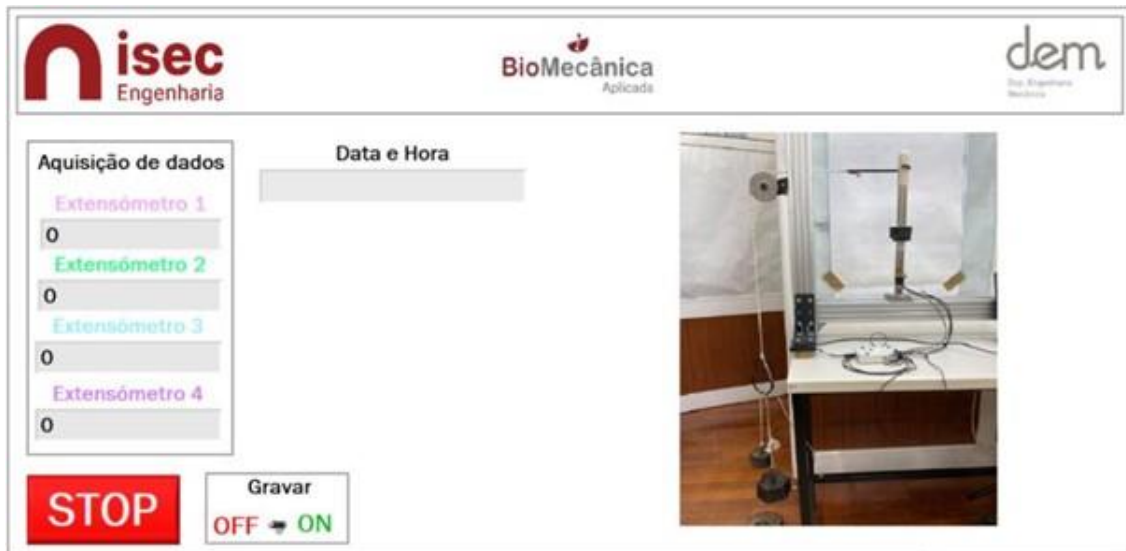


Figura 3.20 - Painel frontal do programa de calibração.

O *setup* experimental para a aquisição de dados de calibração envolveu o posicionamento de cada uma das vigas num bastidor de testes, tal como se representa na figura 3.21. A aplicação de forças foi garantida através de massas calibradas, aplicadas gradualmente até ao valor máximo de 360N.

No procedimento experimental, entre cada adição de massa, foram aguardados 50 segundos para a deformação estabilizar, procedendo-se de imediato ao registo das deformações. O procedimento seguiu um aumento de peso (subida) até atingir a solicitação de 360N e na sequência o processo inverso, retirando-se os pesos até ter uma solicitação de 0N. Este procedimento foi repetido 3 vezes para a força vertical e 3 vezes para a força horizontal.



Figura 3.21 - Ensaio de calibração.

Os dados recolhidos nos extensómetros permitiram caracterizar o campo de deformações nas zonas de colagem para a carga aplicada. Com essas deformações foi possível obter as retas de calibração do sistema para cada uma das forças. Os gráficos 3.1, 3.2, 3.3 e 3.4 apresentam as retas de calibração obtidas.

Força Horizontal Braço Esquerdo

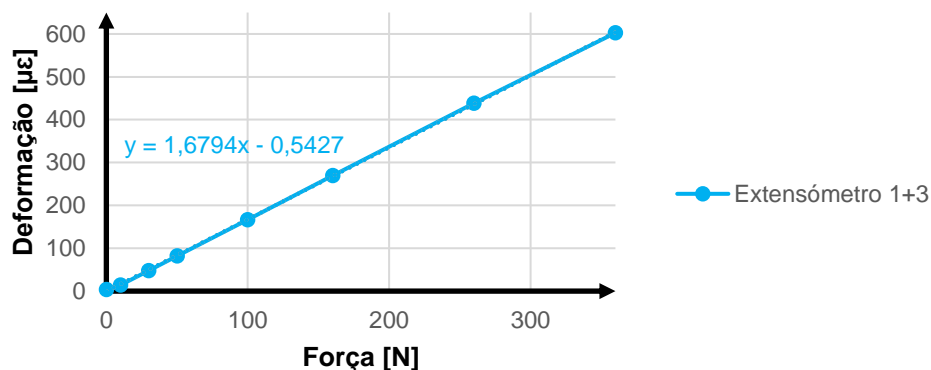


Gráfico 3.1 - Retas de Calibração Da Força Horizontal Braço Esquerdo.

Força Horizontal Braço Direito

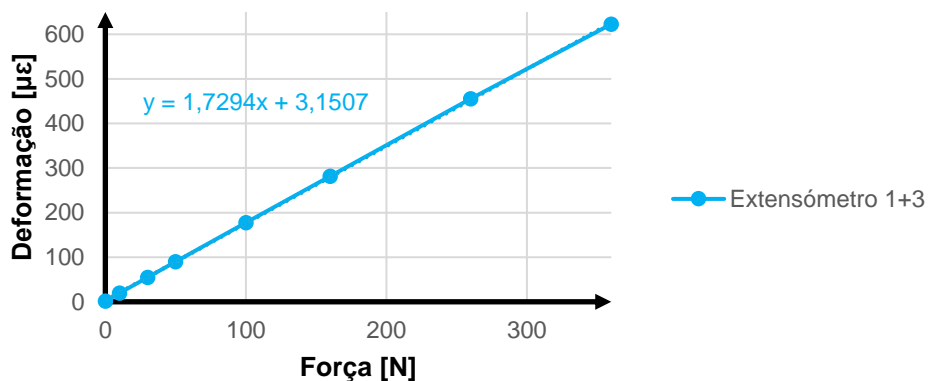


Gráfico 3.2 - Retas de Calibração Da Força Horizontal Braço Direito.

Força Vertical Braço Direito

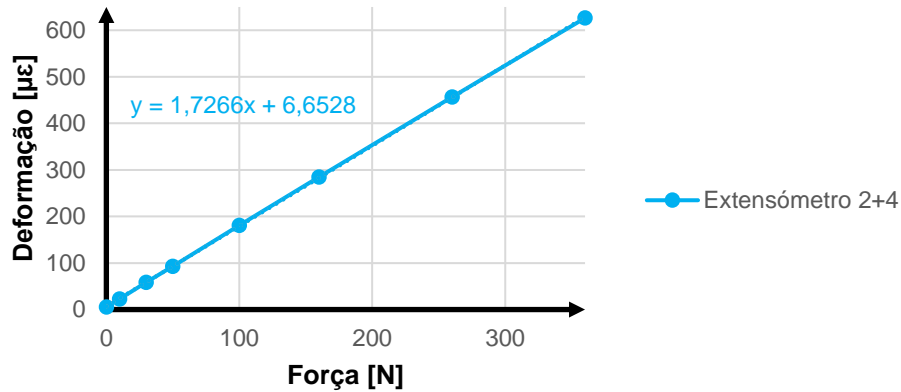


Gráfico 3.3 - Retas de Calibração Da Força Vertical Braço Direito.

Força Vertical Braço Esquerdo

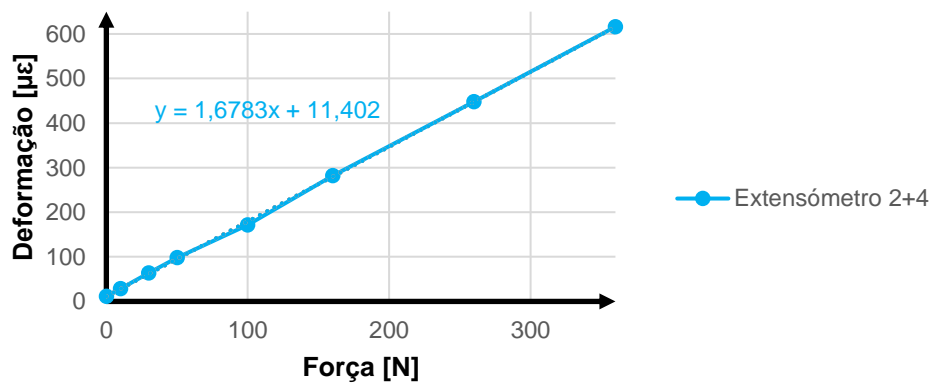


Gráfico 3.4 - Retas de Calibração Da Força Vertical Braço Esquerdo.

De modo a proteger os extensómetros durante o transporte e montagem do sistema, assim como durante o movimento STS, foram desenvolvidas duas proteções (Figura 3.22), produzidas em poliláctico láctico (PLA) através de fabrico aditivo. Estas proteções foram desenvolvidas para uma fácil montagem, permitindo a saída dos fios de transporte de sinal, tal como se representa na figura 3.23.

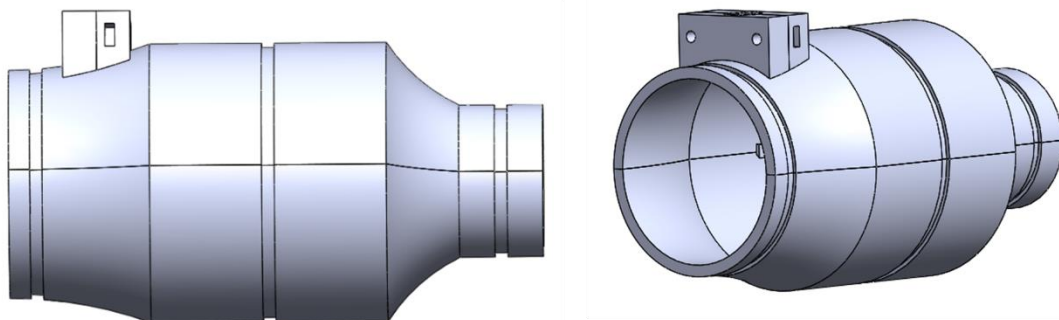


Figura 3.22 - Modelo 3D das proteções dos extensómetros desenvolvidas em Solidworks®.

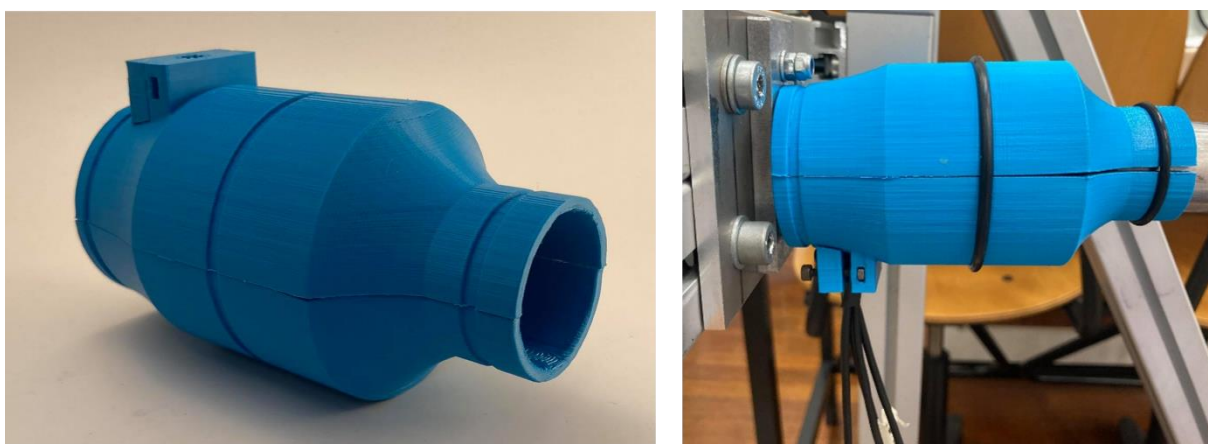


Figura 3.23 - Conjunto da proteção montada através de encaixe após fabrico (esquerda) e após implementação no dispositivo (direita).

3.1.2. Interface de Visualização e Registo de Dados

- *Sistema de Aquisição – Interface com o Utilizador e Registo de Dados*

Com as retas de calibração definidas, foram obtidas as equações que permitem calcular a força vertical e horizontal de cada braço. Estas retas foram usadas na aplicação desenvolvida no programa *LabView* para servir como interface com o utilizador e registo de dados durante a utilização do sistema biomecânico no movimento STS. A interface com o utilizador é apresentada na figura 3.24 e diagrama de blocos no Anexo A.

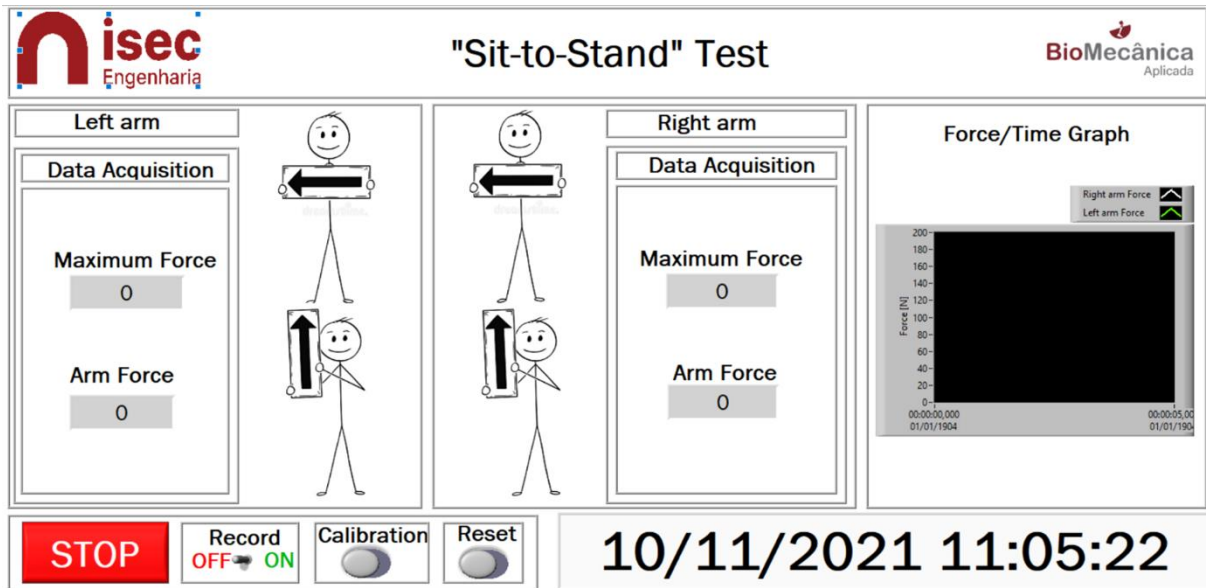


Figura 3.24 - Painel frontal do programa de aquisição da força feita por cada braço.

A aplicação desenvolvida permite, além do registo da força exercida no tempo, a visualização da força máxima realizada por cada braço, assim como o sentido da força aplicada. Também foi introduzido um gráfico onde se pode ver a força feita pelo utilizador ao longo do tempo. As forças aplicadas por cada braço, com sincronização no tempo, são registadas num ficheiro *Excel* para pós-processamento.

Tal como referido atrás, este projeto pretende também motivar os pacientes a executarem o movimento STS. Como tal, foi complementarmente desenvolvida uma aplicação (Figura 3.25 e Anexo B) no programa *LabView* com o objetivo de ajudar a estimular no processo de recuperação de pacientes.

A aplicação tem quatro etapas até chegar ao prémio, onde cada imagem corresponde a uma etapa, ou seja, em cada uma delas o paciente tem um objetivo a cumprir, que pode ser introduzido manualmente. Quando esse objetivo é atingido, a imagem aparece no painel frontal. Refira-se que o objetivo envolve a força exercida pelos braços, onde estará associado o menor valor a uma maior autonomia, ou seja, quanto menos força o individuo aplicar pelos membros superiores mais força irá fazer com os membros inferiores.



Figura 3.25 - Painel Frontal da Aplicação Jogo.

3.1.3. Sistema de Ancoragem

As componentes de ancoragem para o sistema de medição e de interface com o utilizador envolvem duas tipologias, uma fixa e outra transportável. Em ambas as situações, os elementos estruturais que as constituem são em perfil de alumínio, da marca Minitec, com dimensão 45x45.

- *Sistema de Ancoragem do tipo Fixo*

O sistema de ancoragem do tipo fixo envolve um conjunto de duas vigas horizontais paralelas, para posicionamento e fixação do sistema de medição. Estas vigas são ancoradas a dois componentes estruturais verticais, também em perfil Minitec, que são fixos a uma estrutura rígida, como por exemplo uma parede, através de parafuso de fixação ou outro tipo de elementos. O sistema de conexão entre as vigas horizontais e os dois elementos verticais é feita através de um elemento deslizante com bloqueio, também da marca Minitec.

A figura 3.26 mostra uma representação do sistema de ancoragem do tipo fixo, com identificação de todos os elementos que o compõem. Refira-se que esta solução permite o posicionamento das vigas de medição, tanto em altura como na largura. Nesta solução, o ecrã para visualização pode ser colocado num suporte, na parte de cima do sistema ou lateralmente.

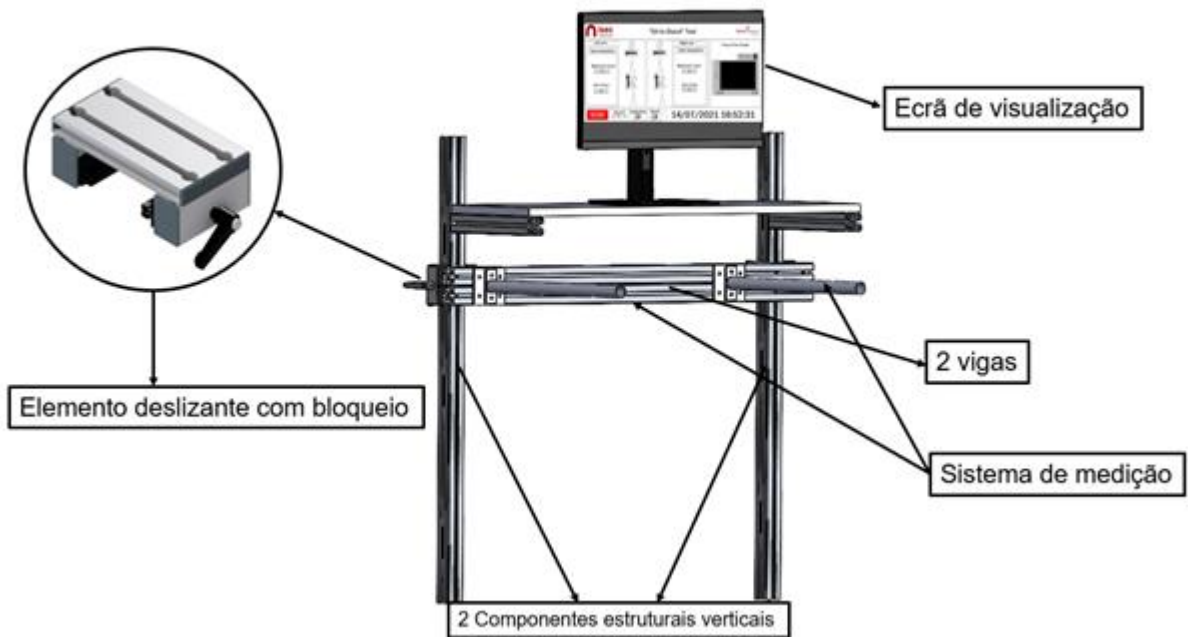


Figura 3.26 - Sistema de ancoragem tipo fixo.

- *Sistema de Ancoragem Transportável*

De modo a tornar o sistema transportável, foi concebido um sistema de ancoragem, desmontável, também baseado em perfil da marca Minitec, com tipologia 45x45. Este sistema inclui quatro pés de sustentação e três pés de estabilização lateral. Com uma base em cruz, envolve a colocação de uma estrutura do tipo pórtico, com elementos de estabilização. No pórtico são ancoradas duas vigas horizontais com posicionamento ajustável através de um elemento deslizante com bloqueio. As vigas de medição são posicionadas e fixas às duas vigas horizontais, permitindo assim o ajuste em altura e em largura.

A figura 3.27 mostra uma representação 3D deste sistema de ancoragem, com identificação dos vários elementos que a constituem.

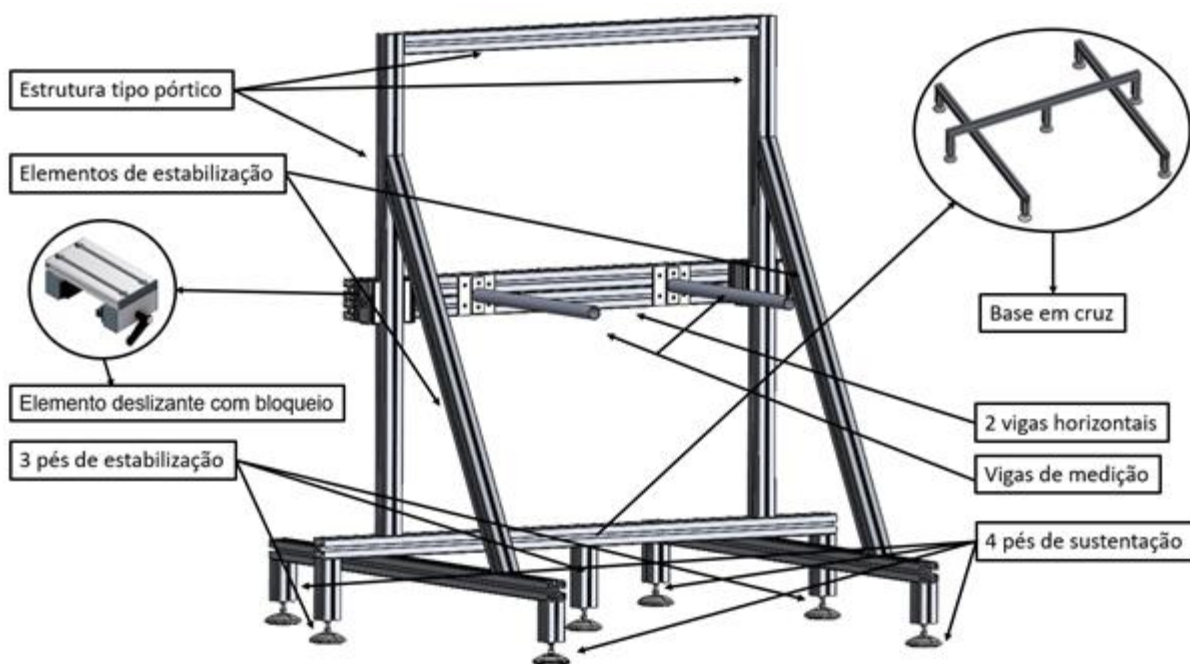


Figura 3.27 - Sistema de Ancoragem Transportável.

A figura 3.28 mostra o sistema de ancoragem transportável com o sistema de medição posicionado e fixo. Refira-se que a parte superior do sistema de ancoragem permite a colocação da interface com o utilizador, através de um ecrã ou computador portátil.



Figura 3.28 - Setup final da Ancoragem Transportável.

4. VALIDAÇÃO FUNCIONAL DO DISPOSITIVO

A validação do dispositivo envolveu um conjunto de testes experimentais associados ao movimento STS. Numa primeira etapa foi definido um protocolo de testes, a realizar por jovens saudáveis da comunidade académica do ISEC. Deste modo, além da avaliação do dispositivo, pretendeu-se criar um padrão de resultados para o dispositivo envolvendo indivíduos sem patologias. Posteriormente, foi definido um protocolo de teste com pacientes da unidade de cuidados continuados do Hospital Rovisco Pais. Em ambas as situações, houve o acompanhamento e orientação por parte da equipa médica que colaborou no desenvolvimento do projeto.

Este capítulo descreve os testes funcionais implementados e os resultados obtidos.

4.1. Protocolo com Jovens Saudáveis da Comunidade Académica do ISEC

Os testes ao dispositivo com jovens saudáveis da comunidade do ISEC foram realizados no laboratório de mecânica aplicada. Para a realização dos testes foi definido um protocolo de aquisição e submetido um pedido de autorização à Comissão de Ética do Instituto Politécnico de Coimbra, que mereceu despacho favorável com a Referência 119_CEPC2/2020. Assim, cada um dos voluntários assinou de modo livre um consentimento, esclarecido e informado, relativamente à participação nos testes. Todos os procedimentos experimentais e a recolha e tratamento de dados foi executada de acordo com a Declaração de Helsínquia. Para cada voluntário foi atribuído um código de identificação, não havendo em momento algum a menção escrita a dados pessoais, sendo garantida a confidencialidade dos mesmos.

Os testes experimentais foram realizados por trinta e seis jovens voluntários, saudáveis, com idades compreendidas entre os dezoito e vinte e sete anos, 18 do sexo masculino e 18 do sexo feminino. O protocolo de aquisição para cada um dos voluntários envolveu as seguintes etapas:

1. Apresentação do projeto e objetivos do estudo;
2. Recolha do consentimento livre, esclarecido e informado (Anexo C);
3. Recolha dos parâmetros corporais do voluntário;
4. Fase de descanso e ambientação. Posicionamento e ajuste do sistema de medição;
5. Recolha de dados do movimento em posição frontal para com o dispositivo, com execução de 5 movimentos;
6. Descanso e troca para a posição posterior relativamente ao dispositivo;
7. Recolha de dados do movimento em posição posterior para com o dispositivo, com execução de 5 movimentos;

8. Descanso do voluntário e solicitação de preenchimento de questionário (Anexo D);
9. Agradecimento.

A tabela 4.1 caracteriza resumidamente a amostra de voluntários que participaram neste estudo.

Tabela 4.1 - Amostra de Voluntários do ISEC (IMC - Índice de Massa Corporal; GC - Gordura Corporal; ME - Músculos Esqueléticos; NVG - Gordura Visceral; RM - Resting Metabolism.).

Voluntários - ISEC									
ID	Dados Pessoais		Parâmetros Corporais						
	Sexo	Idade	Massa [kg]	Atura [cm]	IMC	[%] GC	[%] ME	NVG	RM
2	M	20	89,9	182	27,1	28,9	34,9	9	1911
4	F	20	44,9	156	18,5	23,2	29,9	2	1125
9	F	24	62,3	171	21,3	30,7	28,9	3	1362
10	F	23	57,8	166	21	31,8	27,3	3	1294
15	F	23	60,3	160	23,5	38,8	23,9	5	1290
17	M	20	68	176	22	15,2	43,3	3	15644
20	M	22	103,7	187	29,7	31,4	33	11	2082
25	M	20	68,9	186	19,9	8,1	46,5	1	1643
26	F	21	67,9	172	23	36,7	25,9	4	1417
31	M	19	63	174	20,8	15,3	43,1	3	1564
32	M	20	70,2	164	26,1	20,9	41,4	8	1696
33	M	48	74,2	181	22,6	17,6	38,2	6	1631
37	M	22	62,2	173	20,8	16,3	41,9	3	1530
38	F	23	60,4	166	21,9	29,3	30,4	3	1322
39	F	20	67	161	25,8	29,3	35,2	8	1604
40	F	23	60,5	160	23,6	38	24,8	4	1287
41	F	20	72	160	28,2	44	23,8	5	1390
43	F	18	48,1	161	18,6	25,4	28,2	2	1188
46	F	23	50,3	155	20,9	29,3	28,6	3	1165
48	F	18	49,7	159	19,4	29,1	25,8	3	1207
52	M	26	90,5	176	29,2	31,2	33,5	11	1912
56	M	27	82,8	171	28,3	28,1	35,6	11	1822
62	M	23	74,2	177	23,7	18,9	40,8	6	1714
63	M	22	87,2	186,5	25,1	19,7	39,6	6	1876
65	F	20	46	160,5	17,9	7,7	17,9	1	1253

Voluntários - ISEC

ID	Dados Pessoais		Parâmetros Corporais						
	Sexo	Idade	Massa [kg]	Atura [cm]	IMC	[%] GC	[%] ME	NVG	RM
68	M	21	56,5	166,5	20,4	12,4	45,3	2	1486
69	F	23	52,2	163	19,6	26,2	30	3	1226
75	F	23	73,4	164	27,3	44	23,4	6	1425
76	M	27	107,1	184,5	31,5	32,5	32,1	12	2117
78	M	21	74	178	23,4	24,7	36,7	6	1683
82	M	21	82,3	167	29,5	31,2	34,7	11	1833
85	F	18	61,7	159	24,4	26,3	37,1	7	1538
88	M	20	79,1	186	22,9	12,8	43,9	4	1784
94	F	20	55,8	172	18,9	24,1	31,1	2	1307
98	F	22	54,7	155	22,8	34,3	27	4	1204

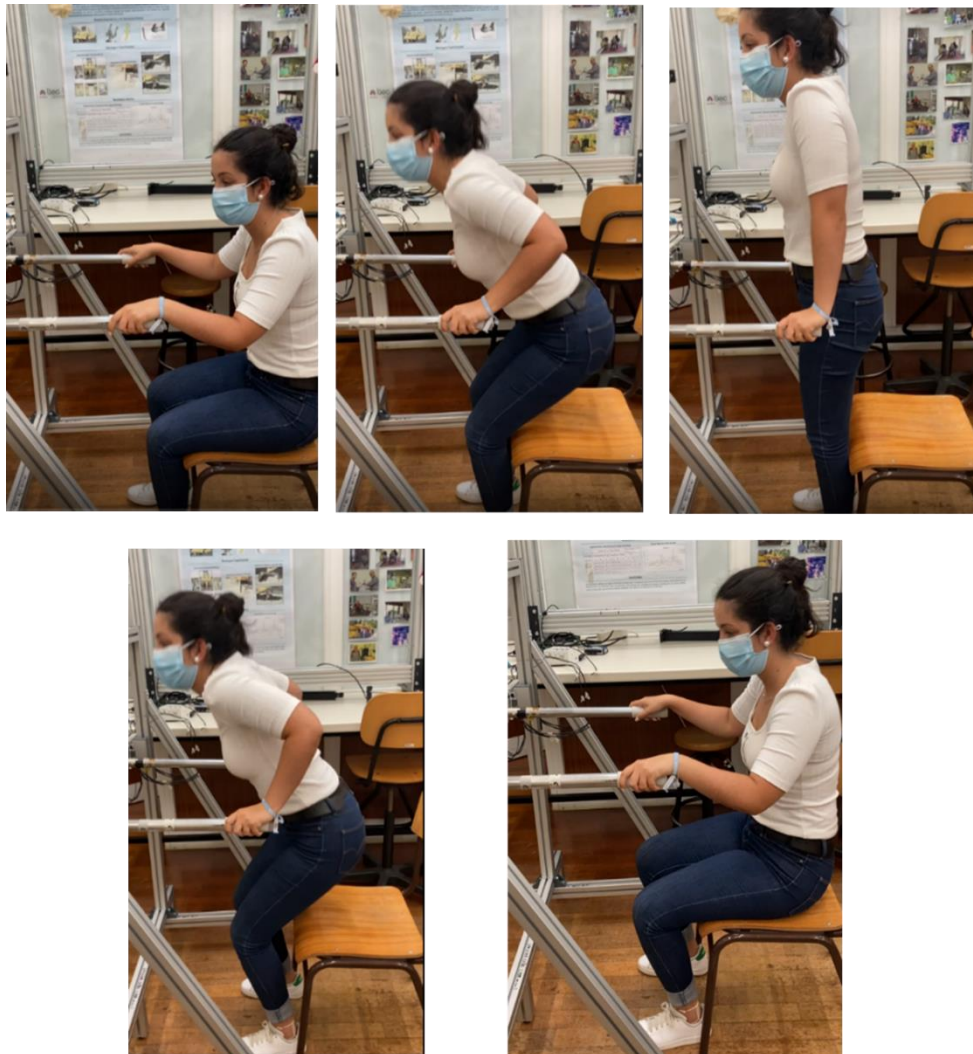


Figura 4.1 - Sequência do movimento STS realizado por um voluntário com a cadeira virada para frente. Exemplificação com uma cadeira sem ajuste.

Tal como referido atrás, as aquisições experimentais foram realizadas em duas posições, uma com a cadeira virada para a frente do dispositivo e outra com a cadeira virada para trás do dispositivo (Figura 4.1 e 4.2). Foram feitos um total de dez registos por voluntário, cinco em cada posição, com um minuto de repouso entre registos.



Figura 4.2 - Sequência do movimento STS realizado por um voluntário com a cadeira virada para trás. Exemplificação com uma cadeira sem ajuste.

Refira-se que neste teste foi considerada uma cadeira de escritório, com ajuste vertical e apoio lateral para os braços. Para cada voluntário foi ajustada a altura da cadeira de modo a obter os membros inferiores fletidos a 90°. Relativamente ao posicionamento dos braços instrumentados, foi solicitado a cada voluntário que se mantivesse em pé, tendo a altura do sistema de medição sido definida de modo que os braços dos voluntários ficassem ligeiramente arqueados.

Como metodologia de teste, foi solicitado a cada voluntário que usasse o dispositivo como um apoio durante o movimento STS.

Terminado o teste e a aquisição de dados, foi solicitado a cada voluntário o preenchimento do questionário que se apresenta no Anexo C.

4.2. Protocolo com Pacientes da Unidade de Cuidados Continuados do Hospital Rovisco Pais

Os testes ao dispositivo com pacientes da Unidade de Cuidados Continuados do Hospital Rovisco foram realizados neste hospital. Para isso, o sistema foi transportado para o hospital, tendo sido preparado todo o sistema de aquisição e suporte.

Para a realização dos testes foi definido um protocolo de aquisição e submetido um pedido de autorização à Direção e à Comissão de Ética do Hospital Rovisco Pais, que decidiu por unanimidade emitir parecer favorável à realização do projeto e sem restrições de natureza ética (autorização redigida no dia 22 de julho de 2021). Assim, após a explicação dos objetivos do trabalho, cada um dos voluntários assinou de modo livre um consentimento esclarecido e informado relativamente à participação nos testes. Todos os procedimentos experimentais e a recolha e tratamento de dados foi executada de acordo com a Declaração de Helsínquia. Para cada voluntário foi atribuído um código de identificação, sendo garantida a confidencialidade dos dados pessoais.

Os testes experimentais foram realizados por dezasseis voluntários, com idades compreendidas entre os cinquenta e dois anos e noventa e quatro anos, 10 do sexo masculino e 6 do sexo feminino. Quanto à capacidade de marcha, sete dos voluntários não necessitavam de produtos de apoio, dois utilizavam canadianas, três necessitavam de se apoiar num andarilho e quatro usavam uma cadeira de rodas para se movimentarem. Tendo em conta este aspeto, nomeadamente as dificuldades associadas aos voluntários, em articulação com a equipa médica que acompanhou o projeto, foi definido como teste a execução de três ensaios apenas com a cadeira virada para frente.

Também em articulação com a equipa médica do projeto, foram adicionados dois parâmetros para análise, nomeadamente o tempo que o voluntário demora a realizar o movimento STS e a SARC-F (ferramenta de rastreio do risco de sarcopenia). A sarcopenia é a perda de massa muscular, sendo classificada através de uma

pontuação, isto é, através de um questionário feito aos voluntários (Figura 4.3) Uma pontuação igual ou superior a quatro evidencia a probabilidade sarcopenia.

SARC-F FERRAMENTA DE RASTREIO DO RISCO DE SARCOPENIA

COMPONENTE	QUESTÃO	PONTUAÇÃO
Força	Qual a dificuldade que tem para levantar e carregar 4,5kg?	Nenhuma = 0 Alguma = 1 Muita ou impossível = 2
Apoio na marcha	Qual a dificuldade que tem para atravessar uma sala?	Nenhuma = 0 Alguma = 1 Muita, com apoio ou impossível = 2
Levantar-se de uma cadeira	Qual a dificuldade que tem para se levantar de uma cadeira ou de uma cama?	Nenhuma = 0 Alguma = 1 Muita ou impossível sem ajuda = 2
Subir escadas	Qual a dificuldade que tem para subir um lance de 10 degraus?	Nenhuma = 0 Alguma = 1 Muita ou impossível = 2
Quedas	Quantas vezes caiu no último ano?	Nenhuma = 0 1 a 3 quedas = 1 4 quedas ou mais = 2
PONTUAÇÃO TOTAL		<input type="text"/>

Pontuação de rastreio ≥ 4 pontos - preditivo de sarcopenia

Traduzido pelo Núcleo de Estudos de Geriatria da Sociedade Portuguesa de Medicina Interna (GERMI)
Malmstrom TK, Morley JE. SARC-F: A Single Questionnaire to Rapidly Diagnose Sarcopenia. JAMDA. 2013;14(5):31-33Z.

Figura 4.3 - Ferramenta de rastreio do risco de sarcopenia (Malmstrom & Morley, 2013).

A tabela 4.2 caracteriza resumidamente a amostra de voluntários que participaram neste estudo.

Tabela 4.2 - Amostra de Voluntário do Hospital Rovisco Pais (IMC - Índice de Massa Corporal; SARC-F - Ferramenta de rastreio do risco de sarcopenia).

Amostra de voluntários do Hospital Rovisco Pais						
ID	Sexo	Idade	Massa [kg]	Altura [cm]	IMC	SARC-F score
9	F	54	94,6	163	28,4	5
12	M	73	76	170	26,3	1
13	M	80	72	172	24,3	4
30	F	94	54	145	25,7	6
34	M	76	64,3	172	21,7	3
42	M	78	69	163	26,1	2
56	M	72	85	165	31,2	6
62	F	77	55	151	24,1	3
63	F	70	56,4	140	28,8	1
77	M	71	97,5	171	33,3	0
78	M	77	92	170	31,8	5
79	M	52	77	170	26,6	2
81	F	57	69	150	30,7	6
84	F	71	54	158	21,6	3
85	M	70	73,9	172	25	3
90	M	65	64,7	173	21,6	4

O protocolo de aquisição para cada um dos voluntários envolveu as seguintes etapas:

1. Apresentação do projeto e objetivos do estudo;
2. Recolha do consentimento livre, esclarecido e informado (Anexo E);
3. Fase de descanso e ambientação. Posicionamento e ajuste do voluntário;
4. Recolha de dados do movimento em posição frontal para com o dispositivo, com execução de 3 movimentos;
5. Fase de descanso com preenchimento de questionário (Anexo F).

Refira-se que neste teste foi utilizada uma cadeira almofadada fixa, sem apoio lateral para os braços e com altura igual para todos os voluntários. Relativamente ao posicionamento dos braços instrumentados, foi solicitado a cada voluntário que se

mantivesse em pé, tendo a altura do sistema de medição sido definida de modo que o mesmo se sentisse confortável com a largura e com a altura.

Como metodologia de teste, foi solicitado a cada voluntário que usasse o dispositivo como um apoio durante o movimento STS.

A título exemplificativo, apresenta-se na figura 4.4 uma sequência de movimento STS executada por um dos voluntários.

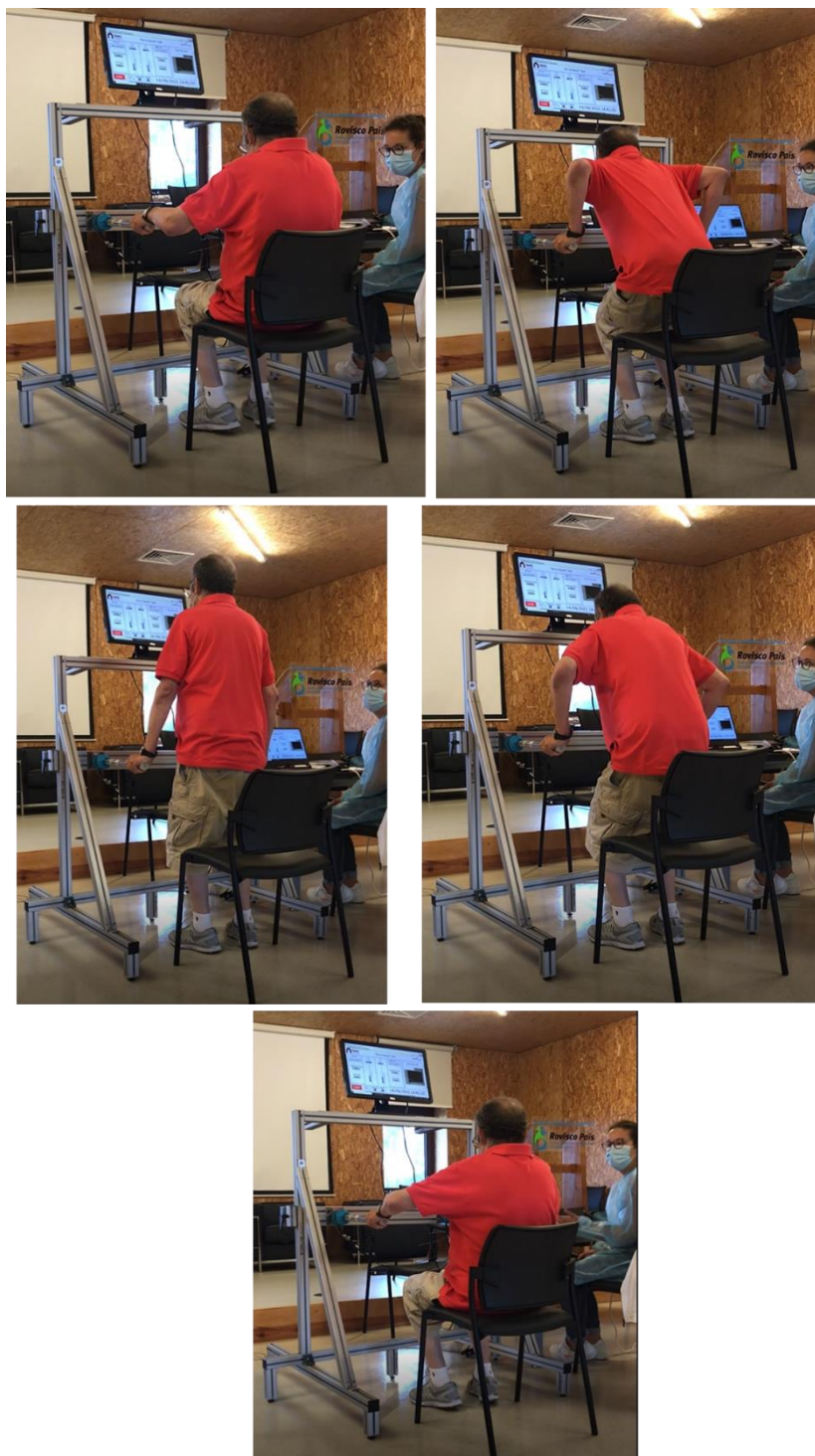


Figura 4.4 - Sequência do movimento STS realizado por um voluntário.

4.3. Resultados

Este subcapítulo descreve os resultados nos testes executados com voluntários saudáveis no ISEC e com voluntários da Unidade de Cuidados Continuados do Hospital Rovisco Pais. Posteriormente apresenta-se também a análise comparativa que foi feita entre os dois tipos de voluntários.

Após aquisição total de dados fez-se a sua análise utilizando o *software IBM SPSS Statistics 27* para uma análise estatística detalhada. Refira-se que, para cada indivíduo testado/teste, foi obtido o registo da força exercida por cada um dos braços durante a execução do movimento STS. Este registo foi sincronizado no tempo e arquivado em formato Excel para pós-processamento.

O primeiro resultado a evidenciar pelo dispositivo envolve a sua robustez, tanto no domínio da resistência mecânica como da sua rigidez. A aplicação desenvolvida mostrou-se, também, eficaz na aquisição e registo de dados associados ao movimento, dado que os dados de todos os indivíduos foram adquiridos com sucesso.

4.3.1. Membros da comunidade académica do ISEC

Na interface com o utilizador, que integra a aplicação desenvolvida, pode ser observado em tempo real a força máxima obtida em cada braço tal como a força que está a ocorrer no momento. Também se pode identificar a força feita ao longo do tempo (Figura 4.5).

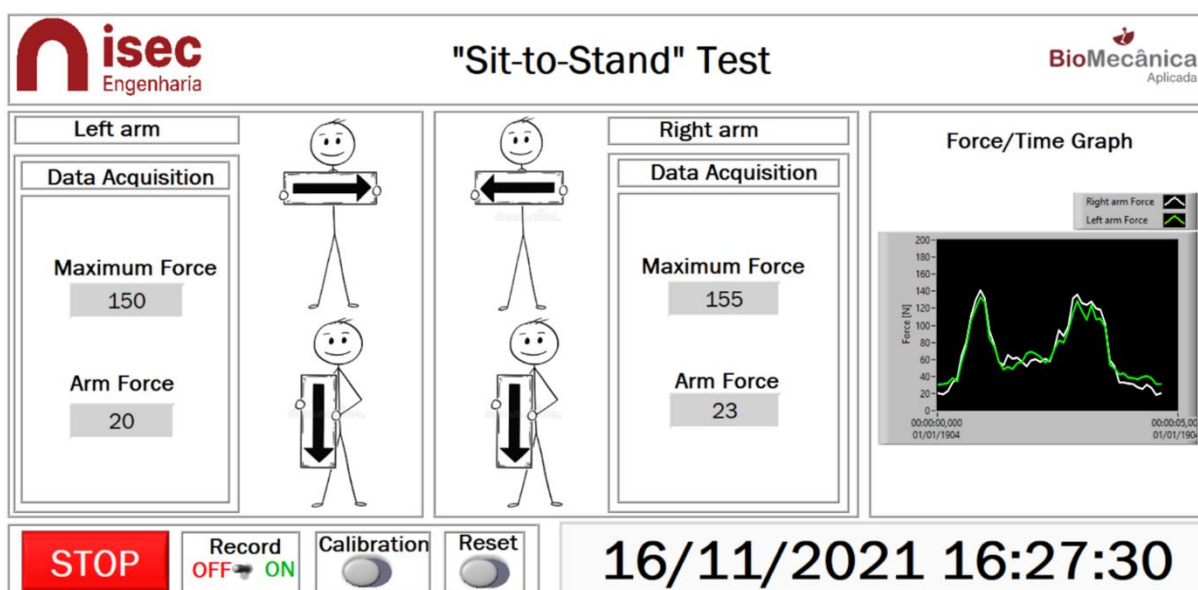


Figura 4.5 - Exemplo de ensaio de um voluntário.

Uma das medidas considerada como mais relevante envolvia a força média exercida pelos voluntários na execução do movimento. O gráfico 4.1 apresenta os valores da força média exercida, para cada um dos braços de apoio e posição de teste. A distribuição dos dados adquiridos mostra que os voluntários do sexo masculino exercem uma força maior, com uma média de 124 N (cadeira para frente) e 136,5N (cadeira para trás), comparativamente com os resultados dos voluntários do sexo feminino, com média de 91N (cadeira para frente) e 93,5N (cadeira para trás).

Com estes valores, consegue-se perceber que os voluntários aplicaram uma força maior com a cadeira virada para trás possivelmente por se sentirem mais apoiados no dispositivo. Também se pode verificar que não existe uma grande discrepância das forças médias obtidas entre cada braço. Como se pode verificar na tabela 4.3 onde se efetuou um teste de hipóteses de amostras emparelhadas entre cada braço, como o valor 0 pertence ao intervalo de confiança obtido nas amostras emparelhadas e o p-valor não é menor que 0,05, não se rejeita a hipótese de igualdade, isto é, as forças médias aplicadas entre cada braço são de facto similares.

No caso do sexo feminino não se observam diferenças significativas para as diferentes posições, como se pode observar na tabela 4.4 onde se efetuou um teste de hipóteses de amostras emparelhadas para ambas as posições. Como o valor 0 pertence ao intervalo de confiança obtido nas amostras emparelhadas e o p-valor não é menor que 0,05, não se rejeita a hipótese de igualdade, ou seja, as forças aplicadas entre cada posição são iguais.

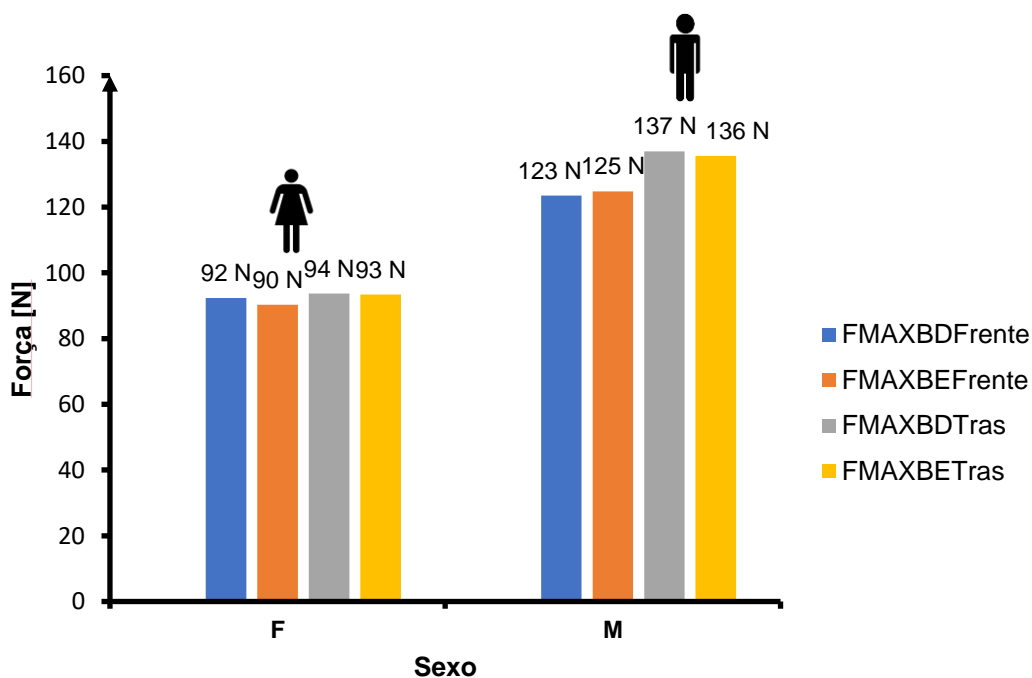


Gráfico 4.1 - Força média máxima obtida em ambos os sexos e em ambas as posições (FMAXBDFrente – Força Máxima do Braço Direito com a cadeira virada para frente; FMAXBEFrente – Força Máxima do Braço Esquerdo com a cadeira virada para frente; FMAXBDTras – Força Máxima do Braço Direito com a cadeira virada para trás; FMAXBETras – Força Máxima do Braço Esquerdo com a cadeira virada para trás).

Tabela 4.3 - Teste de Hipóteses para ambos os sexos.

Amostras emparelhadas			
	Intervalo de confiança		p-valor
	Mínimo	Máximo	
FMAXBDFrente/FMAXBEFrente	-3,87	4,32	0,912
FMAXBDTras/FMAXBETras	-3,04	4,80	0,652

Tabela 4.4 - Teste de Hipóteses para o sexo feminino.

Amostras emparelhadas			
	Intervalo de confiança		p-valor
	Mínimo	Máximo	
FMAXBDFrente/FMAXBDTras	-12,64	9,86	0,796
FMAXBEFrente/FMAXBETras	-14,74	8,66	0,588

O gráfico 4.2 apresenta um diagrama com os extremos e quartis para ambas as posições e em ambos os sexos. Pode-se observar que no sexo masculino, para o braço direito na posição com a cadeira virada para frente, 25% dos voluntários fizeram menos de 82 N de força, 50% dos voluntários fizeram menos de 103 N de força e 75% dos voluntários fizeram menos de 164 N de força. No braço esquerdo, 25% dos voluntários fizeram menos de 80 N de força, 50% dos voluntários fizeram menos de 105 N de força e 75% dos voluntários fizeram menos de 172 N de força.

Pode-se também observar que, para o braço direito na posição com a cadeira virada para trás, 25% dos voluntários fizeram menos de 93 N de força, 50% dos voluntários fizeram menos de 110 N de força e 75% dos voluntários fizeram menos de 176 N de força. No braço esquerdo 25% dos voluntários fizeram menos de 94 N de força, 50% dos voluntários fizeram menos 119 N de força e 75% dos voluntários fizeram menos de 178 N de força.

No que diz respeito ao sexo feminino para o braço direito na posição com a cadeira virada para frente 25% dos voluntários fizeram menos de 67 N de força, 50% dos voluntários fizeram menos de 88 N de força e 75% dos voluntários fizeram menos de 113 N de força. Para o braço esquerdo 25% dos voluntários fizeram menos 67 N de força, 50% dos voluntários fizeram menos de 93 N de força e 75% dos voluntários fizeram menos de 114 N de força.

Na posição com a cadeira virada para trás para o braço direito 25% dos voluntários fizeram menos de 67 N de força, 50% dos voluntários fizeram menos de 86 N de força e 75% dos voluntários fizeram menos de 124 N de força. Para o braço esquerdo 25%

dos voluntários fizeram menos de 71 N de força, 50% dos voluntários fizeram menos de 82 N de força e 75% dos voluntários fizeram menos de 117 N de força.

Este gráfico mostra ainda que a amplitude das forças é superior nos voluntários do sexo masculino.

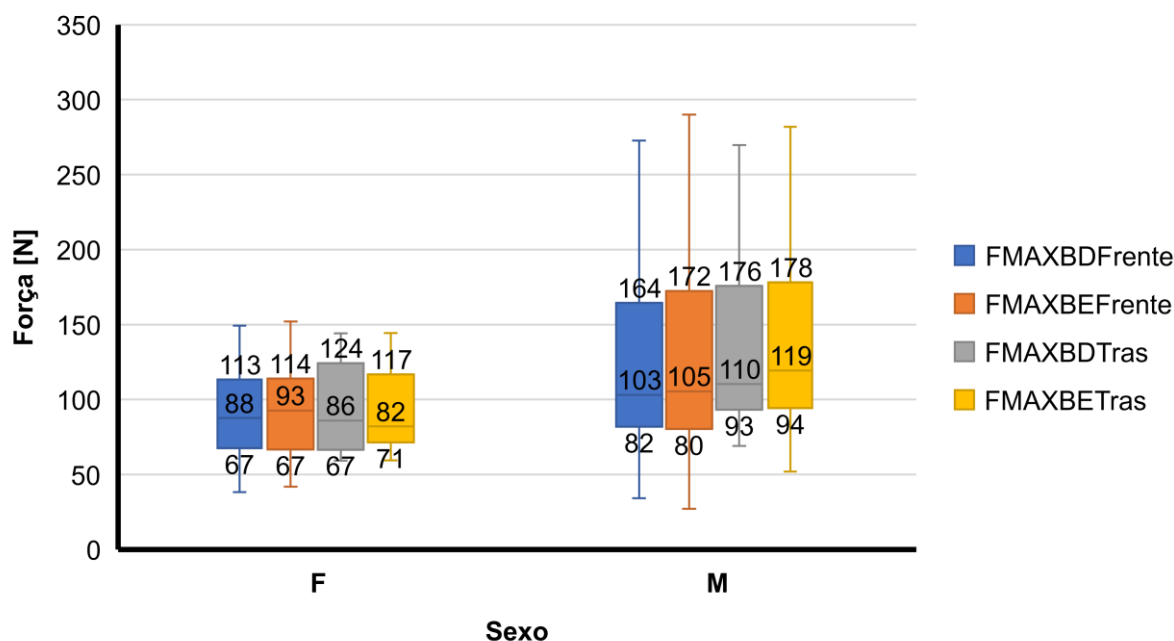


Gráfico 4.2 - Digramas de extremos e quartis das forças aplicadas em ambas posições e em ambos os sexos.

O gráfico 4.3 apresenta uma relação entre o peso dos voluntários e a média dos máximos das forças obtidas nos ensaios realizados. O gráfico 4.4 mostra a relação entre a altura do voluntário e a média dos máximos das forças obtidas nos ensaios realizados. Em ambas as situações pode observar-se que, à medida que o peso e a altura aumentam, os picos das médias das forças máximas exercidas também aumentam, o que era expectável ser observado.

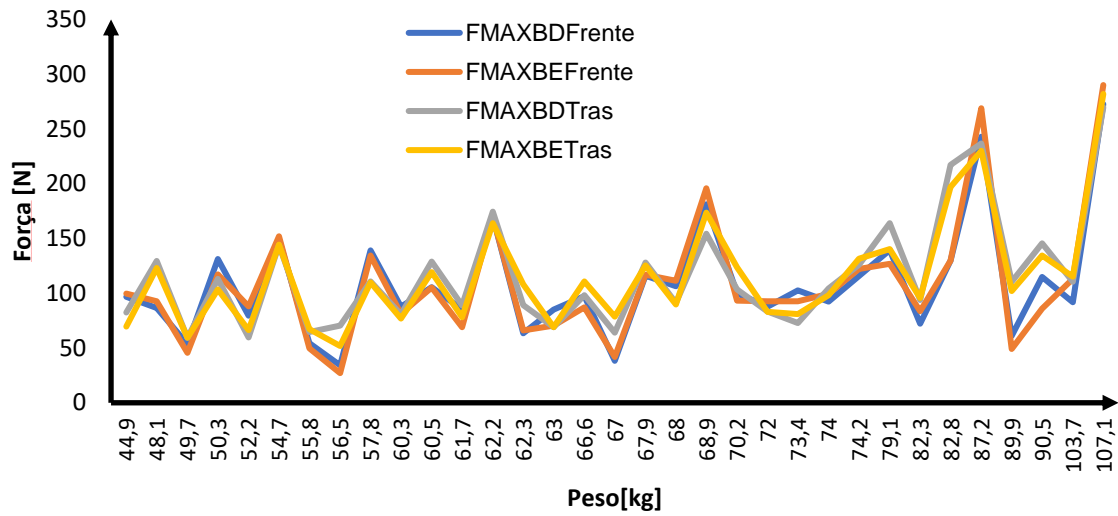


Gráfico 4.4 - Gráfico Força/Peso.

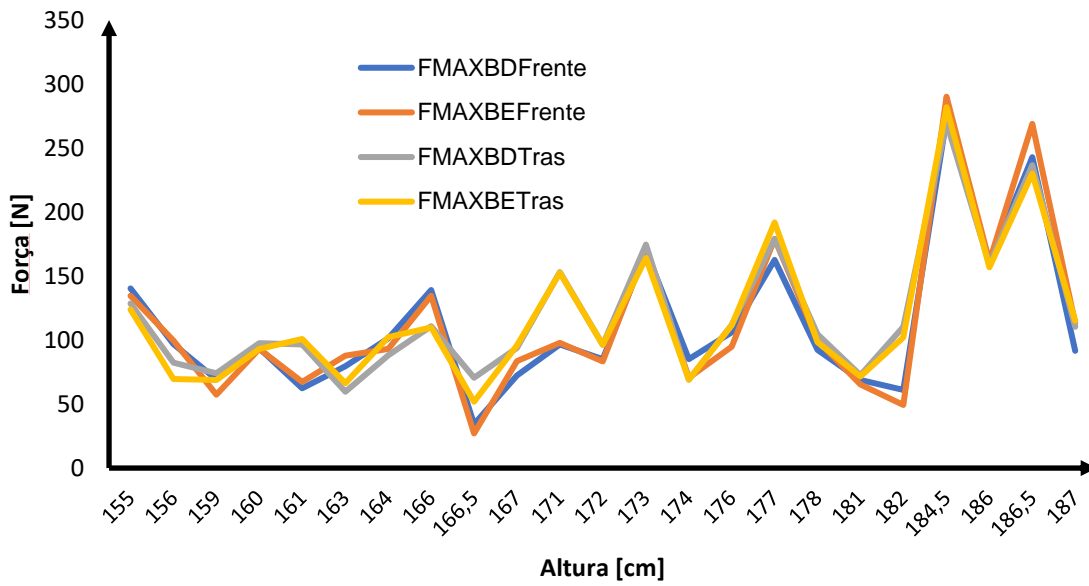


Gráfico 4.3 - Gráfico Força/Altura.

Na tabela 4.5 apresentam-se as correlações obtidas entre os parâmetros considerados. As correlações podem ser fracas (-0,3 a 0,3), moderadas (-0,7 a -0,3 ou 0,3 a 0,7) e fortes (-1 a -0,7 ou 0,7 a 1).

Pode-se observar que o peso e altura obtiveram uma correlação moderada com as forças aplicadas, porém as forças registadas com a cadeira virada para trás influenciam mais, ou seja, apresentam uma correlação mais elevada. Evidenciando que a cadeira virada para trás influencia mais a força exercida pelos voluntários. As correlações obtidas entre as forças foram correlações altas o que já era expectável dado que anteriormente se tinha verificado que não havia uma grande discrepância das forças obtidas entre cada braço.

Tabela 4.5 - Correlações obtidas entre as forças aplicadas e os parâmetros corporais.

Correlações				
	Força máxima Braço Direito cadeira frente	Força máxima Braço Esquerdo cadeira frente	Força máxima Braço Direito cadeira trás	Força máxima Braço Esquerdo cadeira trás
Peso	0,403	0,417	0,539	0,560
Altura	0,409	0,428	0,474	0,495
Força máxima Braço Direito cadeira frente	1	0,983	0,887	0,901
Força máxima Braço Esquerdo cadeira frente	0,983	1	0,875	0,903
Força máxima Braço Direito cadeira trás	0,887	0,875	1	0,976
Força máxima Braço Esquerdo cadeira trás	0,901	0,903	0,976	1

4.3.2. Pacientes da unidade de cuidados continuados do Hospital Rovisco Pais

O gráfico 4.5 apresenta a relação entre a média dos máximos das forças exercidas nos ensaios e a altura dos voluntários, podendo-se identificar uma tendência crescente, ou seja, à medida que a altura aumenta as médias das forças máximas também aumentam.

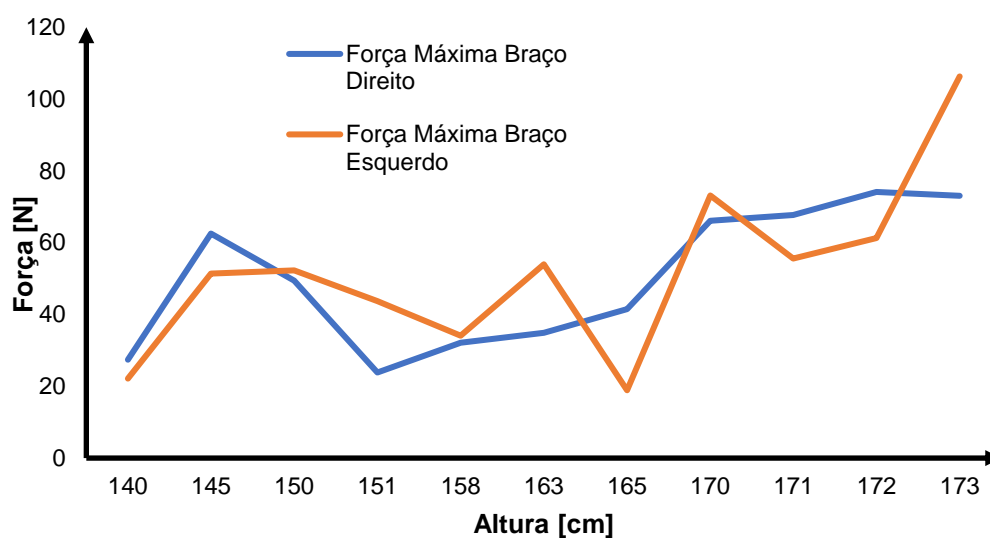


Gráfico 4.5 - Gráfico Força/Altura.

Com os gráficos 4.6 e 4.7 pode-se verificar uma tendência decrescente entre a massa do voluntário e o seu IMC relativamente à força, isto é, à medida que o peso e o IMC aumentam a força aplicada diminui.

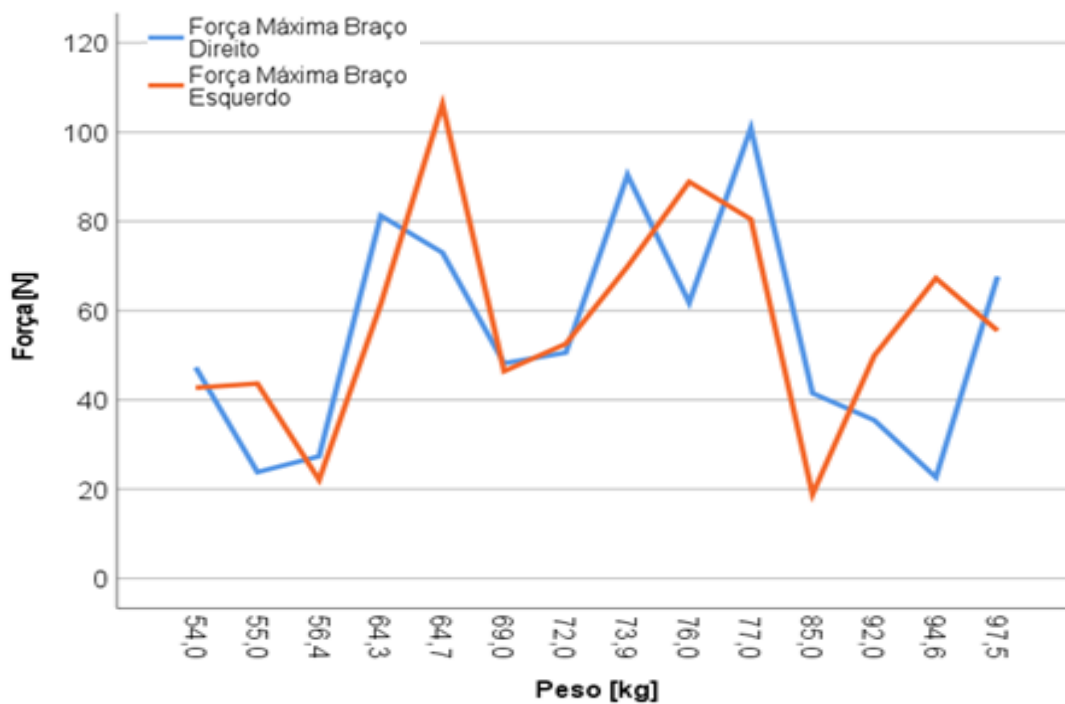


Gráfico 4.6 - Gráfico Força/Peso.

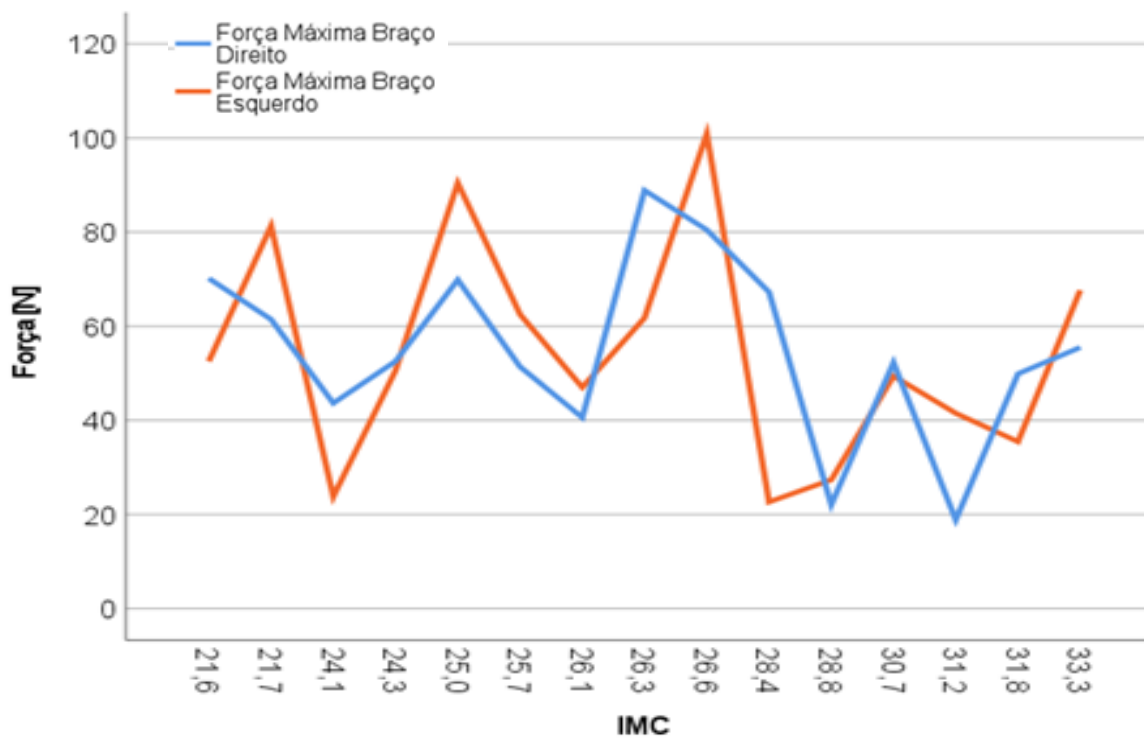


Gráfico 4.7 - Gráfico Força/IMC.

O gráfico 4.8 relaciona o SARC-F score com o tempo de realização do movimento. Pode-se observar que, à medida que o SARC-F aumenta o tempo que os voluntários demoraram a fazer o movimento STS também aumenta, apesar de se identificarem alguns *outliers*. Dado que a sarcopenia é a perda de massa muscular e esta é classificada por pontuação, ou seja, quanto maior a pontuação mais preditivo de ter sarcopenia, então já era expectável que os voluntários com um pontuação alta demorassem mais tempo a fazer o movimento STS.

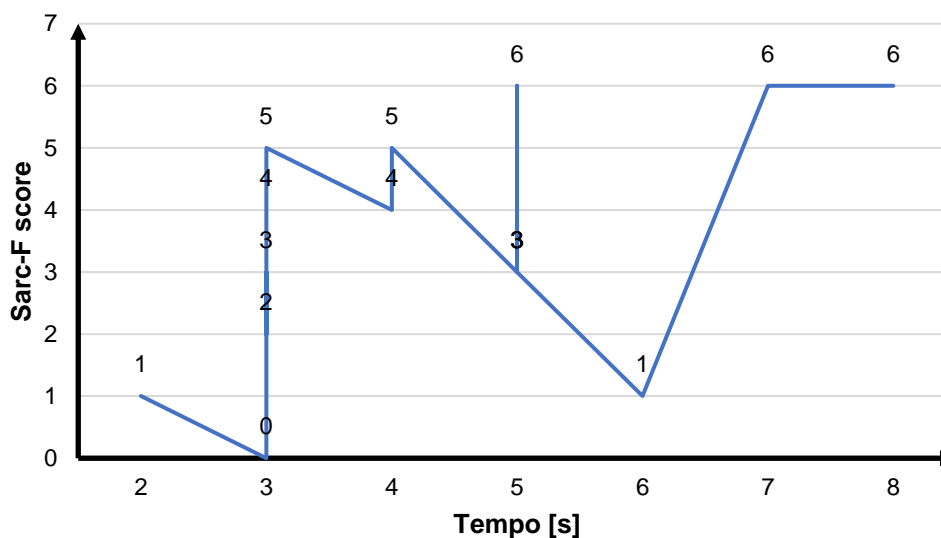


Gráfico 4.8 - Gráfico SARC-F/Tempo.

A tabela 4.6 expõe as correlações obtidas. Pode-se observar que a altura obteve uma correlação moderada com as forças aplicadas. A correlação obtida entre o SARC-F score e o tempo foi uma correlação moderada alta, o que confirma o que foi dito anteriormente, ou seja, quanto maior for a pontuação mais dificuldades tem em executar o movimento demorando assim mais tempo. A correlação obtida entre a força máxima do braço direito e a força máxima do braço esquerdo foi uma correlação moderada alta.

Verifica-se que os voluntários com IMC elevado, aplicavam uma força máxima do braço esquerdo mais baixa. Estas observações foram confirmadas com a existência de uma correlação moderada negativa entre a força máxima negativa do braço esquerdo e o IMC.

Tabela 4.6 - Correlações obtidas mais pertinentes.

Correlações			
	SARC-F score	Força Máxima Braço Direito	Força Máxima Braço Esquerdo
Altura		0,531	0,559
Tempo	0,546		
Força Máxima Braço Direito		1	0,611
IMC			-0,333

O gráfico 4.9 apresenta os valores da força máxima exercida por cada membro de cada um dos voluntários. Podem-se observar as assimetrias nas forças máximas utilizadas pelos voluntários, e que estão diretamente relacionadas com as patologias associadas. Por exemplo, quatro dos voluntários que sofreram um AVC em que o lado esquerdo ficou afetado, a força máxima corresponde ao braço direito. O inverso também ocorre no voluntário com AVC associado ao lado direito.

Com este gráfico consegue-se também perceber que os voluntários em recuperação de fraturas nos membros inferiores, ao executar o movimento STS compensam a falta de força que tinham nos membros inferiores com os braços. Como exemplo, dois dos voluntários em recuperação de uma fratura no fémur direito exerceram mais força com braço direito. Outro exemplo, o voluntário com uma fratura ao nível da bacia, em que a perna esquerda ficou mais afetada, executou mais força com o braço esquerdo de modo a compensar a lesão.

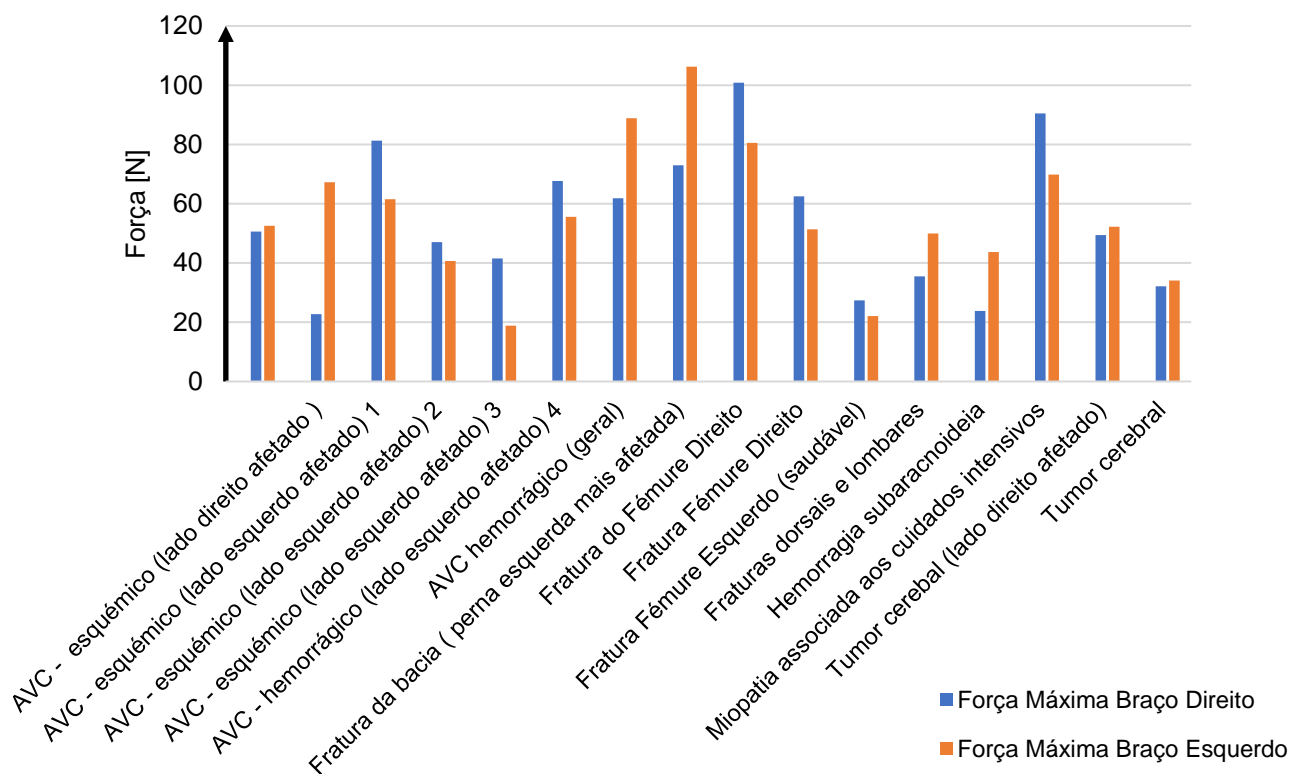


Gráfico 4.9 - Distribuição das forças aplicadas pelos voluntários da unidade dos cuidados continuados do Hospital Rovisco Pais.

4.3.3. Comparação entre os voluntários da comunidade académica do ISEC e os voluntários da unidade de cuidados continuados do Hospital Rovisco Pais

Apesar dos voluntários do Hospital Rovisco Pais precisarem mais do dispositivo para se apoiarem do que os voluntários da comunidade académica do ISEC, foi solicitado aos voluntários do ISEC que usassem o dispositivo desenvolvido como um apoio, ou seja, que o voluntário sentisse que o dispositivo fosse um suporte para se levantar sem requerer muita força dos membros inferiores. Deste modo, seria de prever que a força média máxima dos voluntários da comunidade académica do ISEC fosse superior à utilizada pelos voluntários da unidade de cuidados continuados do Hospital Rovisco Pais. O gráfico 4.10 apresenta esta diferença.

- *Comparação das forças médias máximas*

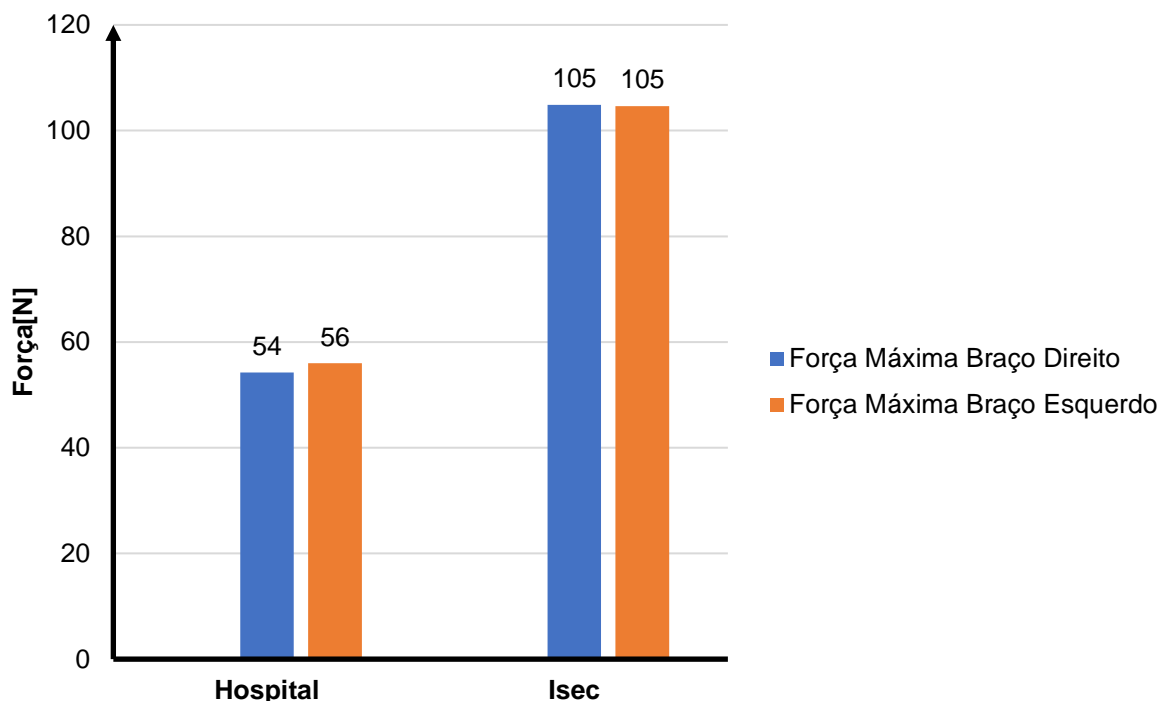


Gráfico 4.10 - Gráfico das forças médias obtidas entre os voluntários do Hospital Rovisco Pais e os voluntários da comunidade académica do ISEC.

Os gráficos 4.11 e 4.12 representam a relação entre a força aplicada e a altura dos voluntários. É visível a diferença entre os voluntários, podendo relacionar-se com as patologias associadas aos da unidade dos cuidados continuados, comparativamente com os do ISEC, como se pode verificar na tabela 4.7, onde se efetuou um teste de hipóteses de amostras independentes entre cada conjunto de voluntários. Como o valor 0 não pertence ao intervalo de confiança obtido nas amostras independentes e o p-valor é menor que 0,05, rejeita-se a hipótese de igualdade, ou seja, as forças obtidas entre cada conjunto de voluntários são de facto diferentes.

- *Comparação das linhas dos gráficos Altura/Força*

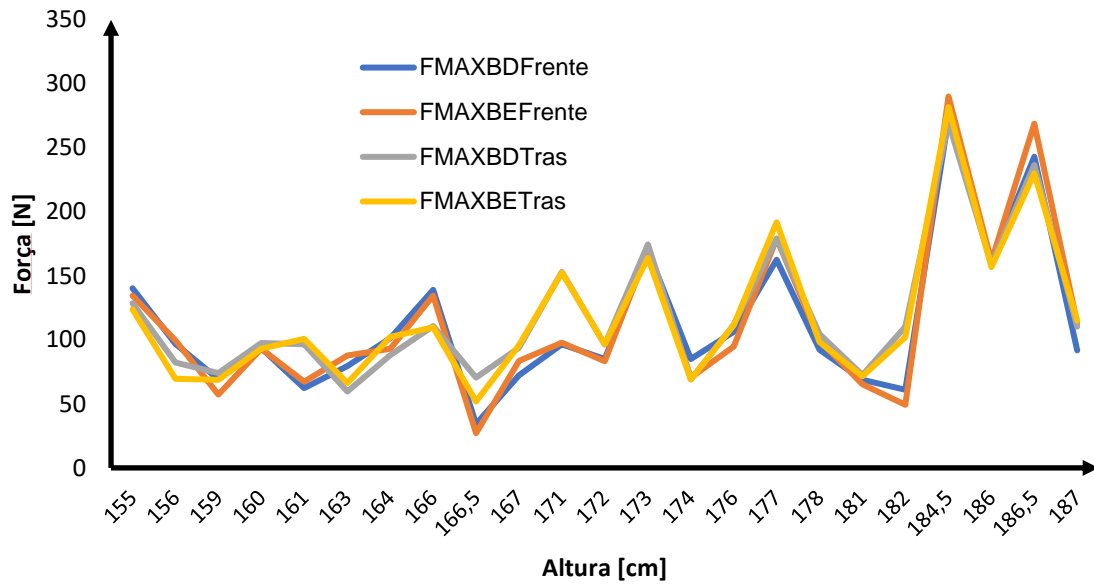


Gráfico 4.12 - Gráfico Força/Altura dos membros da comunidade académica do ISEC.

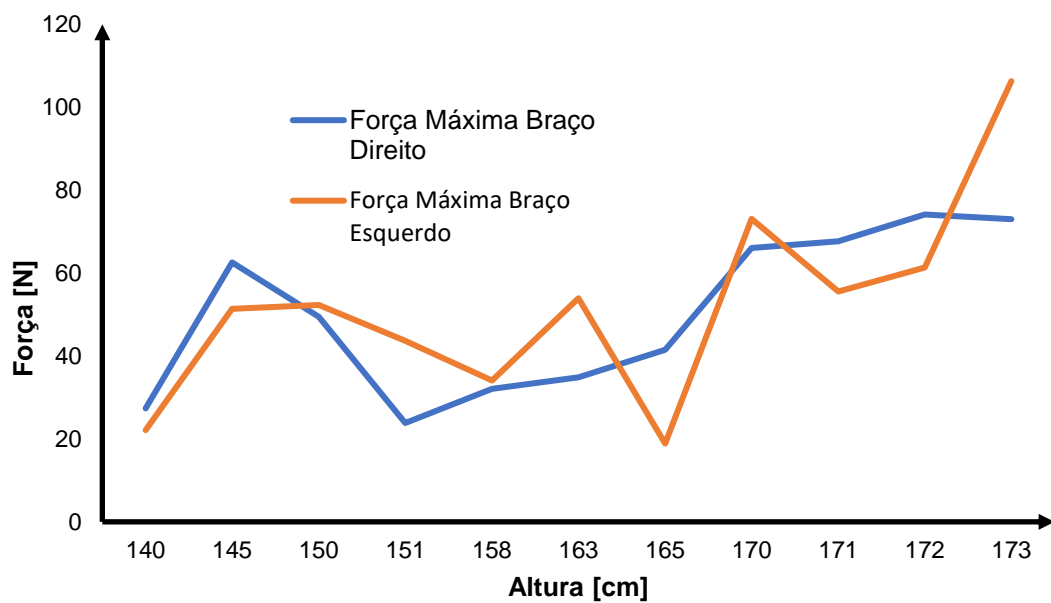


Gráfico 4.11 - Gráfico Força/Altura dos membros da unidade de cuidados continuados do Hospital Rovisco Pais.

Tabela 4.7 - Teste de Hipóteses entre os voluntários da comunidade académica do ISEC e os voluntários da unidade de cuidados continuados.

Amostras independentes			
	Intervalo de confiança		p-valor
	Mínimo	Máximo	
Força Braço Direito	27,02	82,12	0
Força Braço Esquerdo	22,24	82,99	0

- *Comparação das correlações obtidas*

As correlações obtidas entre os dados recolhidos nos voluntários do hospital Rovisco Pais são inferiores, comparativamente com as correlações obtidas nos voluntários do ISEC. Este facto deve-se à não existência de discrepância entre as forças obtidas para cada um dos braços (tabela 4.8) no grupo de jovens saudáveis.

Tabela 4.8 - Comparação de correlações.

Correlações		
	ISEC	Hospital Rovisco Pais
	Força Máxima Braço Esquerdo	Força Máxima Braço Esquerdo
Força Máxima Braço Direito	0,983	0,611

Os gráficos 4.13 e 4.14 mostram a relação entre a força aplicada e o IMC, o primeiro gráfico pertence aos voluntários do ISEC e o segundo pertence aos voluntários do Hospital Rovisco Pais.

Pode-se verificar que o primeiro gráfico tem uma tendência crescente, ou seja, os picos de força máxima vão aumentando à medida que o IMC aumenta. O mesmo não acontece no segundo gráfico, por outras palavras à medida que o IMC aumenta a força tende a decrescer, devido ao IMC dos voluntários do Hospital Rovisco Pais não corresponder à força aplicada, ou seja, o IMC é elevado comparado com a força exercida.

- *Comparação dos gráficos IMC/Força*

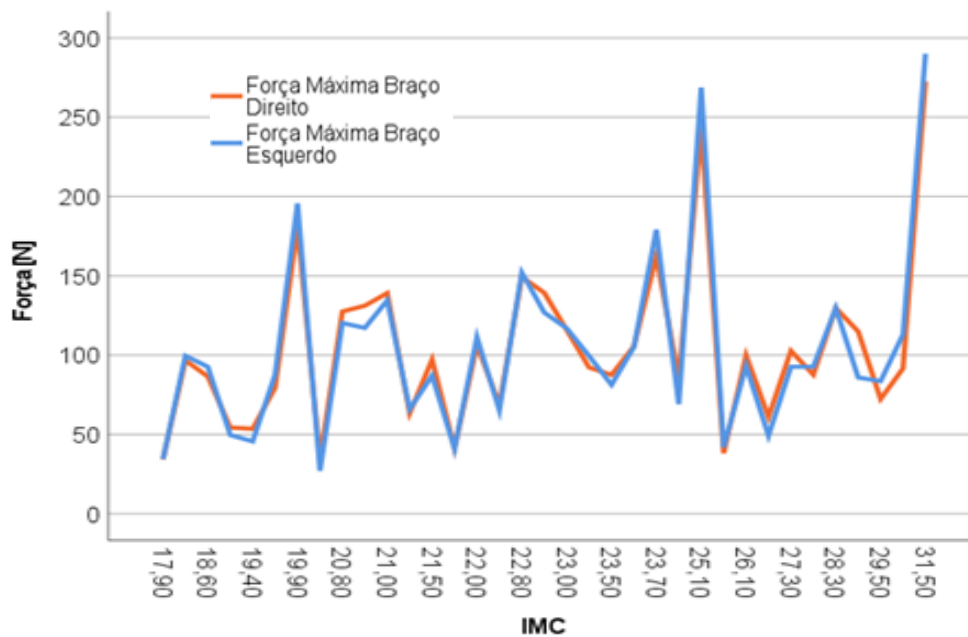


Gráfico 4.13 - Gráfico Força/IMC dos voluntários da unidade de cuidados continuados do Hospital Rovisco Pais.

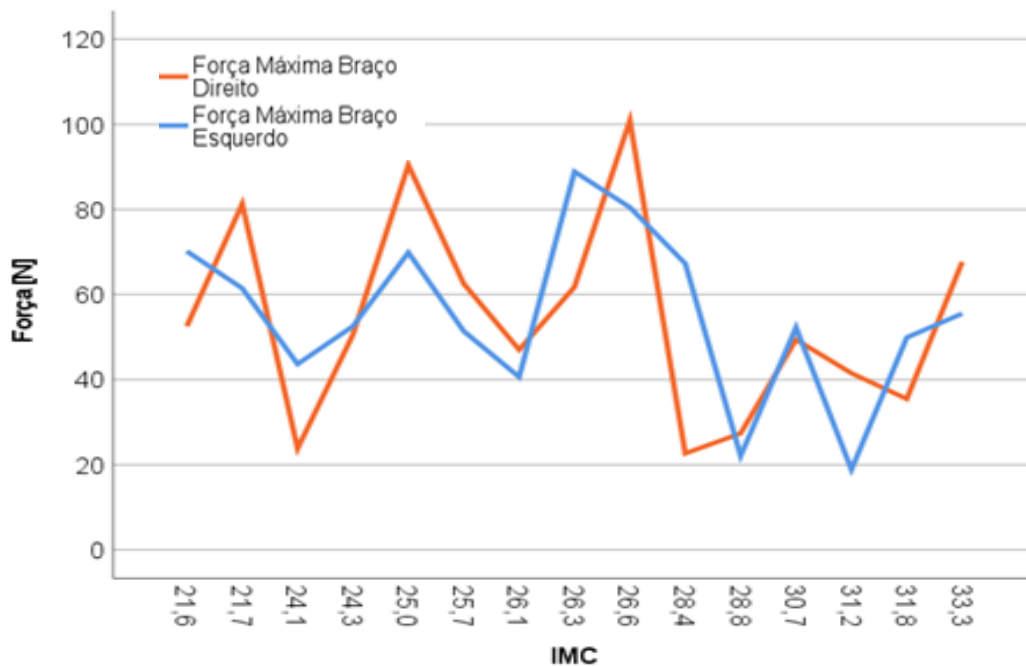


Gráfico 4.14 - Gráfico Força/IMC dos voluntários da comunidade académica do ISEC.

Com os resultados o dispositivo mostra ser viável. Ou seja, em ambos o cenário de testes mostrou ser robusto tanto no domínio da resistência mecânica como da sua rigidez. A aplicação incrementada no dispositivo mostrou ser eficaz na aquisição e registo de dados associados ao movimento. Esta conseguiu evidenciar assimetrias das forças registadas nos voluntários da unidade de cuidados continuados, tal como as limitações associadas aos membros superiores e inferiores.

5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Neste trabalho expõe-se o desenvolvimento de um dispositivo de apoio biomecânico, sensorizado, que permite quantificar e registar a força exercida nos membros superiores durante o movimento “*Sit-to-Stand*”. Este dispositivo tem como principal objetivo contribuir para a compreensão dos parâmetros associados ao movimento “*Sit-to-Stand*”, em particular na avaliação da força de suporte exercida, e assim ajudar os indivíduos que se encontram em processo de reabilitação motora e funcional. O dispositivo pretende também ser um fator de motivação no uso e implementação do “*Sit-to-Stand*”, enquanto movimento importante no processo de reabilitação.

O trabalho envolveu a conceção, projeto e produção de um protótipo que foi testado em dois cenários distintos. Primeiro foram realizados testes experimentais associados ao movimento STS com jovens saudáveis da comunidade académica do ISEC. O primeiro resultado a evidenciar pelo dispositivo envolveu a sua robustez, tanto no domínio da resistência mecânica como da sua rigidez. A aplicação desenvolvida também se mostrou eficaz na aquisição e registo de dados associados o movimento.

Posteriormente, o dispositivo foi testado em voluntários da unidade de cuidados continuados do Hospital Rovisco Pais. Nesta fase de transporte e instalação, foi perceptível a fácil e rápida montagem do dispositivo. É de salientar que três dos voluntários necessitavam de se apoiar num andarrilho e quatro usavam uma cadeira de rodas para se movimentarem. Nenhum destes voluntários teve alguma limitação ou restrição em executar o movimento STS com o dispositivo desenvolvido.

O dispositivo mostrou a sua eficácia, tanto na observação da força-tempo durante a execução do movimento, possível através da interface da aplicação desenvolvida no software *LabView*, como no registo dos dados para pós processamento. Como exemplo, pode verificar-se que os voluntários com problemas motores nos membros inferiores executaram mais força com os braços para compensar, ou seja, se um voluntário tem uma limitação associada ao membro inferior esquerda evidencia mais força no membro superior esquerdo.

Pode-se afirmar que a possibilidade de o dispositivo permitir identificar as assimetrias na componente de força utilizada no movimento STS entre os membros superiores, pode ser uma ferramenta útil no acompanhamento da evolução de um paciente com limitações, tanto ao nível dos membros superiores como dos inferiores. Outra possibilidade de utilização do dispositivo envolve a quantificação do tempo necessário para executar o movimento STS e a forma da curva ao longo do tempo de reabilitação do paciente, que também podem desempenhar um papel importante no contexto da sua recuperação.

Importa referir que este protótipo representa um passo no domínio dos dispositivos para avaliação e quantificação de parâmetros associados ao movimento “*Sit-to-Stand*”. Na continuidade deste projeto, podem-se destacar os seguintes trabalhos futuros:

- Otimizar o dispositivo de modo a ser mais facilmente montável e desmontável, facilitando o seu transporte;
- Atualmente os utilizadores conseguem visualizar o seu progresso e as forças exercidas num ecrã que se encontra apoiado numa base, e que está encaixada no topo do dispositivo. Pretende-se implementar um sistema amovível que permita mover e ajustar o ecrã, de modo a melhorar o conforto na componente de visualização;
- Modificar o modo de quantificação dos parâmetros associados ao movimento STS, ou seja, de momento os braços do dispositivo estão instrumentados com 4 extensómetros cada um de modo a quantificar a força exercida pelos braços. Futuramente prevê-se incrementar uma célula de carga por baixo dos braços do dispositivo de forma a quantificar as forças aplicadas pelos membros superiores do indivíduo quando este se encontra apoiado no dispositivo;
- Desenvolver e implementar uma “Pega Instrumentada”, que permita quantificar a força de apreensão, introduzindo assim um outro parâmetro de força que pode ser importante na interpretação do processo de reabilitação do paciente;
- Implementar um suporte para os pés, instrumentado, que permita a quantificação da força exercida no contacto dos membros inferiores com o solo durante o movimento “*Sit-to-Stand*”;
- Desenvolver e implementar um “*Serious Game*” associado à força implementada pelos braços, assim como às assimetrias identificadas, que sirva como ferramenta de motivação para a execução deste movimento.

6. DIVULGAÇÃO DO PROJETO

Este projeto foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica Aplicada do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, em articulação com uma Equipa Médica do Hospital Rovisco Pais, na Tocha. A realização do trabalho permitiu a aquisição de um conjunto de competências importantes no contexto da formação em engenharia mecânica, com o projeto, execução e manipulação de componentes mecânicos e equipamentos, assim como a oportunidade de comunicar e interagir com elementos de outros domínios disciplinares. Além do protótipo apresentado, no decorrer dos trabalhos efetuados, foi possível participar num conjunto de ações que permitiram a divulgação do projeto em curso assim como o registo, através de publicações, dos resultados que foram sendo obtidos. Também neste domínio, as aprendizagens foram relevantes. Estas atividades e publicações elencam-se de seguida:

1. 2nd International Congress of Health and Well-being Intervention

Participação no congresso internacional “International Congress of Health and Well-being Intervention”, que decorreu no Instituto Piaget, em Viseu, nos dias 28 e 29 de maio de 2021.

O trabalho submetido, após revisão e aceitação, foi apresentado no congresso com o título: “Biomechanical Device for Quantification of Parameters Associated with the “Sit-to-Stand” Patients Performance” e ficou registado nas Atas do Congresso;

2. Annual Meeting 2021 – Global Health | New Trends

Participação no “Annual Meeting 2021 – Global Health | New Trends”, organizado pela Escola Superior de Tecnologia da Saúde, que decorreu de 17 a 19 de junho de 2021, em formato online.

O trabalho submetido, após revisão e aceitação, foi aceite para apresentação oral com o título: “Biomechanical Device for Quantification of Parameters Associated with the “Sit-to-Stand” Patients Performance”.

Este trabalho foi selecionado para submissão a revisão pelo *European Journal of Public Health*, tendo sido aceite pelos pares e publicado como:

Oliveira, N., Maranhã, V., Cruz, N., Carvalho, F., Lains, J., & Roseiro, L. (2021). Biomechanical device for quantification of parameters associated with the ‘sit-to-stand’ patients performance. *European Journal of Public Health*, 31(Supplement_2). <https://doi.org/10.1093/eurpub/ckab120.089>;

3. Congresso Internacional em Cuidados Continuados, CICI2021

Participação no congresso internacional “Congresso Internacional de Cuidados Continuados, CICI2021”, organizado pelo IXUS, que decorreu nos dias 7 e 8 de outubro de 2021.

O trabalho submetido, após revisão e aceitação, foi aceite para apresentação oral com o título: “Avaliação de um dispositivo desenvolvido para treino de levantar-sentar em doentes internados em unidade de cuidados continuados”. Esta apresentação foi realizada pela equipa médica do Hospital Rovisco Pais;

4. Submissão de artigo

A compilação global do trabalho, com os desenvolvimentos e análise de resultados, foi submetida para publicação numa revista no domínio da biomecânica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Andriacchi, T. P., & Alexander, E. J. (2000). Studies of human locomotion: Past, present and future. *Journal of Biomechanics*, 33(10), 1217–1224. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00061-0](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00061-0)
- Barry, E., Galvin, R., Keogh, C., Horgan, F., & Fahey, T. (2014). Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: A systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatrics*, 14(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2318-14-14>
- Brás, V., Boaventura, I. S., Jorge, B. I., Marta, R. I., Ana, S. I., Miguéns, C., Horta, I. L., & Soares, I. P. (2019). Osteoporose e quedas: problemas não valorizados pela comunidade médica portuguesa. *Revista Da SPMFR*, 31(2), 15–23.
- Browne, W., & Nair, B. K. R. (2019). The timed up and go test. *Medical Journal of Australia*, 210(1), 13–15. <https://doi.org/10.5694/mja2.12045>
- Padilla, I. Y. C. (2016). Biomechanical Analysis of the Sit-to-Stand Transition. [Thesis]. Manchester, UK: The University of Manchester; 2016.
- Chan, P. P., Si Tou, J. I., Tse, M. M., & Ng, S. S. (2017). Reliability and Validity of the Timed Up and Go Test With a Motor Task in People With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 98(11), 2213–2220. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.03.008>
- Chugo, D., Morita, Y., Sakaida, Y., Yokota, S., Kobayashi, H., Hashimoto, H., & Takase, K. (2012). Standing assistance control using a physical strength of a patient with load estimation. *Proceedings - IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, 234–239. <https://doi.org/10.1109/ROMAN.2012.6343759>
- Completo, A., & Fonseca, F. (2011). *Fundamentos da Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica* (Publindústria (ed.)).
- Eriksson, A., Dovervik, E., Blom, G., Sing, J., Eklof, L., Karlsson, R., & Arespong, R. (2019). *Patient Stand Assist And Therapy Devices And Methods* (Patent No. US 10 , 251 , 796 B2).
- FABBRO, P. A. (1965). Walking Aid. (Patent No. 134,259). In *Physical therapy* (134,259). <https://doi.org/10.1093/ptj/45.1.34>
- Ferrante, S., Ferrigno, G., & Pedrocchi, A. (2005). *Electromyographic analysis of standing up and sitting down*. July, 285–287.
- Gagnon, N., & Flint, A. J. (2003). Fear of falling in the elderly. *Geriatrics and Aging*, 6(7), 15–17.
- Hellmers, S., Fudickar, S., Lau, S., Elgert, L., Diekmann, R., Bauer, J. M., & Hein, A. (2019). Measurement of the chair rise performance of older people based on force plates and IMUs. *Sensors (Switzerland)*, 19(6), 1–22. <https://doi.org/10.3390/s19061370>
- Jin, Z., & Chizeck, H. J. (1992). Instrumented parallel bars for three-dimensional force measurement. *Journal of Rehabilitation R&D*, 29(2), 31–38.

<https://doi.org/10.1682/jrrd.1992.04.0031>

- Lee, K., Ha, S. H., Lee, K., Hong, S. K., Shin, H. H., & Lee, G. C. (2021). Development of a sit-to-stand assistive device with pressure sensor for elderly and disabled: a feasibility test. In *Physical and Engineering Sciences in Medicine* (Vol. 44, Issue 3). Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/s13246-021-01015-0>
- Malmstrom, T., & Morley, J. (2013). SARC-F: A Simple Questionnaire to Rapidly Diagnose Sarcopenia. *JAMDA*, *14*, 531–532.
- METALCOR. Metalcor, c2021. Disponível em: <http://www.metalcor.de/en/datenblatt/12/>. Consultado em 20 de março de 2021
- Mobilitec group. iaccess, c2021. Disponível em: <https://www.iaccess.pt/loja-ortopedica/mobilidade/andarilho/fixo-a1-a2-orthos-xxi>. Consultado em 10 de outubro de 2021
- Mong, Y., Teo, T. W., & Ng, S. S. (2010). 5-Repetition Sit-to-Stand Test in Subjects With Chronic Stroke: Reliability and Validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *91*(3), 407–413. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.10.030>
- Ng, S. S. M. (2010). Balance ability, not muscle strength and exercise endurance, determines the performance of hemiparetic subjects on the timed-sit-to-stand test. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, *89*(6), 497–504. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e3181d3e90a>
- Nierat, M. C., Demiri, S., Dupuis-Lozeron, E., Allali, G., Morélot-Panzini, C., Similowski, T., & Adler, D. (2016). When breathing interferes with cognition: Experimental inspiratory loading alters timed up-and-go test in normal humans. *PLoS ONE*, *11*(3). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0151625>
- Organization, W. H. (2015). *World report on Ageing and Health*. WHO website.
- POLY LANEMA. Poly Lanema, c2021. Disponível em: https://www.polylanema.pt/client/files/0000000001/aw7075-fichatecnica_1537.pdf. Consultado em 20 de março de 2021
- Razon, E., & Glen, M. (2012). *Sit Down And Stand Upwalker With Seat Assembly* (Patent No. US 8,151,812 B2).
- Scarborough, D. M., McGibbon, C. A., & Krebs, D. E. (2007). Chair rise strategies in older adults with functional limitations. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *44*(1), 33–41. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2005.08.0134>
- Schultz, A., & Alexander, N. B. (2011). *Biomechanical Analysis of Assisted Sit to Stand From a Chair*. April.
- Silva, P., Franco, J., Gusmão, A., Moura, J., Teixeira-Salmela, L., & Faria, C. (2015). Trunk strength is associated with sit-to-stand performance in both stroke and healthy subjects. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, *51*(6), 717–724.
- Silveira, A., Gonçalves, A., Catalão, C., Spínola, C., Pimentel, F., Soares, L., Tapadinhas, M., & Tomás, T. (2003). Fracturas da extremidade proximal do fêmur no idoso: recomendações para intervenção terapêutica. In *Direcção Geral de Saúde*.
- Taghvaei, S., Tavasoli, A., Feizi, N., Rajestari, Z., & Abdi, M. (2017). A control-oriented dynamic model for sit-to-stand motion with fixed support. *Proceedings of the*

Institution of Mechanical Engineers, Part K: Journal of Multi-Body Dynamics, 232(520), 265–273. <https://doi.org/10.1177/1464419317731059>

THOMASNET. Thomas For Industry, c2021. Disponível em : <https://www.thomasnet.com/articles/metals-metal-products/all-about-304-steel-properties-strength-and-uses/>. Consultado em 20 de março de 2021

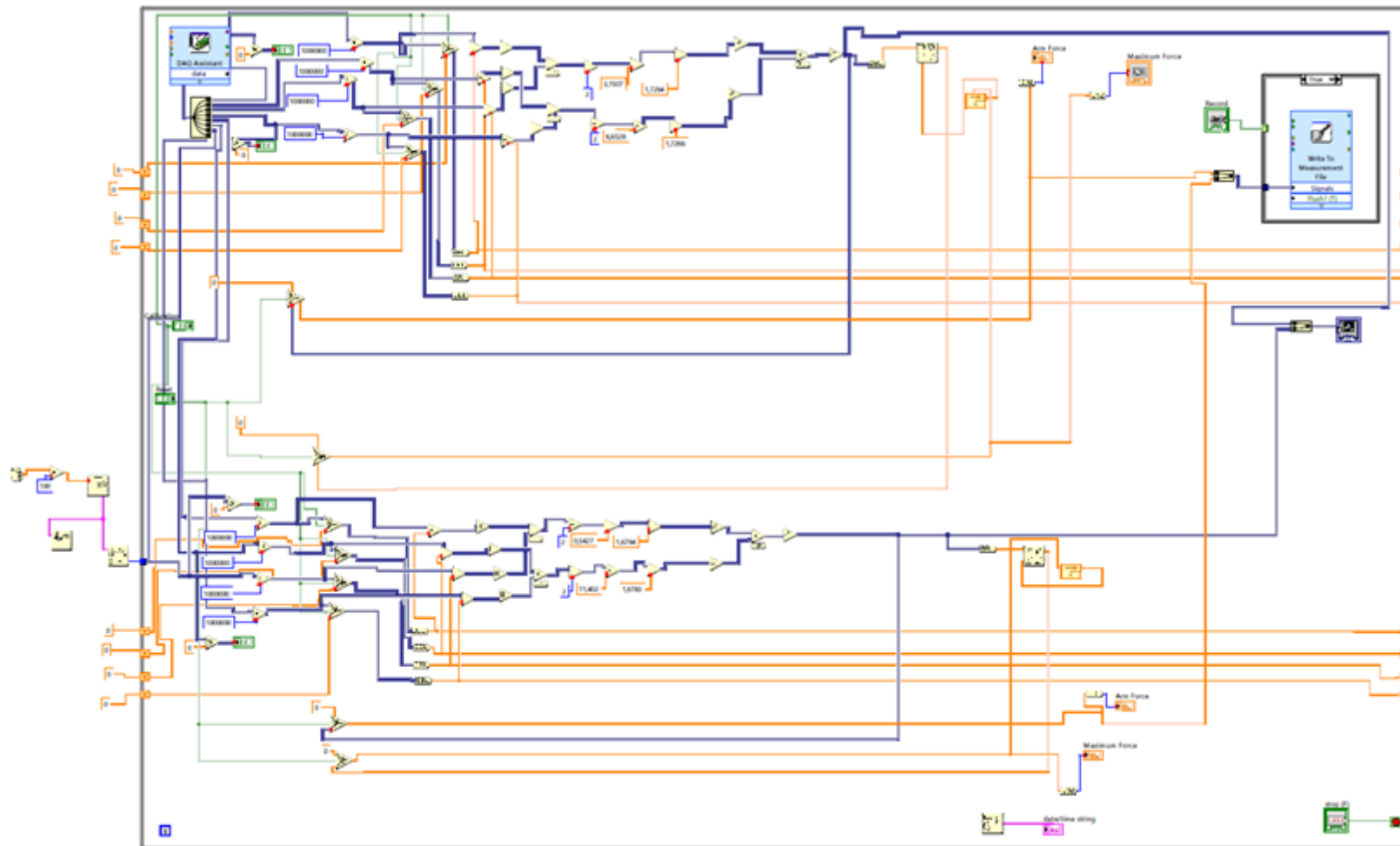
Thompson, M., & Medley, A. (1998). Performance of Individuals with Parkinson's Disease on Timed Up & Go. *Neurology Report*, 22(1).

Tilley, A. R., & Henry Dreyfuss Associates. (1993). *The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design*. 98.

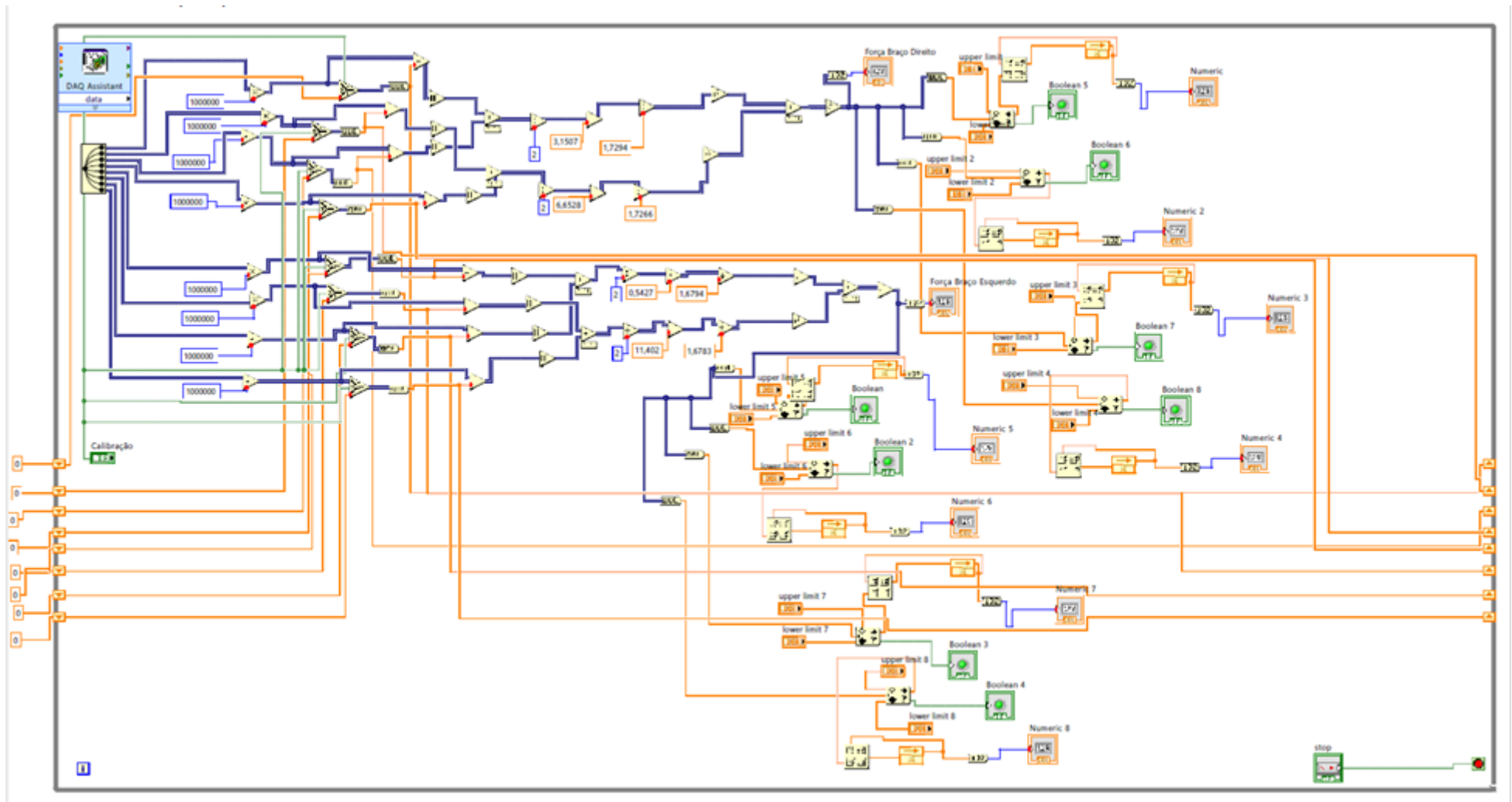
Wagatsuma, M., Kim, T., Sitagata, P., Lee, E., Vrongistinos, K., & Jung, T. (2019). The biomechanical investigation of the relationship between balance and muscular strength in people with chronic stroke: a pilot cross-sectional study. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 26(3), 173–179. <https://doi.org/10.1080/10749357.2019.1574417>

ANEXOS

Anexo A – Diagrama de Blocos do Programa de Aquisição



Anexo B - Diagrama de Blocos da Aplicação Jogo



Anexo C – Consentimento Livre Voluntários ISEC

CONSENTIMENTO INFORMADO, LIVRE E ESCLARECIDO PARA PARTICIPAÇÃO EM ESTUDO DE INVESTIGAÇÃO

De acordo com a Lei 58/2019 de 28 de agosto, a Declaração de Helsínquia e a Convenção de Oviedo (sempre que se aplique) **Título do Estudo:**

Dispositivo Biomecânico para Quantificação de Parâmetros Associados ao Movimento “Sit-to-Stand”

Na qualidade de participante no estudo acima referido, declaro que compreendi todos os objetivos da minha participação no mesmo, pelas informações verbais e escritas que me foram fornecidas pela equipa de investigação. Foi garantida a confidencialidade e anonimização dos dados, e a possibilidade de, em qualquer altura, recusar participar neste estudo sem qualquer tipo de consequências. Tive oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas. Desta forma, aceito de livre vontade a participação neste estudo e permito a utilização dos dados que de forma voluntária forneço, confiando em que apenas serão utilizados para esta investigação, aceitando também a divulgação dos resultados obtidos no meio científico, garantindo o anonimato.

Nome Completo:

Assinatura: _____ ... Data: ____ / ____ / ____

SE NÃO FOR O PRÓPRIO A ASSINAR POR IDADE / INCAPACIDADE
(se o menor tiver discernimento deve também assinar em cima, se
consentir)

NOME: _____

BI/CC Nº: _____ DATA OU VALIDADE ____ / ____
/ ____

GRAU DE PARENTESCO OU TIPO DE REPRESENTAÇÃO:

ASSINATURA

ESTE DOCUMENTO É FEITO EM DUPLICADO:
UMA VIA PARA O INVESTIGADOR, OUTRA PARA QUEM CONSENTE

Anexo D – Questionários Voluntários ISEC

Desenvolvimento de um Dispositivo Biomecânico para Quantificação dos Parâmetros Associados ao “Sit-to-Stand”

Informações

Este questionário tem como propósito avaliar o comportamento e as características de um dispositivo biomecânico, que tem como finalidade apoiar o movimento sentar-levantar. Enquadra-se num trabalho de investigação e desenvolvimento no âmbito de uma tese de Mestrado em Engenharia Mecânica, realizada no IPC - Instituto Superior de Engenharia de Coimbra.

Os resultados obtidos serão utilizados apenas para fins académicos, sendo garantida a confidencialidade dos dados e dos participantes.

Instruções

Por favor, responda de forma espontânea e sincera a todas as questões. Caso não tenha a certeza sobre que resposta dar numa questão, escolha de entre as alternativas a que lhe parece mais apropriada. Se tiver alguma dúvida no questionário não hesite em perguntar. Na maioria das questões terá apenas de assinalar com uma cruz (X) ou circular a sua opção de resposta.

Obrigado pela sua contribuição.

Identificação:

ID _____ (a preencher pela equipa de investigação)

Idade: ___ anos

Sexo: () Masculino. () Feminino.

Parâmetros (a recolher e preencher pela equipa de investigação):

Peso [kg]: _____ Altura [cm]: _____ IMC: _____

%GC [%]: _____ %ME [%]: _____ NGV: _____

MR: _____

Informações

1. Apresenta algum tipo de problema nos membros superiores e inferiores?

() Sim. () Não.

Em caso afirmativo, de que tipo?

2. Já sofreu alguma lesão muscular ao nível dos membros superiores ou inferiores?

() Sim. () Não.

Em caso afirmativo, de que tipo?

3. Pratica atividade física regularmente?

() Sim. () Não.

Em caso afirmativo, que género de atividade e quanto tempo por semana?

- Atividade física moderada (ex.: caminhadas, andar de bicicleta e desportos leves) _____ (minutos)
- Atividade física vigorosa (ex.: corridas, ginásio, desportos como futebol, basquete, natação, cycling, etc.) _____ (minutos)

4. Qual o lado dominante dos membros superiores?

() Destro () Canhoto

INQUÉRITO

(circular na afirmação mais correta)

1 - Discordo Totalmente; 2 - Discordo; 3 – Nem concordo ou discordo; 4 - Concordo; 5- Concordo Totalmente.

1. Senti desconforto ao fazer o movimento sentar-levantar.	1	2	3	4	5
--	---	---	---	---	---

2. O dispositivo possui todas as funções necessárias ao procedimento (aplicação e quantificação da força ao executar o movimento sentar-levantar).	1	2	3	4	5
--	---	---	---	---	---

3. Considero que o dispositivo desempenha as suas funções de forma simples, correta e adequada, permitindo a ajuda necessária.	1	2	3	4	5
--	---	---	---	---	---

4. Considero a ergonomia do dispositivo adequada (dimensões, geometria, tato).	1	2	3	4	5
--	---	---	---	---	---

5. Considero a ergonomia dos braços adequada (dimensões, geometria, tato).	1	2	3	4	5
--	---	---	---	---	---

6. A disposição e visualização dos sinais visuais do dispositivo e a sua interface gráfica são adequadas e apelativas.	1	2	3	4	5
--	---	---	---	---	---

7. Os valores e unidades apresentados pela aplicação informática associada ao dispositivo são de fácil compreensão e perceção.	1	2	3	4	5
--	---	---	---	---	---

8. Considero que a interface tem um efeito motivador.	1	2	3	4	5
---	---	---	---	---	---

9. Considero que o fio/cabo de ligação não representa restrição de movimentos e/ou de maneabilidade do dispositivo.	1	2	3	4	5
---	---	---	---	---	---

10. Sugestões para melhoria do dispositivo.

Anexo E – Consentimento Livre Voluntários Rovisco Pais

CONSENTIMENTO INFORMADO, LIVRE E ESCLARECIDO PARA PARTICIPAÇÃO EM ESTUDO DE INVESTIGAÇÃO

De acordo com a Lei 58/2019 de 28 de agosto, a Declaração de Helsínquia e a Convenção de Oviedo

Título do Estudo: **Dispositivo Biomecânico para Quantificação de Parâmetros Associados ao Movimento “Sit-to-Stand”**

Na qualidade de participante no estudo acima referido, declaro que compreendi todos os objetivos da minha participação no mesmo, pelas informações verbais e escritas que me foram fornecidas pela equipa de investigação. Foi garantida a confidencialidade e anonimização dos dados, e a possibilidade de, em qualquer altura, recusar participar neste estudo sem qualquer tipo de consequências. Tive oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas. Desta forma, aceito de livre vontade a participação neste estudo e permito a utilização dos dados que de forma voluntária forneço, confiando em que apenas serão utilizados para esta investigação, aceitando também a divulgação dos resultados obtidos no meio científico, garantindo o anonimato.

Nome Completo:

Assinatura: _____ ... Data: ____ / ____
/ _____

NOME: _____

BI/CC Nº: _____ DATA OU VALIDADE ____ / ____ / ____

GRAU DE PARENTESCO OU TIPO DE REPRESENTAÇÃO (SE MENOR):

ASSINATURA _____

Anexo F - Questionários Rovisco Pais

Desenvolvimento de um Dispositivo Biomecânico para Quantificação dos Parâmetros Associados ao Movimento “Sitto-Stand”

INFORMAÇÕES

Este questionário tem como propósito avaliar o comportamento e as características de um dispositivo biomecânico, que tem como finalidade apoiar o movimento sentar-levantar. Enquadra-se num trabalho de investigação e desenvolvimento no âmbito de uma tese de Mestrado em Engenharia Mecânica, realizada no Instituto Politécnico de Coimbra, Instituto Superior de Engenharia de Coimbra.

Os resultados obtidos serão utilizados apenas para fins académicos (tese de mestrado). O questionário é anónimo, não devendo por isso assinar o questionário em nenhuma das folhas.

INSTRUÇÕES

Por favor, responda de forma espontânea e sincera a todas as questões. Caso não tenha a certeza sobre que resposta dar numa questão, escolha entre as alternativas a que lhe parece mais apropriada. Se tiver alguma dúvida no questionário não hesite em perguntar. Na maioria das questões terá apenas de assinalar com uma cruz (X) ou circular a sua opção de resposta.

Obrigado pela sua contribuição.

Identificação / Parâmetros: *(a preencher pela equipa de investigação)*

ID _____ Idade: _____ anos

Sexo: () Masculino. () Feminino.

Peso [kg]: _____ Altura [cm]: _____ IMC [Kg/cm²]: _____

Tempo [s]: _____ Força de prensão palmar [Kg]: _____ Sarc-F score

Outros:

INQUÉRITO

(circular na afirmação mais correta)

1 - Discordo Totalmente; 2 - Discordo; 3 – Nem concordo ou discordo; 4 - Concordo; 5- Concordo Totalmente.

1. Senti desconforto ao fazer o movimento sentar-levantar.	1	2	3	4	5
--	---	---	---	---	---

2. O dispositivo possui todas as funções necessárias ao procedimento (aplicação e quantificação da força ao executar o movimento sentar-levantar).	1	2	3	4	5
--	---	---	---	---	---

3. Considero que o dispositivo desempenha as suas funções de forma simples, correta e adequada.	1	2	3	4	5
---	---	---	---	---	---

4. Considero a ergonomia do dispositivo adequada (dimensões, geometria, tato).	1	2	3	4	5
--	---	---	---	---	---

5. Considero a ergonomia dos braços adequada (dimensões, geometria, tato).	1	2	3	4	5
--	---	---	---	---	---

6. A disposição e visualização dos sinais visuais do dispositivo e a sua interface gráfica são adequadas e apelativas.	1	2	3	4	5
--	---	---	---	---	---

7. Os valores e unidades apresentados pela aplicação informática associada ao dispositivo são de fácil compreensão e perceção.	1	2	3	4	5
--	---	---	---	---	---

8. Considero que a interface tem um efeito motivador.	1	2	3	4	5
---	---	---	---	---	---

9. Considero que o fio/cabo de ligação não representa restrição de movimentos e/ou de maneabilidade do dispositivo.	1	2	3	4	5
--	---	---	---	---	---

10. Clinicamente o dispositivo poderá ser uma mais valia no diagnóstico de pacientes que têm problemas de locomoção.	1	2	3	4	5
---	---	---	---	---	---

11. Clinicamente o dispositivo poderá ser uma mais valia para pacientes que estão a passar por um processo de reabilitação nos membros inferiores.	1	2	3	4	5
---	---	---	---	---	---

12. Na minha opinião, clinicamente o dispositivo poderá contribuir para a diminuição de sedentarismo e motivar pessoas com problemas de locomoção.	1	2	3	4	5
---	---	---	---	---	---