

**CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA CELSO
SUCKOW DA FONSECA – CEFET/RJ**

**Análise da Biomecânica do Movimento STS e Projeto
de Dispositivo Assistivo para Idosos e Pessoas com
Dificuldade de Deslocamento**

Daniel Kioshi Kawasaki Cavalcanti
Rodrigo Gonçalves de Souza Maciel

**Rio de Janeiro
Junho de 2016**

**CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA CELSO
SUCKOW DA FONSECA – CEFET/RJ**

**Análise da Biomecânica do Movimento STS e Projeto
de Dispositivo Assistivo para Idosos e Pessoas com
Dificuldade de Deslocamento**

Daniel Kioshi Kawasaki Cavalcanti

Rodrigo Gonçalves de Souza Maciel

Projeto Final apresentado em cumprimento às
normas do Departamento de Educação Superior
do CEFET/RJ, como parte dos requisitos para obtenção
do título de Bacharel em Engenharia Mecânica.

Prof. Orientador: Fernando Ribeiro da Silva

Prof. Co-orientador: Carlos Eduardo Guedes Catunda

Rio de Janeiro

Junho de 2016

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do CEFET/RJ

C376 Cavalcanti, Daniel Kioshi Kawasaki
Análise da biomecânica do movimento STS e projeto de dispositivo assistivo para idosos e pessoas com dificuldade de deslocamento / Daniel Kioshi Kawasaki Cavalcanti, Rodrigo Gonçalves de Souza Maciel.—2016.
xvii, 106f. + apêndices e anexos : il. (algumas color.) , grafs. , tabs. ; enc.

Projeto Final (Graduação) Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca , 2016.

Bibliografia : f. 102-106

Orientador : Fernando Ribeiro da Silva

Coorientador : Carlos Eduardo Guedes Catunda

1. Engenharia mecânica. 2. Biomecânica. 3. Tecnologia assistiva. 4. Idosos. 5. Inovações tecnológicas. I. Maciel, Rodrigo Gonçalves de Souza. II. Silva, Fernando Ribeiro da (Orient.). III. Catunda, Carlos Eduardo Guedes (Coorient.). IV. Título.

CDD 621

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho ao meu falecido avô, José Carlos, que foi o motivo pelo qual surgiu a ideia inicial desse projeto.

Dedico também aos meus pais, à minha avó, aos meus amigos e à minha companheira Bianca que me apoiaram desde o início, acreditando sempre em mim.

Rodrigo Gonçalves de Souza Maciel

Dedico esse trabalho aos meus pais, parentes e todos aqueles que me apoiaram durante toda a faculdade.

Daniel Kioshi Kawasaki Cavalcanti

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos aqueles que acreditaram em mim e me ajudaram nesse período tão conturbado.

Agradeço em primeiro lugar à minha mãe, Ada, que sempre esteve ao meu lado, me ajudando com tudo que eu pudesse precisar, me apoiando com toda sua força, me inspirando com toda sua competência e sempre me tranquilizando nos momentos mais escuros.

Agradeço à minha companheira, Bianca, por ter me ensinado o verdadeiro significado da palavra ‘companheirismo’. Por ter ficado ao meu lado durante todo esse período longo e difícil sem nunca deixar de acreditar em mim, mesmo quando eu mesmo não acreditava. Por ter sido compreensiva em todos os momentos, viagens e finais de semana que eu não pude estar com ela. Por ter me inspirado com sua força e inteligência. Por ter estado lá.

Agradeço à minha família, principalmente à minha avó, Carmen, por todas as conversas e por ter se disponibilizado a me ajudar, e ao meu pai, Maurício, por ter me ensinado a acreditar em mim e por ter ajudado de forma tão significativa na elaboração desse trabalho.

Agradeço aos meus amigos e amigas, principalmente à Thayna, ao Carlos Renato, ao Daniel Dubois, ao Thales, ao Vinicius, ao Vitor e ao Dread pelas conversas, pelo incentivo e pelo apoio.

Agradeço ao meu amigo e parceiro de projeto, Daniel Kawasaki, por ter trabalhado comigo nesses dois semestres, superando tantos desafios.

Agradeço aos profissionais e amigos que me ensinaram tanto, me tornando mais forte e me ajudando a não desistir: Victor Serôa, Marcelo Orofino e Alice Gress.

Por fim agradeço aos meus orientadores, Fernando Ribeiro e Carlos Catunda, por todo o conhecimento transmitido, pela cobrança, críticas e elogios, sempre me impulsionando a trazer o meu melhor para a execução desse trabalho.

Rodrigo Gonçalves de Souza Maciel

Primeiramente minha gratidão aos meus pais, Marcio Jansen Cavalcanti e Maria Madalena T. K. Cavalcanti, que me guiaram em todos os momentos difíceis da minha vida, sempre apoiando e acreditando em mim, nunca permitindo que eu desistisse de meus objetivos e sempre me guiando na direção correta.

Agradeço aos meus familiares, em especial aos meus já falecidos avós, Tadashi e Kimi Kawasaki, por tudo que me ensinaram e por todas as boas lembranças que guardo comigo, e ao carinho e atenção de meus padrinhos, Tânia e Alexandre Melo.

Agradeço aos meus amigos da equipe Venturi que são como uma segunda família para mim, em especial Felipe Eiras, Carlos Renato, Rosemere Lima, Guilherme Calazans e Jorge Neto. Também agradeço a todos meus amigos de longa data como Gabriel Watanabe, Rafael Lavalle, Gabriel Brasil e Diogo Vasconcellos. Todos de grande importância que, com seus conselhos e companheirismo, me tornaram o que sou hoje e me inspiraram a ser uma pessoa melhor.

Agradeço ao meu amigo, Rodrigo Maciel, a parceria nesse projeto, que com sua dedicação e competência o tornaram o que ele é hoje.

Agradeço a todos os profissionais que nos ajudaram no decorrer desse projeto, doando seu tempo e conhecimento para tornarem isso possível.

E por fim aos professores e ao CEFET meu agradecimento por proporcionar um ambiente acadêmico fértil para minha formação profissional. Um especial agradecimento aos professores orientadores Fernando Ribeiro e Carlos Catunda que com sua dedicação e experiência nos guiaram na direção do sucesso, sempre dispostos a dirimir dúvidas e problemas que tivemos.

Daniel Kioshi Kawasaki Cavalcanti

RESUMO

Com o aumento da expectativa de vida ao redor do mundo, o número de pessoas com idade avançada vem crescendo ao longo dos anos. Junto a este crescimento surge uma demanda pelo desenvolvimento de novas tecnologias a fim de atender às necessidades dessas pessoas. Entre estas necessidades se destaca a capacidade de realizar o movimento de sentar e levantar, visto que ela é primordial para a realização de diversas atividades diárias. Assim, o presente trabalho apresenta uma análise biomecânica deste movimento, a fim de desenvolver um dispositivo capaz de ser acoplado à cadeiras comuns para auxiliar idosos e pessoas com dificuldade de deslocamento a levantarem e sentarem. O dispositivo conta com atuadores elétricos que permitem uma elevação vertical da cadeira, bem como uma inclinação anterior da mesma de até 25° , podendo ser utilizado por usuários de até 147 kg. Um protótipo foi desenvolvido a fim de verificar as suposições feitas ao longo do estudo. Como resultado os momentos nas articulações e as forças verticais foram reduzidos em até 60% e 23%, respectivamente, e houve uma redução de até 37° no ângulo de máxima flexão do tronco.

Palavras-chave: Sentar-Levantar, Biomecânica, Tecnologia Assistiva.

ABSTRACT

With the increase in life expectancy around the world, the number of elderly people also rises constantly. Therefore, an increasing need for new technologies that can improve these people's lives also emerges. Among those needs we highlight the ability to sit and stand which is primary to a number of daily activities. Bearing that in mind, the present piece presents a biomechanical analysis of such movement aiming to develop a device that ordinary chairs can be attached to and will aid the elderly and people that have some kind of impairment to sit and stand. The device features electrical actuators that allow a vertical elevation of the chair as well as its inclination up to 26° and can be used by people up to 147 kg. A prototype was developed as a way of substantiating the hypotheses made along the research. As a result, the moments in the articulations and the vertical forces were reduced in up to 60% and 23%, respectively, and there was a reduction of up to 37° in the angle of greatest flexion of the torso.

Keywords: Sit-to-stand, biomechanics, Assistive technologies.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1	1
Introdução	1
1.1 – Motivação.....	2
1.2 – Justificativa	2
1.3 – Objetivo.....	3
1.4 – Metodologia	4
1.5 – Organização do Trabalho	4
CAPÍTULO 2	6
Revisão Bibliográfica.....	6
2.1 – População Idosa	6
2.2 - Funcionalidade e Autonomia Como Determinantes da Qualidade de Vida	7
2.3 - Biomecânica do Movimento STS.....	9
2.4 - Comparação do Movimento STS entre Jovens e Idosos.....	16
2.5 - Impacto das Tarefas de Transferência na Saúde Física dos Cuidadores	16
2.6 – Peso dos Membros do Corpo Humano e a Posição de Seus Respectivos Centróides	17
2.7 – Dados Antropométricos e Requisitos Ergonômicos	18
2.8 - Tecnologias Assistivas.....	20
2.8.1 Acionamento e Material.....	26
2.8.2 Interface usuário-dispositivo.....	28
2.8.3 Base	29
2.9 Inclinação Anterior do Assento.....	30
CAPÍTULO 3	32

CONCEITO DO DISPOSITIVO	32
3.1 Assistência Fornecida Pelo Dispositivo	33
3.2 Acionamento do Dispositivo.....	34
3.3 Componentes.....	34
3.3.1 Base	34
3.3.2 Base intermediária.....	35
3.3.3 Atuador principal	37
3.3.4 Atuadores de inclinação	38
3.3.5 Apoios de braço.....	39
3.3.6 Trava de acoplamento	39
3.4 Funcionamento	40
3.4.1 Acoplamento da cadeira ao dispositivo.....	40
3.4.2 Assistência ao movimento ST-DP e DP-ST	41
CAPÍTULO 4	43
METODOLOGIA	43
4.1 Sistemas de Análise Biomecânica Ocupacional – SABIO	43
4.1.1 Funcionamento do SABIO.....	44
4.1.2 Obtenção de imagens	45
4.2 Simulação do movimento em Matlab	46
4.3 Cálculo de Momentos	49
4.4 Obtenção do Pico da Força de Reação do Solo.....	50
4.5 Inclinação	52
4.6 Experimento 1	54
4.7 Experimento 2	54
4.8 Experimento 3	57

4.8 Simulações dos Esforços Sobre o Equipamento	58
4.9 Simulações dos Elementos do Equipamento.....	59
4.10 Parâmetros para Simulação do Equipamento.....	61
4.11 Estabilidade Estática do Equipamento	63
4.12 Dimensionamento de Elementos de fixação	65
4.12.1 Dimensionamento de Rebites.....	65
4.12.2 Dimensionamento de Parafusos	66
4.12.3 Dimensionamento de Pinos.....	66
4.13 Cálculo do Tempo de Utilização com Bateria	67
4.14 Altura Mínima.....	67
CAPÍTULO 5	69
RESULTADOS E DISCUSSÃO	69
5.1 Simulação do Movimento no Matlab.....	69
5.2 Cálculo de Momentos	71
5.3 Obtenção da Curva de Força de Reação do Solo	73
5.4 Inclinação	75
5.5 Experimento 1	77
5.6 Experimento 2.....	78
5.7 Experimento 3.....	82
5.8 Resultados das Simulações do Equipamento	86
5.9 Estabilidade Estáticas do Equipamento	94
5.10 Cálculo do Tempo de Utilização com Bateria	97
5.11 Dimensionamento dos Elementos de Fixação.....	97
5.11.1 Dimensionamento de Rebites.....	97
5.11.2 Dimensionamento de Parafusos	98

5.11.2 Dimensionamento de Pinos.....	98
5.12 Ficha técnica do equipamento.....	99
CAPÍTULO 6.....	100
CONCLUSÃO E PROJETOS FUTUROS.....	100
6.1 Projetos Futuros.....	101
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	103
APÊNDICES.....	108
APÊNDICE A: Script para cálculo de momentos, movimento ST-DP e centro de massa do movimento.....	108
APÊNDICE B: Script para curva da força de reação do solo.....	111
APÊNDICE C: Script Matlab para análise do deslocamento do joelho em função da inclinação de assento.....	114
APÊNDICE D: Gráficos da Força de Reação do Solo x Tempo Durante o Movimento ST-DP para o Indivíduo 3 nas condições N, BC e AP.....	115
APÊNDICE E: Desenhos Técnicos.....	117
APÊNDICE F: Manual do Usuário.....	129
ANEXOS.....	130
ANEXO A: Catálogos dos Componentes Comerciais.....	130

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Aumento da população idosa brasileira [9].....	7
Figura 2: Ângulos importantes no estudo do ciclo STS [12].....	10
Figura 3: Sensores BFS (seta superior) e balanças de força (seta inferior) [13] modificado.	11
Figura 4: Forças de Reação do Solo (lb) x Tempo (s) [6].	12
Figura 5: Influência das condições de uso dos braços no tempo das etapas do movimento STS [6] modificado.....	15
Figura 6: Tela do software Ergokit.	19
Figura 7: Dimensões de uma cadeira [15].	20
Figura 8: Ilustração do Vertical Lift Walker [15] modificado.....	21
Figura 9: Robotic Walking Suport System [16].	22
Figura 10: Smart Mobile Walker [19] modificado.	23
Figura 11: Cadeira de rodas reconfigurada para auxiliar o movimento STS [20] modificado.	23
Figura 12: Mecanismo 5 barras da cadeira de rodas reconfigurada [20] modificado.....	24
Figura 13: Cadeira inteligente para auxiliar no movimento STS [21].....	25
Figura 14: Comparação entre atividade muscular, inclinação de assento e coeficiente de atrito [32] modificado.	31
Figura 15: Esquemático dos componentes do equipamento a) Vista lateral b) Vista isométrica.....	32
Figura 16 – Modelo do dispositivo criado com uma cadeira acoplada.....	33
Figura 17: Conjunto da base do mecanismo.	35
Figura 18: Peça BM-2 Isométrica	36
Figura 19: Peça BM-1.	37
Figura 20: Coluna elevatória LC2000.	38
Figura 21: Atuador linear PC25.....	39
Figura 22: Pino com mola com 6 mm de diametro e 70 mm de comprimento.....	40
Figura 23: Conjunto BM-2 com a trava da cadeira e pino.....	40

Figura 24: Modelo humano virtual frontal do SABIO.	44
Figura 25: Sobreposição do modelo virtual SABIO em uma imagem.	45
Figura 26: Pontos utilizados para os comprimentos das barras 1, 2 e 3.	47
Figura 27: Simulação do corpo humano neste estudo no plano sagital como um mecanismo de 3 barras aberto. Os ângulos são determinados a partir de linhas paralelas ao solo (eixo x).....	48
Figura 28: Diagrama de corpo livre do tronco num instante da etapa 3.	51
Figura 29: Profundidade nádegas-joelho [Ergokit modificado].	53
Figura 30: Analogia para estudo da inclinação. O ponto azul indica a posição inicial do joelho com uma angulação nula (a) e o ponto vermelho indica a posição do joelho após angulação (b).....	53
Figura 31: Indivíduo 3 nas posições iniciais com incremento de altura e inclinação de assento com uso de apoios de braço (a) e com os braços cruzados ao redor do tronco (b).	56
Figura 32: Plataforma de força (a) posições iniciais AB (b) e BC (c).....	57
Figura 33: Malha do projeto.	58
Figura 34: Distribuição do peso do indivíduo na situação 1.....	60
Figura 35: Distribuição do peso do indivíduo na situação 2.....	60
Figura 36: Situação 3 e 4, BF-1 e BM-2 paralelos.....	61
Figura 37: Locais de fixação na base do modelo.	62
Figura 38: Esquemático do equipamento quando angulado.	63
Figura 39: Representação das forças atuantes no equipamento.	64
Figura 40: Modelo para o cálculo de Momento.....	65
Figura 41: União entre os elementos BF-1, SAA-1 e SAA-2. União por rebites de alumínio.	66
Figura 42: Comparação entre as etapas na filmagem (em cima) e na simulação em Matlab (embaixo). Nas imagens da simulação os círculos vermelhos indicam as o início e fim das barras 1, 2 e 3 e os círculos azuis representam os centróides de cada barra.....	70
Figura 43: Posicionamento dos pés do indivíduo na posição inicial do movimento.	70
Figura 44: Deslocamento do centro de massa do indivíduo ao longo do movimento ST-DP, obtido na simulação do movimento.	71

Figura 45: Momentos nas articulações do tornozelo, joelho e tronco ao longo do tempo.	72
Figura 46: Sobreposição da curva obtida pelas coordenadas do centróide do tronco com a curva do polinômio obtido.	74
Figura 47: Força de Reação do Solo x Tempo. A linha azul representa o peso corporal do indivíduo.	75
Figura 48: Quadros do movimento para início da etapa 1 (a), início da etapa 2 (b), início da etapa 3 (c) e de pé (d) na condição AB.	79
Figura 49: Quadros do movimento para início da etapa 1 (a), início da etapa 2 (b), início da etapa 3 (c) e de pé (d) na condição BC.	79
Figura 50: Comparação entre os momentos nas articulações do indivíduo 3 saindo da posição inicial normal (N), braços cruzados (BC) e apoios de braço (AB).	80
Figura 51: Deslocamento do centro de massa do indivíduo 3 partindo da condição inicial N (a), BC (b) e AB (c).	81
Figura 52: FRS x tempo para o indivíduo 2 na condição N.	83
Figura 53: FRS x tempo para o indivíduo 2 na condição BC.	83
Figura 54: FRS x tempo para o indivíduo 2 na condição AB.	84
Figura 55: Comparação entre as forças verticais com os braços cruzados.	85
Figura 56: Comparação entre as forças verticais utilizando apoios de braço.	85
Figura 57: Tensão de von Mises no conjunto montado.	86
Figura 58: Fator de segurança no conjunto. Pontos de máximo e mínimo indicados.	87
Figura 59: FS vista de baixo com indicações de fixação e pontos de máximo e mínimo indicado.	88
Figura 60: Localização FS mínimo.	88
Figura 61: Fator de segurança para força aplicada nos apoios de braço.	89
Figura 62: Tensão equivalente de von Mises.	89
Figura 63: FS mínimo no equipamento.	90
Figura 64: Tensão equivalente de von Mises.	91
Figura 65: Fator de segurança máximo e mínimo.	91
Figura 66: FOS vista frontal situação 3.	92
Figura 67: FS de 1,4 no pino de pivô do sistema para a situação 4.	93

Figura 68: FS na situação 4 após redução da carga (vista frontal).	94
Figura 69- FS para a situação 4 após redução da carga.	94
Figura 70: Diagrama de forças no topo do equipamento.	95
Figura 71: Esquemático de ângulos máximo ($21,55^\circ$) e o seguro ($14,4^\circ$).	96
Figura 72: Esquemático para determinar a altura mínima de operação.	97
Figura 73: Datasheet do equipamento.....	99

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Massa dos membros, na forma de percentual da massa total do corpo, e posição dos centróides como percentual da distância entre as articulações [15] modificado.	17
Tabela 2: Modo de acionamento e materiais utilizados nos dispositivos pesquisados....	27
Tabela 3: Bases utilizadas nos dispositivos pesquisados.	29
Tabela 4: Dados dos indivíduos.	55
Tabela 5: Código de cada elemento do projeto.	62
Tabela 6: Deslocamento da articulação do joelho para diferentes distâncias entre joelho e borda anterior de assento.	76
Tabela 7: Alturas ideais para os três indivíduos.	76
Tabela 8: Relação da altura de assento com o contato entre os pés e o solo.	77
Tabela 9: Comparativo entre os movimentos para os três indivíduos.	78
Tabela 10: Dados de cada elemento elétrico utilizado.....	97

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

STS – Sit-to-stand e Stand-to-sit [Transferência sentado-em pé e Transferência em pé-sentado]

ST-DP e DP-ST – Sentado-de Pé e de Pé-Sentado

CF – Capacidade Funcional

QV – Qualidade de Vida

AVD – Atividades de Vida Diárias

GRF – Ground Reaction Forces [Forças de Reação do Solo]

BFS – Body Fixed Sensors [Sensores Fixados ao Corpo]

FRS – Força de Reação do Solo

DORT – Distúrbios Osteomusculares Relacionados ao Trabalho

SCI – Spinal Cord Injury [Lesões da Medula Espinhal]

FNS – Functional Neuromuscular Stimulation [Estímulo Funcional Neuromuscular]

DC – Direct Current [Corrente Contínua]

FS – Fator de Segurança

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Com o desenvolvimento acelerado de novas tecnologias visando a qualidade de vida, principalmente aquelas ligadas ao setor de biomedicina, no decorrer das últimas décadas observa-se um aumento da expectativa de vida média ao redor do globo, contribuindo para um aumento considerável do número de idosos vivendo na sociedade [1, 2, 3].

Assim, essa parcela da sociedade passou a ser objeto de estudo de muitos pesquisadores de diversas áreas, a fim de entender melhor suas necessidades e dificuldades, bem como as doenças que mais os atingem. Para o presente trabalho destacam-se como mais importantes, pesquisas na área da biomecânica de movimentos e no desenvolvimento de tecnologias assistivas.

Um movimento em especial, a princípio muito simples, que é um dos mais cotidianos na vida de qualquer indivíduo pode se tornar um grande desafio: erguer-se e sentar-se [4]. Muitos estudos foram feitos sobre a biomecânica deste movimento. Para aqueles que perderam a força nos músculos devido a acidentes, doenças, problemas genéticos ou idade avançada, levantar e sentar de uma cadeira é algo que demanda tremendo esforço e, na maioria das vezes, ao menos uma segunda pessoa para auxiliar no movimento. Por sua vez, essa pessoa (parente, enfermeiro(a) ou fisioterapeuta) também está suscetível a lesões quando auxilia um indivíduo numa tarefa de transferência [5].

A fim de tornar o movimento de sentar e levantar de uma cadeira, conhecido como ciclo STS (sigla em inglês para: sit-to-stand e stand-to-sit), mais fácil, possibilitando inclusive a independência do indivíduo e dispensando ou, no mínimo, auxiliando cuidadores e enfermeiros(as), o presente trabalho apresenta o projeto de um dispositivo elevatório com atuadores elétricos que possa ser acoplado a uma cadeira realizando a parcela mais difícil desse movimento.

Observa-se facilmente que ao se sentar, logo antes de encostar os quadris e as costas na cadeira, tanto os jovens quanto os idosos costumam ‘se jogar’ ao final do movimento visto que

esta é a etapa que demanda maior esforço muscular tanto nos braços quanto nas pernas. Em contrapartida, a parte mais difícil ao se levantar de uma cadeira é quando se inicia a separação dos quadris do assento da mesma [6]. Assim, o movimento realizado pelo dispositivo contempla essas duas etapas, recebendo a pessoa quando esta se senta e projetando a mesma quando ela deseja se levantar, sendo todos os comandos executados por dois botões.

O dispositivo em questão se encaixa numa categoria conhecida como tecnologia assistiva. É uma área da tecnologia que vem ganhando força desde que se observou uma preocupação com a qualidade de vida de idosos e pessoas com deficiência. Nessa área são desenvolvidos produtos com o objetivo de facilitar, restaurar ou auxiliar pessoas a realizarem tarefas que se tornaram inviáveis devido a alguma deficiência. A StairLift ou cadeira elevadora, a LiftChair, a cadeira de rodas totalmente automatizada e a StairClimber são exemplos de alguns equipamentos assistivos que estão sendo desenvolvidos por empresas como a PrideMobility, Surimex, La-Z Boy e Sunwa, que estão atentas à atual demanda. Estas tecnologias são de grande importância visto que restauram o senso de independência no dia-a-dia dessas pessoas, proporcionando uma vida com mais autonomia, conforto, qualidade e satisfação.

1.1 – Motivação

A idade avançada e algumas eventualidades da vida tornam um indivíduo cada vez mais dependente de outros, devido à redução do número de atividades que antes eram facilmente realizadas de forma independente [6, 7]. Esta redução reflete drasticamente na qualidade de vida tanto do indivíduo em questão quanto daqueles que o cercam, logo, é preciso que se invista no desenvolvimento de tecnologias que possam amenizar este efeito negativo. A principal motivação do presente trabalho é contribuir para esse desenvolvimento a fim de proporcionar uma melhor qualidade de vida a essas pessoas, restaurando sua autonomia e independência e estabelecendo um ambiente mais ameno.

1.2 – Justificativa

Após pesquisa bibliográfica observou-se que a capacidade de sentar e, principalmente, levantar de uma cadeira é uma das capacidades funcionais mais importantes na vida de um

indivíduo [4]. Essa capacidade é precursora para qualquer outra tarefa uma vez que para andar, primeiramente o indivíduo precisa conseguir se levantar [4]. Além disso, ela está diretamente ligada à condição de autonomia e independência de uma pessoa e pode definir a necessidade de encaminhamento para uma casa de cuidados (no caso de idosos) ou assistência de cuidadores informais (parentes e amigos) ou formais (profissionais da área como enfermeiros(as) ou fisioterapeutas) [3]. A capacidade de se levantar ou sentar é limitada por doenças, lesões, idade avançada e enfraquecimento muscular, principalmente dos membros inferiores [4]. Assim, justifica-se investir em soluções tecnológicas assistivas a fim de restaurar a autonomia dos indivíduos durante a tarefa de sentar ou levantar, consequentemente aumentando sua qualidade de vida.

1.3 – Objetivo

Esse trabalho tem como objetivo elaborar um dispositivo elevatório (modelagem, dimensionamento e simulação) que possa ser acoplado a uma cadeira. Este dispositivo tem como finalidade reduzir os esforços realizados pelo usuário tanto no movimento de passar de sentado para de pé (ST-DP) quanto para passar de levantado para sentado (DP-ST). Garantindo autonomia, conforto e segurança ao mesmo.

Assim, pretende-se, numa primeira etapa, estudar e entender a biomecânica do ciclo STS e buscar tecnologias assistivas que auxiliem neste ciclo a fim de comparar suas características para então, na segunda etapa, definir o design do dispositivo, escolher o material das peças que o compõem e dimensionar as mesmas, escolher o modo de acionamento (atuadores lineares, servomotores, molas, engrenagens etc). Após definidos os parâmetros citados, serão feitas simulações computacionais para verificação dos dimensionamentos e análise estrutural. Finalmente, serão feitos experimentos para obtenção de dados e para verificar as suposições feitas ao longo do estudo.

1.4 – Metodologia

Através de pesquisa em periódicos e artigos científicos, buscou-se entender e clarificar como a qualidade de vida de um indivíduo pode ser influenciada pela sua capacidade de realizar atividades diárias de forma autônoma e independente.

Buscou-se também compreender como é a biomecânica do movimento STS, como a literatura divide-o em etapas e quais são os parâmetros mais importantes nesse movimento.

Além disso, foi feito o levantamento das tecnologias assistivas que se assemelham, quanto a sua função, ao dispositivo que esse trabalho teve como objetivo elaborar.

Para elaboração do modelo foram tomados como base os mecanismos das LiftChairs, e outros dispositivos assistivos, dimensões de uma cadeira padrão (segundo normas brasileiras) e conceitos de ergonomia e biomecânica.

A partir de filmagens e posterior estudo com um software para análise de movimentos (SABIO) foram desenvolvidos códigos em Matlab que permitiram a simulação do movimento STS, bem como a realização de estudos dos momentos nas articulações, das forças verticais envolvidas no movimento e da inclinação anterior de assento.

Foi desenvolvido um protótipo para avaliar os parâmetros propostos ao longo do estudo, comparando, através de experimentos, os movimentos ST-DP e DP-ST, com e sem a ajuda, do dispositivo proposto.

Para o dimensionamento dos componentes foram utilizados conceitos de Resistência dos Materiais. O software SolidWorks 2014 foi utilizado para modelagem e simulação de esforços do dispositivo.

1.5 – Organização do Trabalho

O capítulo 2 trata-se da revisão bibliográfica. Serão discutidos os conceitos e conclusões encontrados nas pesquisas, tanto no que toca a parte social e biomecânica, quanto a parte técnica.

Serão também apresentadas e discutidas brevemente as tecnologias assistivas já existentes que tenham como função facilitar o movimento de se sentar e se levantar de uma cadeira.

No capítulo 3 é apresentado o conceito do dispositivo, seu funcionamento e descrição dos componentes.

No capítulo 4 são apresentados os métodos utilizados para obtenção de dados e definição de parâmetros utilizados para a elaboração do dispositivo.

No capítulo 5 é feita uma análise e discussão dos resultados.

Finalmente, no capítulo 6 são apresentadas as conclusões e sugestões de melhorias e projetos futuros.

CAPÍTULO 2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 – População Idosa

Observa-se um constante avanço nos setores de pesquisa e desenvolvimento de tecnologias nas últimas décadas. Este avanço promove melhorias na difusão da informação e estudos, no desenvolvimento de novos produtos e serviços, bem como na distribuição destes para um número cada vez maior de pessoas causando um aumento na expectativa de vida da população global. Como consequência disto, o número de idosos no mundo vem crescendo [2, 8].

As projeções das Nações Unidas estimam que em 2050, 1 em cada 5 pessoas no mundo terá 60 anos ou mais (22% da população), hoje a proporção é de 1 para 9. A mesma fonte aponta que em 2050 haverá mais idosos do que crianças menores de 15 anos [2, 8].

No Brasil não é diferente, pesquisas feitas pelo IBGE mostram que o número de idosos no país dobrou de 1991 para 2011 e cresceu 55% entre 2001 e 2011, representando 12% da população, conforme mostrado na Figura 1. Além disso, segundo projeções, em 2050 o Brasil estará em 6º lugar do ranking mundial em termos de população idosa [8, 7].

Nesse cenário observa-se um redirecionamento da atenção dada a essa parcela da sociedade por parte das instituições de pesquisa de diversas áreas. Como resultado, diversos estudos têm sido realizados nas últimas décadas com o objetivo de avaliar e compreender as mudanças fisiológicas e psicológicas geradas com o avanço da idade, e desenvolver soluções para atender às necessidades dos idosos, fornecendo, também, meios para auxiliar pessoas que lidam com eles, como parentes e cuidadores.

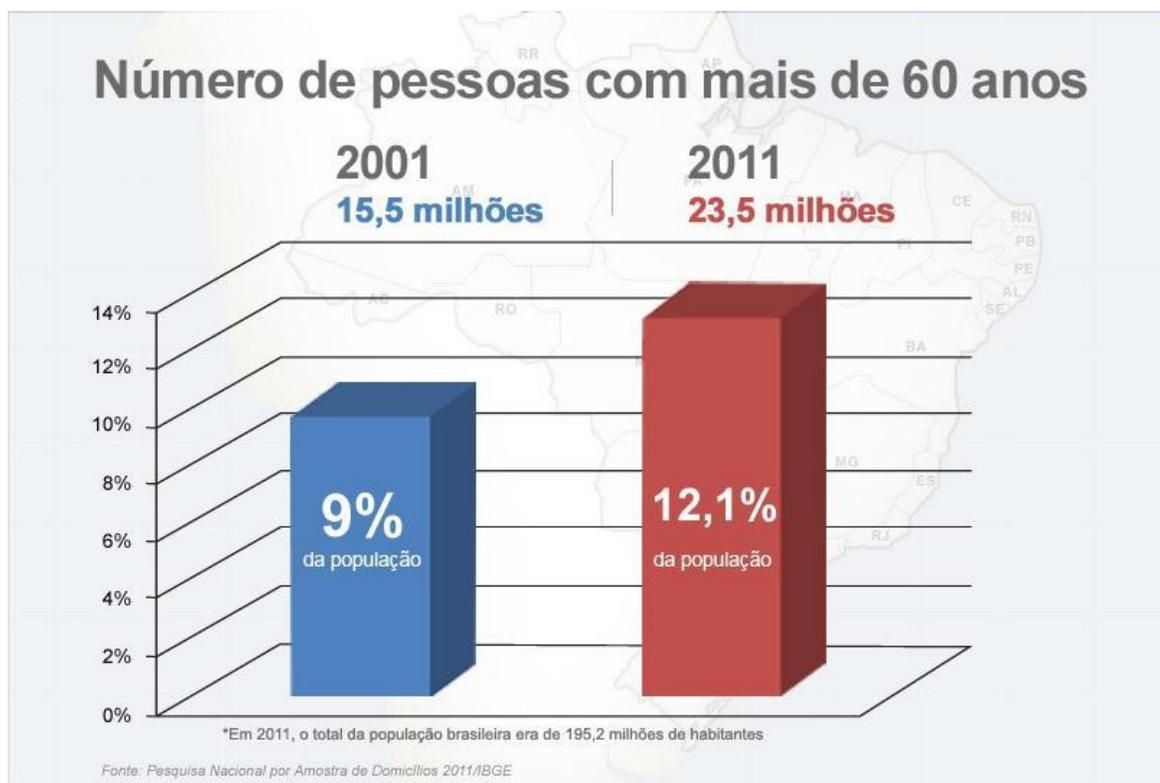


Figura 1: Aumento da população idosa brasileira [9].

2.2 - Funcionalidade e Autonomia Como Determinantes da Qualidade de Vida

Nas últimas décadas pode-se observar a população idosa como sendo objeto de diversos estudos em diferentes áreas como: fisioterapia, biomecânica, funcionalidade, independência, inserção social, saúde, entre outros. Dentre essas áreas destacam-se como importantes para o presente estudo a funcionalidade (ou capacidade funcional) e, principalmente, a biomecânica.

A capacidade funcional (CF) é a capacidade de um indivíduo realizar tarefas funcionais diárias como sentar e levantar, andar, tomar banho, etc. Sendo esta capacidade um indicador da saúde do indivíduo. “Mais do que saber a idade ou as doenças que porventura estejam acompanhando o processo de envelhecimento, o importante é saber o que o idoso é capaz de fazer” [3].

Existem diversas funções imprescindíveis para a sobrevivência de um indivíduo, as funções essenciais. Estas funções podem ser classificadas em quatro categorias [3]:

- Funções de autocuidado no ambiente doméstico – atividades relacionadas à higiene, capacidade de vestir-se, alimentar-se, exercer a sexualidade, se incluem nesta categoria;
- Habilidades instrumentais – atividades sociais como ir ao banco, pagar contas e fazer compras;
- Funções mentais – funções como audição, visão, memória, capacidade de ler e escrever;
- Funções relacionadas à mobilidade no ambiente doméstico - são funções realizadas pelo indivíduo dentro de casa como: capacidade de andar sem auxílio de instrumentos, se equilibrar e realizar movimentos de transferência como sair da cama ou sentar e se levantar de uma cadeira. O presente trabalho tem como foco essa categoria.

Segundo FARIAS [3], a independência funcional é a aptidão de realizar sozinho todas as funções essenciais citadas. Quando um indivíduo perde a capacidade de se locomover dentro de casa, por exemplo, ele passa a ser dependente de ajuda externa, seja de um cuidador informal (parentes, amigos), de um cuidador formal (enfermeiro(a), fisioterapeuta) [3] ou de dispositivos que possam reaver a capacidade perdida. Segundo a concepção funcional de saúde, a autonomia repousa sobre um equilíbrio justo entre a incapacidade funcional do idoso e os recursos sociais e materiais disponíveis para corrigir a incapacidade [3]. Arelada à CF está a qualidade de vida do indivíduo.

Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), qualidade de vida (QV) é a “percepção do indivíduo sobre sua posição na vida, dentro do contexto de cultura e sistema de valores nos quais vive, e em relação às suas metas, expectativas e padrões sociais”, ou seja, é como um indivíduo se vê em relação aos padrões estabelecidos por ele mesmo e pelos valores e cultura do ambiente que o cercam.

A QV refere-se a quatro domínios: ambiente, capacidade comportamental (incluindo saúde), percepção da QV, e bem-estar psicológico. Sendo influenciada pela saúde, ambiente, trabalho, suporte social e CF [2]. Logo, ao deixar de executar uma atividade de vida diária (AVD) devido à perda de alguma CF, a QV do indivíduo é diretamente influenciada.

A perda, por exemplo, de uma CF doméstica, como a mobilidade, pode ser temporária, resultado de lesões, ou permanente, resultado de envelhecimento (as patologias se encaixam nos

dois casos). Independente da causa, esta perda dificultará ou impossibilitará uma ou várias AVD, como se sentar e se levantar [4]. Ao ter a sua mobilidade prejudicada, um indivíduo vê a sua integração social comprometida, aumentando o risco de isolamento social. “A dor e a dificuldade nas AVD, dependência física, restrição à mobilidade e à integração social geradas pelas incapacidades aumentam a ansiedade, o desânimo e podem culminar no aparecimento da depressão” [2]. Por sua vez, a depressão e a ansiedade podem intensificar efeitos de patologias, limitações funcionais e diminuir a adesão a tratamentos medicamentosos [2, 8].

Em especial para os idosos, a perda de independência é uma das principais preocupações. Ser independente e capaz de realizar AVD é considerado um fator determinante para avaliar a situação da saúde de um idoso e um divisor entre um envelhecimento saudável ou não [8].

Possuir a CF para realizar o ciclo STS é o primeiro passo para fazer inúmeras outras tarefas como trabalhar, cuidar da higiene, interagir com as pessoas e cozinhar [8, 7]. Sendo assim, realizar tal movimento é de fundamental importância para a independência do indivíduo [10, 7, 11] e a incapacidade de fazê-lo pode trazer transtornos mencionados anteriormente. ETNYRE et al. [6] afirmam: “A habilidade de se erguer sozinho da posição sentada é um dos movimentos mais fundamentais entre as atividades de vida diárias normais. O movimento de se levantar é um precursor essencial para andar, e tem no mínimo uma importância de igual magnitude”. E completam dizendo que “o movimento STS (...) é considerado um fator determinante para a independência de idosos e pessoas com deficiência” [6]. Assim, o estudo da biomecânica do movimento STS é importante, pois serve como base para a elaboração de dispositivos e tecnologias que visem restaurar a capacidade de realizar tal tarefa de forma independente, reavendo no indivíduo sua autonomia e garantindo uma melhor qualidade de vida.

2.3 - Biomecânica do Movimento STS

Sentar e levantar são algumas das ações mais comuns no dia-a-dia de um indivíduo, mas a complexidade da biomecânica por trás desse movimento pode passar despercebida pela maioria das pessoas. Devido a esta complexidade e à importância desses movimentos para a vida de qualquer indivíduo, muitos estudos sobre esse movimento, conhecido como ciclo STS, foram realizados. ROEBROECK et al [10] definem STS como sendo o deslocamento do centro de massa para cima de uma posição sentada para uma posição em pé, sem a perda de equilíbrio.

Além de sua grande importância para realização independente de AVD, a justificativa para tantos estudos se apresenta na dificuldade de realizar esse movimento, principalmente por idosos e pessoas com algum tipo de deficiência na mobilidade. Sentar e levantar de uma cadeira são duas das atividades que mais demandam esforços mecânicos nas AVD [4].

Para estudar o movimento STS e suas etapas, alguns pontos fixos no corpo do indivíduo são utilizados como referência e base de comparação durante o desenvolvimento do movimento, principalmente joelhos e quadris. Alguns dos sensores de captação de movimentos que serão mencionados são colocados precisamente nesses pontos. Relacionando estes pontos com linhas fixas podem ser determinados ângulos que servem de base para o estudo do movimento, conforme a Figura 2.

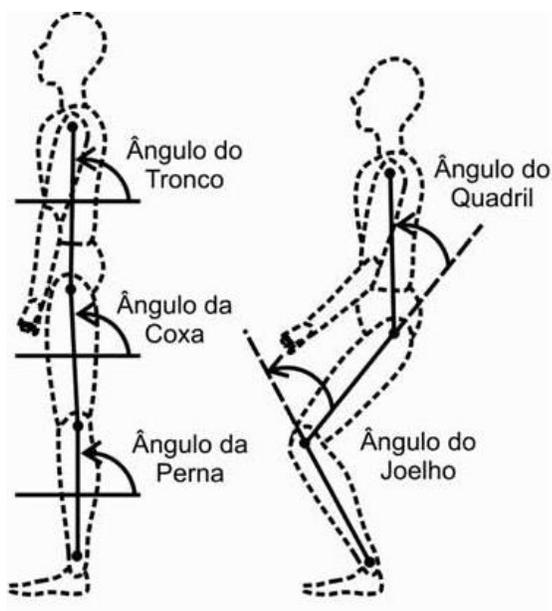


Figura 2: Ângulos importantes no estudo do ciclo STS [12].

Após levantamento de dados, JANSSEN et al [10] apontaram as técnicas mais utilizadas para obtenção das medições dos aspectos do movimento STS:

- Balanças, ou force plates, Figura 3 - Utilizados para medir as forças de reação vertical do solo, GRF (Ground Reaction Forces). Alguns testes utilizam apenas uma balança para os dois pés, outros fazem uso de uma balança para cada pé a fim de aferir a dificuldade para se equilibrar a partir da diferença entre as reações dos pés (geralmente não são utilizadas balanças para medir as reações de força da

cadeira). Essa técnica é uma das mais utilizadas e confiáveis no estudo do movimento STS [10];

- Sensores/dispositivos para análise de movimento, BFS (Body Fixed Sensors), Figura 3 – Sensores corporais instalados em pontos-chave do corpo como: joelho e quadris. Utilizados para qualificar e quantificar movimentos desde 1990 [12];
- Análises de vídeo – estudo visual do indivíduo com auxílio de softwares e recursos para manipulação da mídia como a ferramenta ‘slow-motion’;
- Sistemas optoeletrônicos;
- Goniometria – Uso de goniômetros para obtenção dos ângulos formados pelos membros durante o movimento;
- Acelerômetros – Geralmente instalado nos membros inferiores, também para medir esforços.

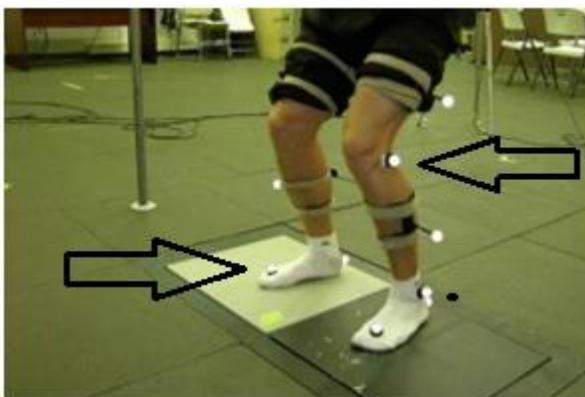


Figura 3: Sensores BFS (seta superior) e balanças de força (seta inferior) [13] modificado.

JENSSEN et al [10] fornecem informações valiosas sobre as variáveis mais importantes na biomecânica do movimento de se sentar e se levantar, bem como a influência de cada variável no movimento, sendo este artigo usado como referência bibliográfica para vários outros que tratam do assunto.

No estudo da biomecânica do movimento STS é importante estabelecer, primeiramente, as etapas ou fases do mesmo. Primeiramente, é preciso evidenciar que diferentes autores dividiram as etapas à sua maneira. Uma das divisões mais referenciadas foi estabelecida por SCHENKMAN et al [13]. Em seus estudos, eles dividiram o movimento em 4 fases e as

definiram: “Fase 1 (fase de flexão e momento) começa com o início do movimento e termina imediatamente antes dos glúteos perderem contato com o assento da cadeira. Fase 2 (fase de transferência de momento) começa quando os glúteos se erguem do assento e termina quando a máxima flexão dos tornozelos é alcançada. Fase 3 (fase de extensão) é iniciada logo após a máxima flexão dos tornozelos e termina quando a extensão dos quadris acaba pela primeira vez; incluindo extensão das pernas e do tronco. Fase 4 (fase de estabilização) começa quando a extensão dos quadris é alcançada e termina quando todo o movimento associado à estabilização está completo”.

Entretanto, não existia uma divisão padronizada dessas etapas. Esta falta de padronização impedia a comparação dos diversos estudos feitos sobre o assunto. Por exemplo, enquanto alguns autores impunham algumas condições/restrições para o movimento, outros deixavam os indivíduos livres para fazerem o movimento como achassem melhor.

Um estudo foi conduzido por ETNYRE & THOMAS [6], justamente com o propósito de padronizar as etapas do movimento STS. Neste estudo, foram feitas divisões a partir de todas as forças de reação computadas pelos sensores localizados nos pés dos indivíduos em questão (n=100), Figura 4.

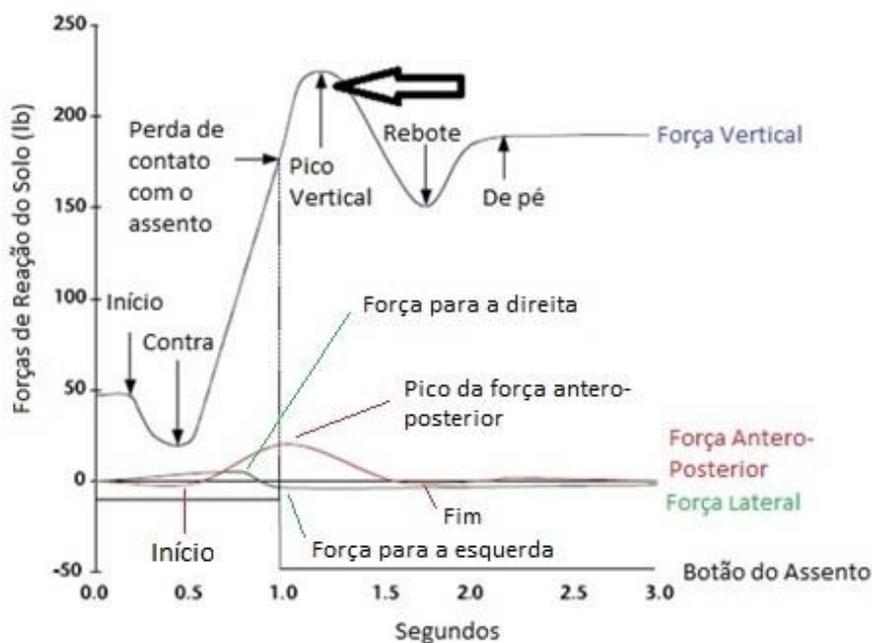


Figura 4: Forças de Reação do Solo (lb) x Tempo (s) [6].

Assim, existem 11 eventos distintos [6]:

- 6 eventos relacionados à força vertical – (1) Fase de iniciação do movimento que ocorre após a primeira mudança de força medida pelos sensores. (2) Fase de contra-força onde o sensor registra uma diminuição da força vertical (o extremo dessa diminuição é o momento de menor força de reação detectada pelo sensor em todo o movimento). (3) Separação entre quadril e assento da cadeira. Esta etapa foi definida com a ajuda de um sensor localizado no assento da cadeira e ocorre próximo ao momento de força vertical máxima. (4) Pico vertical. É o momento que apresenta maior força vertical de reação (essa força ultrapassa o peso corporal do indivíduo). (5) Pico da força de rebote. A força vertical é reduzida abaixo do peso corpóreo. (6) Final do movimento. É o primeiro instante onde a força de reação se estabiliza com o peso corpóreo após a fase de rebote;
- 3 eventos relacionados as forças na direção ântero-posterior (calcanhares-dedos). Aqui o valor positivo indica a força feita para trás, movendo o corpo para frente, e o sinal negativo, a força feita para frente – (1) Início da força ântero-posterior. Dá-se no ponto de menor força na direção negativa, imediatamente antes ao pico de força ântero-posterior. (2) Pico da força ântero-posterior. (3) Fim da força ântero-posterior. Dá-se no ponto de menor força na direção negativa, imediatamente após o pico da força;
- 2 eventos relacionados as forças laterais. Aqui o valor positivo indica força para a direita, e o negativo para a esquerda – (1) Força para a direita. (2) Força para a esquerda.

Além de demonstrar graficamente as 11 etapas, o gráfico da Figura 4 também ilustra que o momento de maior esforço é logo após a perda de contato do quadril com o assento da cadeira, sendo esta uma etapa crítica do movimento. Neste momento, a força resultante vertical excede o peso corpóreo do indivíduo mostrando porque realizar o movimento ST-DP pode ser tão difícil para algumas pessoas. Uma das finalidades do dispositivo proposto nesse trabalho é dar assistência a este movimento apresentando facilitadores para esta etapa, principalmente.

Como os esforços feitos por um indivíduo para realizar o movimento ST-DP têm como finalidade deslocar seu centro de massa tanto horizontalmente, passando de uma base de suporte estabelecida pela cadeira para outra base estabelecida pelos pés, quanto verticalmente, de uma altura inicial mais baixa (posição sentado) para uma mais alta (posição de pé), encurtar este deslocamento implica na diminuição destes esforços. Um modo de fazer isto, por exemplo, é aumentar a altura de assento da cadeira, o que diminui a distância angular percorrida pelos membros.

Os parâmetros mais determinantes na execução do movimento são apontados por JENSSEN et al. [10] como sendo: a altura do assento, o uso de apoio para braços e o posicionamento dos pés.

A altura do assento se mostra como um fator crítico, uma vez que para um assento muito baixo, levantar-se sem auxílio pode ser impossível. Essa altura pode ser determinada como uma porcentagem do comprimento inferior da perna (a distância entre os pés e o joelho). Em suma, alturas de assento maiores tornam o movimento STS mais fácil [4, 8, 6, 10]. Uma altura de assento de 120% do comprimento inferior da perna, por exemplo, permite que idosos consigam realizar o movimento com sucesso.

Ao diminuir a altura do assento percebe-se uma maior velocidade angular dos quadris do indivíduo, uma vez que este utiliza a velocidade como forma de impulsão a fim de ajudar no movimento, principalmente quando se trata de um idoso. Já foi evidenciado por estudos que a energia fornecida pelo deslocamento do tronco, no início do movimento de levantar, pode ser transformada em momento vertical quando o quadril se separa do assento. Segue-se também um maior deslocamento angular do tronco, dos joelhos e dos tornozelos e maior necessidade de força nos membros inferiores [8, 13]. O momento máximo requerido nos quadris e joelhos também é afetado pela altura do assento.

Outra forma de tornar esta etapa mais fácil é adicionar apoios de braços na cadeira, distribuindo os esforços antes concentrados somente nos membros inferiores. O uso de apoio de braços resulta em um menor momento requerido pelo quadril e joelhos, uma diminuição de aproximadamente 50% [8, 10]. Ao mesmo tempo, nota-se uma diminuição das forças de reação verticais tanto na fase de separação entre assento e quadril, quanto na força máxima vertical quando a condição para os testes permite o uso de apoio de braços (as outras condições utilizadas em estudos do movimento STS são: braços livres, braços cruzados ao redor do corpo e mãos

apoiadas nos joelhos [6]). Resultando numa execução mais fácil do movimento. Além disso, nos testes STS realizados com uso do apoio de braços revelou-se um retardo no aparecimento do pico de força vertical quando comparado às outras condições, como pode ser observado na Figura 5. Aparentemente, estes dois fatos são resultado do uso contínuo dos apoios até os momentos finais do movimento.

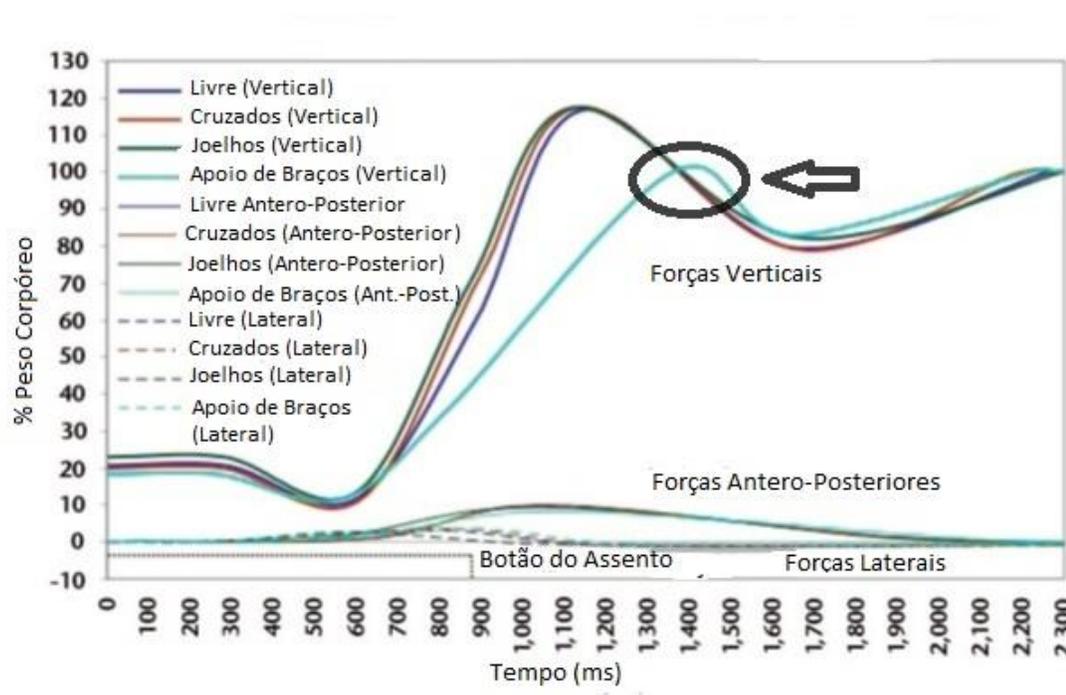


Figura 5: Influência das condições de uso dos braços no tempo das etapas do movimento STS [6] modificado.

O posicionamento posterior dos pés (mais próximos da borda frontal do assento) resulta em menor flexão do quadril e uma redução do tempo de duração do movimento, além de aproximar o centro de massa do indivíduo da base de suporte estabelecida pelos pés. Enquanto o posicionamento anterior aumenta a fase de pré-extensão. O posicionamento dos pés antes de executar o movimento STS é denominado por HUGHES et al [10] como “estratégia de estabilização”. Este conceito será levado em consideração no design do dispositivo de forma que a sua base não impeça o posicionamento adequado dos pés.

2.4 - Comparação do Movimento STS entre Jovens e Idosos

Com a idade o corpo passa por transformações que afetam diretamente a CF como: atrofia e fraqueza osteomuscular, perda de massa muscular e perda de funções neuromusculares [6, 7]. Conseqüentemente desenvolve-se uma maior dificuldade para realizar movimentos cotidianos, afetando a independência e a mobilidade funcional [8]. Assim, realizar o movimento STS para um idoso é mais difícil quando comparado a um jovem.

Num estudo comparativo do movimento de sentar e se levantar entre jovens e idosos pôde-se constatar diferenças na realização do movimento entre as duas faixas etárias. Para tal estudo, foram recrutados 15 idosos e 16 jovens para realizar o movimento tanto de se sentar quanto de se levantar, cinco vezes. O sistema BFS utilizado foi o DynaPort*, um sensor de movimento contendo acelerômetros e giroscópios, fixado ao corpo do indivíduo na região lombar, através de um cinto elástico [12].

O resultado foi que os idosos levaram mais tempo para realizar todas as etapas do movimento quando comparados aos jovens. Para se sentar os jovens levaram um mínimo e um máximo de 1,18 e 2,28 s, respectivamente. Enquanto os idosos levaram um mínimo e um máximo de 1,34 e 3,21 s, respectivamente. Já para se levantar os jovens levaram 1,14 s (mínimo.) e 2,58 s (máximo.). E os idosos 1,65 s (mín.) e 3,49 s (máx.) [12].

2.5 - Impacto das Tarefas de Transferência na Saúde Física dos Cuidadores

Os distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORT) são condições inflamatórias e degenerativas que afetam músculos, tendões e outras partes do corpo e estão relacionados a situações diversas a que uma pessoa se submete durante o trabalho como: movimentos repetitivos e utilização de força muscular.

Entre as profissões que apresentam alto número de DORT está a enfermagem, principalmente naqueles que lidam com idosos ou pessoas com alguma dependência para se movimentar. Nessa profissão a transferência postural e movimentação de pacientes dependentes se destacam como atividades causadoras de lesões, principalmente na região lombar [5, 14]. Inclusive, já foi constatado que os pesos elevados pelos profissionais dessa área muitas vezes estão além do limite estabelecido como seguro em questão de prevenir lesões [14]. Uma solução

recorrente na literatura para minimizar os DORT em enfermeiros(as) é justamente o uso de aparelhos que os auxiliem em tarefas que exijam grandes esforços [5, 14]. Vale salientar que em muitos hospitais a única unidade que fornece equipamentos desse tipo é a UTI [14]. Em contrapartida essa é a unidade que mais oferece risco ergonômico aos trabalhadores [14]. É importante observar que o risco de lesão em um cuidador informal (parente) é ainda maior durante uma tarefa de transferência quando comparado a um profissional treinado para tal. Ao mesmo tempo, sabe-se que a família é responsável por 75 a 80% de todos os cuidados dados ao idoso que vive em domicílio [3].

2.6 – Peso dos Membros do Corpo Humano e a Posição de Seus Respectivos Centróides

A facilidade ou dificuldade de realizar o movimento ST-DP/DP-ST está diretamente relacionada ao peso corporal do indivíduo. Quanto mais pesado, mais força será necessária para executar o movimento.

Através de estudos e experimentos, AYDIN TOZEREN, determinou o peso de cada membro como um percentual do peso total do indivíduo [15]. Da mesma forma, a posição dos centróides é um percentual da distância entre as duas articulações ligadas pelo membro em questão, sempre partindo da articulação proximal (mais próxima ao tronco). Por exemplo: o peso da coxa é 10,5% do peso corporal e seu centróide está posicionado a 43,30% da distância do quadril até o joelho. A Tabela 1 fornece ambos os dados de todos os membros do corpo.

Como será feita uma simulação em Matlab para comparar os esforços realizados por uma pessoa levantando com e sem a assistência fornecida pelo dispositivo, é importante saber qual a força-peso exercida por cada membro do corpo e o ponto de aplicação da mesma (centróide de cada membro), a fim de determinar os momentos de reação nas articulações.

Tabela 1: Massa dos membros, na forma de percentual da massa total do corpo, e posição dos centróides como percentual da distância entre as articulações [15] modificado.

Segmento	*Massa	**Posição do Centróide
Tronco	48,3	43,83
Cabeça e Pescoço	7,1	53,58
Coxa (cada)	10,5	43,30

Perna (cada)	4,5	43,30
Pé (cada)	1,5	42,90
Braço (cada)	3,3	43,60
Antebraço (cada)	1,9	43,00
Mão (cada)	0,6	50,60

*A massa é representado como uma porcentagem da massa total do indivíduo.

**A posição do centróide é uma porcentagem da distância entre as duas articulações ligadas pelo membro, partindo sempre da articulação proximal.

2.7 – Dados Antropométricos e Requisitos Ergonômicos

As medidas antropométricas são basicamente as dimensões dos membros de um indivíduo como altura do joelho sentado, largura da coxa, altura do cotovelo sentado, largura de ombros etc. Um ponto importante a respeito destas medidas é que elas variam de acordo com a região/país, pois estão intimamente ligadas a genética, ao ambiente, à nutrição relacionada com o nível sócio-econômico e educacional, ao gênero, entre outros [16]. Além do mais, mesmo em determinada região existem diferenças significativas entre os indivíduos, por isso são usadas médias e percentis [16].

Se tratando de um produto a ser fabricado para o uso direto de pessoas, as medidas antropométricas da população usuária são de suma importância para o cálculo das dimensões e *ranges* de movimento deste produto. Utilizar, por exemplo, dados sólidos mas de populações de outros países pode acarretar em desconforto, insegurança e até danos fisiológicos considerando um uso de médio a longo prazo [16, 17].

Devido à importância de cada país ter a sua própria base confiável de dados antropométricos para ser usada como fonte de insumos técnicos, à carência brasileira de tal base e a fim de melhorar a qualidade dos produtos brasileiros, a Divisão de Desenho Industrial do INT (Instituto Nacional de Tecnologia) fez o levantamento destes dados e consolidou-os em um software chamado Ergokit.

O Ergokit é um software que consiste da compilação dos dados de pesquisas feitas pelo PEA, SERPRO, Exército do Brasil e TELERJ a respeito das medidas antropométricas de seus funcionários totalizando mais de 4400 (quatro mil e quatrocentos) indivíduos. Este banco de dados será utilizado como base para obtenção das medidas antropométricos necessárias para o

presente trabalho, sendo a ‘altura popliteal sentado’ uma das mais importantes, visto que a mesma é o parâmetro que define a altura de assento ideal para um indivíduo, como ilustra a Figura 6. O Ergokit foi gentilmente cedido pela pesquisadora Carla Patrícia - do departamento de Desenho Industrial do INT e do CEPE.

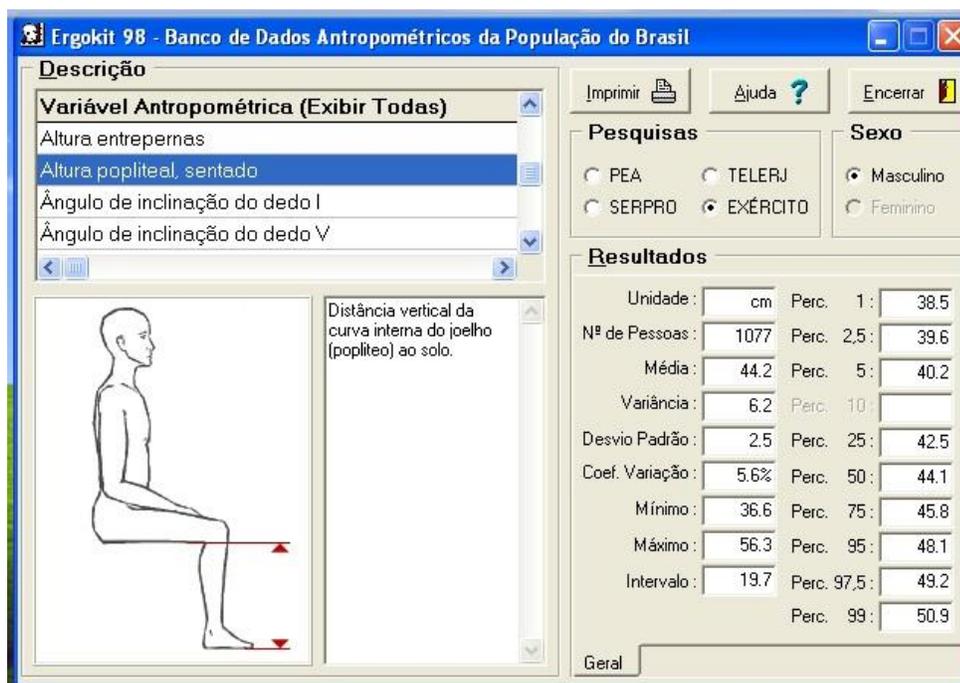


Figura 6: Tela do software Ergokit.

Além de utilizar o manual Ergokit, a norma NBR 13962 (Móveis para escritório – Cadeiras) foi consultada para entender os parâmetros importantes na construção de uma cadeira [15]. A Figura 7 mostra, entre outras, algumas dimensões que serão utilizadas no projeto: (a2) – profundidade de assento; (a) altura de assento.

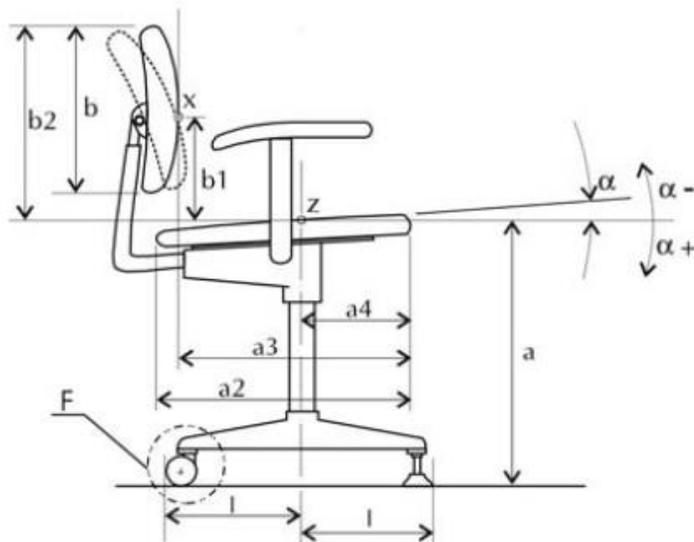


Figura 7: Dimensões de uma cadeira [15].

2.8 - Tecnologias Assistivas

Foram pesquisadas algumas tecnologias assistivas com a finalidade de auxiliar no movimento ST-DP/DP-ST. A seguir apresentam-se exemplos de algumas das tecnologias encontradas, seguidas da descrição de suas características gerais.

1) Andador com movimento vertical (Vertical Lift Walker), ilustrado na Figura 8 [15]. Além de auxiliar no movimento STS, o protótipo também serve como andador. É mais voltado para pessoas com lesões na medula espinhal (SCI). As forças para auxílio do movimento são geradas a partir de molas a gás (*gas springs*). Para se levantar o indivíduo apoia-se com os braços no equipamento e então aperta um botão que ativará as molas e estas produzirão força na direção vertical. O erguimento da pessoa se dá pelas axilas. Ao alcançar uma posição estável deve-se desapertar o botão, travando, assim, a plataforma na direção vertical. Na etapa de levantamento as molas não são suficientes para erguer todo o peso corporal do indivíduo, sendo necessário ter um pouco de força nos membros inferiores. No caso dos indivíduos com SCI, esta força é obtida através de estímulo funcional neuromuscular (FNS). FNS é um estímulo elétrico que auxilia/restaura funções motoras de músculos paralisados. Quando travada verticalmente, a plataforma serve como um andador.

Para se sentar, interrompe-se o estímulo elétrico e deve-se pressionar um botão que destrava as molas. O peso corporal irá vencer a resistência imposta pelas molas, iniciando o movimento de descida da plataforma.

É importante observar nesse protótipo que as molas são dimensionadas baseadas em um peso corpóreo específico. Logo, uma vez projetado, apenas pessoas com determinado peso poderão utilizá-lo.

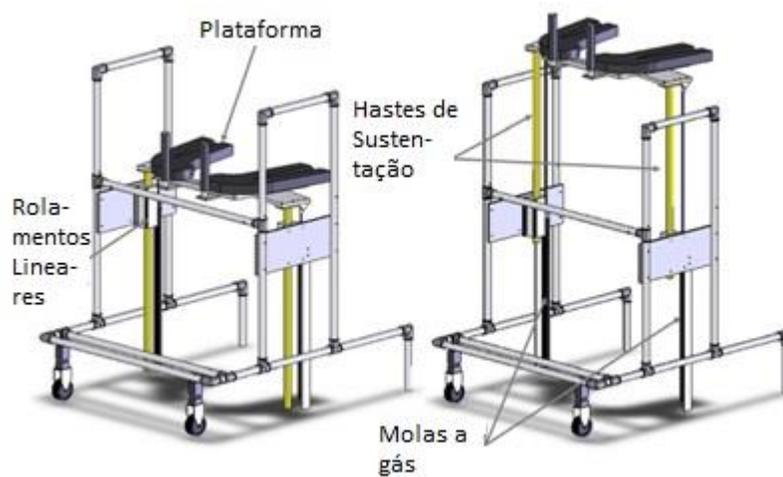


Figura 8: Ilustração do Vertical Lift Walker [15] modificado.

2) Sistema de Suporte Robótico à Marcha (Robotic Walking support system), ilustrado na Figura 9 [16] – É um robô que funciona com auxílio de baterias, possui 4 rodas, cada uma com seu próprio motor DC. Tem como função auxiliar no movimento STS. Existem dois meios de uso denominados ‘suporte passivo’ e ‘suporte ativo’.

Suporte passivo - O robô se posiciona a uma distância do usuário e mantém sua posição enquanto o usuário agarra nos pegadores servindo meramente como um apoio que o usuário utiliza para se puxar. O objetivo é servir como uma barra fixa, como as encontradas geralmente em toaletes para deficientes. Dessa forma, o indivíduo deve realizar toda a força necessária para o movimento. Ao se puxar para fora da cadeira o indivíduo transfere parte da força que seria feita nos joelhos para os membros superiores. Assim, é necessário que o indivíduo possua bastante força nas mãos e braços, o que não acontece em muitas pessoas com dificuldade de mobilidade.

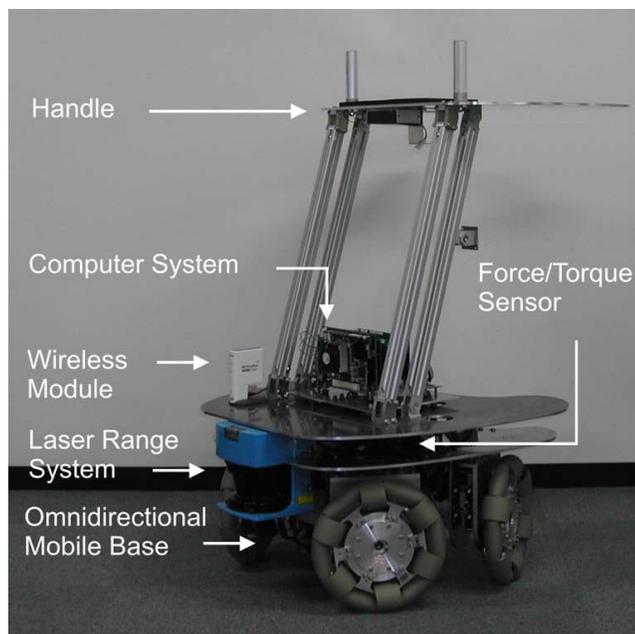


Figura 9: Robotic Walking Support System [16].

Suporte ativo – O robô se posiciona bem próximo ao indivíduo e este se segura nos pegadores. Um algoritmo de controle de movimento instalado no robô fornecerá torque às rodas de acordo com a força aplicada pelo indivíduo nos pegadores, fazendo o robô se mover na direção contrária, puxando a pessoa para fora da cadeira. Reduzindo, assim, a força aplicada nas articulações dos joelhos.

3) Andador Móvel Inteligente (Smart Mobile Walker), ilustrado na Figura 10 [19] – Um dispositivo automatizado que serve de andador e suporte para o movimento STS, composto com 6 atuadores lineares, motor DC, servo-motor, e rodas. O usuário apoia seus antebraços no suporte (mostrado na Figura 10) e se segura nos pegadores. Este suporte faz parte de um sistema de adequação de movimentos. Vários detectores de força de compressão distribuídos ao longo do suporte medem a força/torque que estão sendo impostos no mesmo pelos membros superiores do usuário. A partir da leitura desses dados o dispositivo identifica a intenção de movimento do usuário e o auxilia no mesmo.

Alguns fatores como tempo de resposta lento, precisão dos movimentos não ideal, barulho das partes móveis e robustez do equipamento são problemas que ainda precisam ser estudados e solucionados.

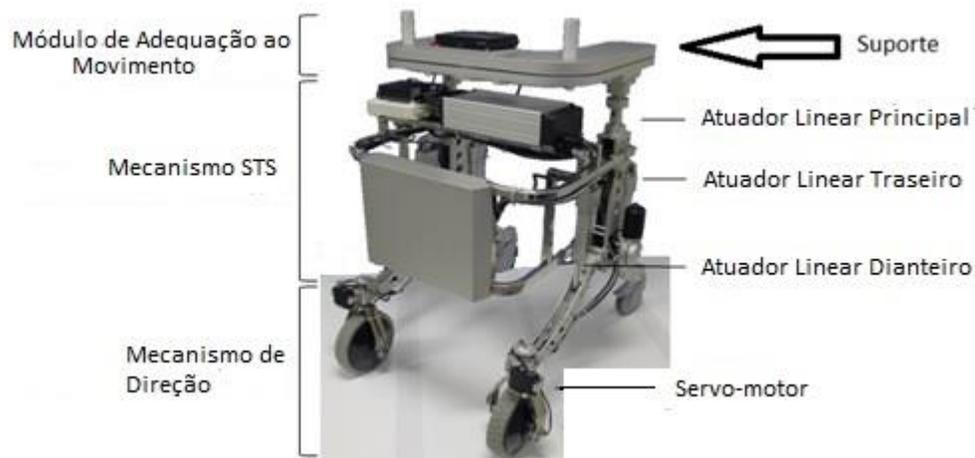


Figura 10: Smart Mobile Walker [19] modificado.

4) Cadeira de Rodas Reconfigurada (Reconfigurable Wheel Chair), ilustrado Figura 11 [20] – É uma cadeira de rodas adaptada para auxiliar no movimento STS. O levantamento é feito através de atuadores motorizados que acionam um simples mecanismo de 5 barras do qual o assento faz parte. As barras 1 e 2 (Figura 12) estão ligadas a parte traseira do assento e conforme são movimentadas pelos atuadores, elas empurram o assento para cima. A forma como os motores são ativados não foi indicada pelo autor.

Apesar da limitação desse projeto, por ser dimensionado para atender crianças com 25 kg, sua composição é muito simples.



Figura 11: Cadeira de rodas reconfigurada para auxiliar o movimento STS [20] modificado.

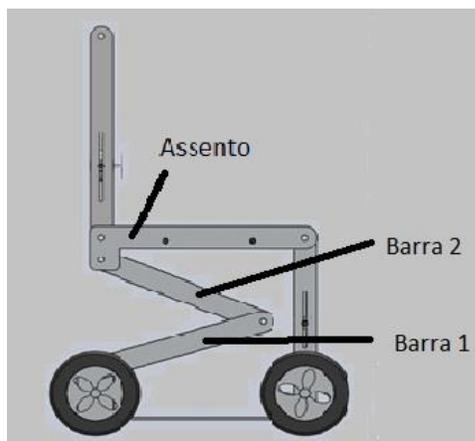


Figura 12: Mecanismo 5 barras da cadeira de rodas reconfigurada [20] modificado.

5) Cadeira inteligente para auxiliar no movimento STS (Smart chair to assist sit-to-stand), ilustrado na Figura 13 [21] – É um dispositivo elevatório, sem rodas, que auxilia no movimento STS. O equipamento se ergue verticalmente ao mesmo tempo em que se inclina levemente para frente, sendo todos os esforços feitos por atuadores lineares.

Esse projeto visa, também, o desenvolvimento de sensores no dispositivo que captem os esforços do usuário e, através de um algoritmo, ‘entendam’ a intenção do movimento desejado. Aqui, existem duas justificativas: em primeiro lugar, existem relatos de acidentes onde os fios que ligavam os botões de acionamento de um equipamento assistivo (como uma Lift Chair) ficaram desencapados, por conta do atrito entre o fio e as partes de metal do equipamento, resultando em choques elétricos ao usuário. Em segundo lugar, alguns autores relatam que o uso de equipamentos assistivos para auxiliar no movimento STS pode não ser totalmente favorável à saúde do seu usuário [18, 19]. Uma vez que algumas pessoas podem reaver a capacidade de se levantar sozinha, seja se recuperando de uma lesão ou acidente, seja com o fortalecimento dos músculos através de treinamento e exercícios, um equipamento que realize boa parte dos esforços desse movimento pode desestimular esta recuperação. Ao utilizar um dispositivo auxiliar, uma pessoa que poderia estar apenas temporariamente dependente de equipamentos assistivos, pode se habituar a não fazer esforço e se tornar permanentemente dependente do mesmo. Tendo isto em mente, o desenvolvimento da Cadeira Inteligente inclui um armazenamento de dados que entenda um padrão no movimento STS de seu usuário. Estes dados irão se relacionar com os atuadores lineares fazendo com que estes apliquem mais ou menos

força de acordo com a necessidade da pessoa. Assim, conforme esta demonstrar maior capacidade para executar o movimento, os atuadores lineares irão ajudar cada vez menos no movimento, proporcionando ‘níveis de assistência’. Este método é chamado pelo autor de *assistance-as-needed* (assistência conforme necessidade).



Figura 13: Cadeira inteligente para auxiliar no movimento STS [21].

Observa-se que os projetos se utilizam de pistões elétricos [19, 18] ou pneumáticos [20] com diversas configurações e números, bem como certa recorrência entre mecanismos. Destes podemos citar os que operam com mecanismos de quatro ou cinco barras [21, 19, 22, 18, 17] e outros operam de forma vertical [20], todos operam de forma linear e constante com o intuito de se garantir conforto e segurança aos usuários.

Tendo em vista que a tecnologia a ser desenvolvida também tem como público alvo usuários com CF limitada por lesões temporárias que visam a recuperação das mesmas, é importante que a ajuda prestada pelo dispositivo possa ser regulada para atender as necessidades do indivíduo, sem prejudicar sua capacidade de realizar sozinho o movimento ST-DP/DP-ST.

Em resumo, ao estudar os dispositivos encontrados, foi possível perceber três parâmetros fundamentais que devem ser definidos para o presente projeto, são eles: a interface usuário-dispositivo, acionamento, material e base.

2.8.1 Acionamento e Material

Quanto ao material, muitos autores não especificaram qual deve ser empregado em seus dispositivos. Aqueles que o fizeram, optaram pelo Alumínio devido às suas propriedades mecânicas suficientes para a construção do projeto e pela sua leveza. Somente um autor optou por INOX, pois tendo escolhido o Alumínio em um primeiro momento, encontrou dificuldades em soldar tal material [19].

Vale observar que mesmo aqueles que definiram um ou mais materiais, não se preocuparam com o despejo de comidas, bebidas e até mesmo urina nos aparelhos, substâncias estas que podem comprometer seu bom funcionamento. Como a presente proposta engloba usuários idosos e com problemas motores, que costumam ingerir alimentos e bebidas quando sentados na cadeira, frequentemente derramando-os, os componentes do dispositivo que não tiverem proteção à corrosão, de fábrica, serão revestidos com tintas especiais para este fim.

Quanto ao acionamento, a grande maioria dos projetos lança mão de atuadores lineares por atenderem às necessidades do projeto (esforços), por sua confiabilidade, pelo fácil manuseio e pela flexibilidade de uso [19, 23, 18, 21, 24, 25, 26, 27, 28, 29]. Um dos projetos utilizou molas a gás, apesar de serem mais baratas e não utilizarem energia elétrica, sua funcionalidade é limitada para uma pessoa com um peso específico, um usuário mais leve ou mais pesado do que o peso estipulado pelo projeto compromete seu funcionamento [20].

A Tabela 2 consolida as informações obtidas a respeito do material utilizado e tipo de acionamento das tecnologias assistivas levantadas.

Com a proposta de oferecer um mecanismo que reduza as forças do ciclo STS e garanta conforto, propõem-se a utilização de um conjunto de atuadores elétricos lineares. Estes trabalharão em conjunto para realizar todos os movimentos de elevação, ajuste de altura do assento e inclinação do assento. Os atuadores possuem classificação IP44, ou seja, são resistentes a jatos fortes de água e poeira garantindo uma vida longa sem a necessidade de manutenção constante. O arranjo dos atuadores é um fator relevante para a proposta do projeto, pois para que o mecanismo se ajuste a cadeiras de diferentes tipos é necessário que o próprio seja capaz de se encaixar embaixo delas.

Tabela 2: Modo de acionamento e materiais utilizados nos dispositivos pesquisados.

Dispositivo	Acionamento	Material
Walking Helper II	Base móvel com 4 rodas acionadas por um motor	Não Informado
Vertical Lift Assist Walker	Molas a gás + Estímulos neuromusculares (FNS)	Alumínio
Wheelchair for Kids	Não especifica – refere apenas como ‘lifting motors’	Não Informado
Mobot	Atuadores Lineares	Não Informado
Sit-to-Stand and Mobility Assistance Device	Atuadores Lineares	Alumínio 6063 / 6061
Assistive Chair	Atuadores Lineares	A princípio Alumínio, depois INOX
Smart Mobile Walker	Atuadores Lineares	Não Informado
HLPR Chair	Atuadores Lineares	Aço na estrutura e Alumínio em algumas peças
Rehabilitation Trainer System	Servo Motores	Não Informado
EJAD	Motores de Passo nas Rodas	Não Informado
A Walking-Aid and Sit to Stand Transfer for Elderly People	Atuadores Lineares	Não Informado
Parallel Manipulator Sit to Stand Assistive Device for Elderly People	Atuadores Lineares	Não Informado
The Sit & Stand™ Chair	Atuadores Lineares	Não Informado
Passenger Lift and Transfer Device	Atuadores Lineares	Aponta a possibilidade de uso de Fibra de Carbono
A Motion Control of a Robotic Walker for Continuous Assistance during Standing, Walking and Seating Operation	Atuadores lineares	Não Informado

2.8.2 Interface usuário-dispositivo

Quanto à superfície de contato responsável por transferir a força do dispositivo para o usuário encontraram-se basicamente quatro tipos diferentes:

1. Através de barras embaixo dos ombros do usuário;
2. Alças passando basicamente pelas costas, coxas e quadris;
3. Barras e pegadores situados à frente do usuário onde este se segura enquanto o dispositivo o levanta/ergue;
4. Através do próprio assento da cadeira.

O içamento pelos ombros, além de ser incômodo, pode gerar irritações e lesões. O uso de alças pode gerar queimaduras e irritação na pele, além de ser relativamente invasivo, pois as mesmas devem ser posicionadas embaixo dos quadris do usuário enquanto este está sentado. Como já mencionado antes, os dispositivos com pegadores e/ou barras contam com a força dos membros superiores e com a ausência de doenças como artrite e artrose nas articulações dos pulsos, cotovelos e, principalmente, ombros; se o usuário sentir dor ou cansaço muscular durante o movimento e se soltar, ele pode cair e se lesionar, além de não se sentir seguro para realizar novas tentativas.

Assim, a movimentação do indivíduo através do próprio assento da cadeira foi escolhida para o presente projeto. É proposta uma configuração que possa funcionar em conjunto com o mobiliário já existente, algo que não pôde ser verificado em nenhum dos projetos analisados. Pretende-se que o dispositivo possa ser acoplado a diferentes modelos de cadeiras, cadeiras estas localizadas no lar, em hospitais, etc. Desta configuração também farão parte apoios de braço, que por si só já proporcionam auxílio ao movimento ST-DP/DP-ST (reduzindo os esforços dos membros inferiores [30]), além de garantir maior segurança e conforto.

Uma particularidade que pode ser apontada é que neste tipo de dispositivo o usuário deve realizar uma parcela do movimento sozinho (exceto pelo The Sit&Stand™ Chair [27]). Isto pode ser encarado como uma desvantagem para usuários idosos ou com dificuldades permanentes de locomoção embora seja preferencial para o caso de usuários com lesões temporárias, como mencionado anteriormente. Cabe portanto ressaltar a importância de que a tecnologia assistiva vá ao encontro da necessidade de seus usuários.

2.8.3 Base

Quanto às bases dos dispositivos, foram encontradas configurações em ‘U’, em ‘H’, quadradas e triangulares (vistas de cima). A grande maioria apresenta rodas acionadas por motores, para acionamento, e/ou rodízios. Alguns apresentam pernas parecidas com uma cadeira comum e encontraram-se ainda configurações combinando rodas ou rodízios com materias anti-derrapantes. A Tabela 3 apresenta os dispositivos e suas respectivas bases.

Tabela 3: Bases utilizadas nos dispositivos pesquisados.

Dispositivo	Base
Walking Helper II	4 rodas, cada uma acionada por um motor controlado por um sistema que capta a intenção de movimento do usuário
Vertical Lift Assist Walker	Semelhante a um andador com 4 pernas; as duas da frente possuem rodízios e as duas de trás possuem borrachas anti derrapantes
Wheelchair for Kids	2 eixos ligando 2 pares de rodas (base comum de uma cadeira de rodas)
Mobot	1 par de rodas na frente e 1 par de rodízios atrás
Sit-to-Stand and Mobility Assistance Device	Formato em ‘U’ (visto de cima); suportador por 4 rodízios com freios independentes
Assistive Chair	4 pernas (similar a uma cadeira comum)
Smart Mobile Walker	1 par de rodas na frente e 1 par de rodas atrás, sendo que os respectivos eixos se aproximam, elevando a altura do dispositivo quando se deseja levantar, e se afastam, diminuindo a altura do mesmo quando se deseja sentar.
HLPR Chair	Formato em ‘U’ (visto de cima) contando com 5 rodízios: 1 par na frente, 1 par atrás e um rodízio mais robusto entre o par de trás.
EJAD	Formato em ‘U’ (visto de cima); 1 par de rodas acionadas por motores de passo na parte de trás e 1 par de rodízios na frente, apenas para garantir estabilidade.
A Walking-Aid and Sit to Stand Transfer for Elderly People	Composta por 3 rodas com disposição triangular (vista de cima); o par de rodas traseiro se afasta ou se aproxima da roda dianteira, quando se deseja sentar ou levantar, respectivamente.

Parallel Manipulator Sit to Stand Assistive Device for Elderly People	Formato em ‘U’ (visto de cima); 1 par de rodas acionadas por motores na frente e 1 par de rodízios atrás para estabilidade.
The Sit & Stand™ Chair	Formato em ‘H’ (visto de cima), formado por 4 tubos
Passenger Lift and Transfer Device	Chapa rectangular
A Motion Control of a Robotic Walker for Continuous Assistance during Standing, Walking and Seating Operation	Formato em ‘U’ (visto de cima); 1 par de rodas na frente, acionadas por por atuadores e 1 par de rodízios atrás, para estabilidade.

2.9 Inclinação Anterior do Assento

Pouco foi encontrado na literatura a respeito da inclinação anterior de assento. Um dos artigos encontrados chegou à conclusão de que esta inclinação deveria estar numa faixa entre 10° e 30° [31]. Um único artigo com proposta de inclinação anterior de assento apresentou uma faixa de 14° a 24° como possibilidade, mas não explicou como chegou a este valor, dizendo apenas que esta faixa dependia das dimensões da cadeira escolhida [19], muito provavelmente do ângulo entre o encosto e o assento. Quanto à área comercial, foi encontrado, não em catálogos, mas em vídeo demonstrativo de uma lift chair que a inclinação era de 18°, também sem explicação.

Uma questão a ser considerada na inclinação anterior de um assento é a possibilidade de deslizamento entre o indivíduo e o assento da cadeira. Tendo em vista a dificuldade de obtenção destes dados, análises computacionais muito complexas foram e continuam sendo desenvolvidas [32].

Um estudo foi feito por Rasmussen et al [32] para avaliar como a inclinação de um assento pode afetar na atividade muscular de uma pessoa sentada, o gráfico da Figura 14 mostra os resultados encontrados.

Nota-se que quanto maior a inclinação, maior a atividade muscular, sendo esta reduzida por um maior coeficiente de atrito, este dependendo do material do assento (madeira ou estofamento). Este aumento da atividade muscular é resultado da necessidade dos membros inferiores atuarem a fim de prevenir que o deslizamento do quadril ocorra. Além da atividade muscular, existe mais uma variável que depende da inclinação e atrito da cadeira: os esforços nos discos vertebrais. O atrito causado pelo encosto atua diminuindo as forças nos discos e a partir de uma inclinação anterior do assento de 10° estas forças começam a aumentar, à medida que o indivíduo perde contato das costas com a cadeira.

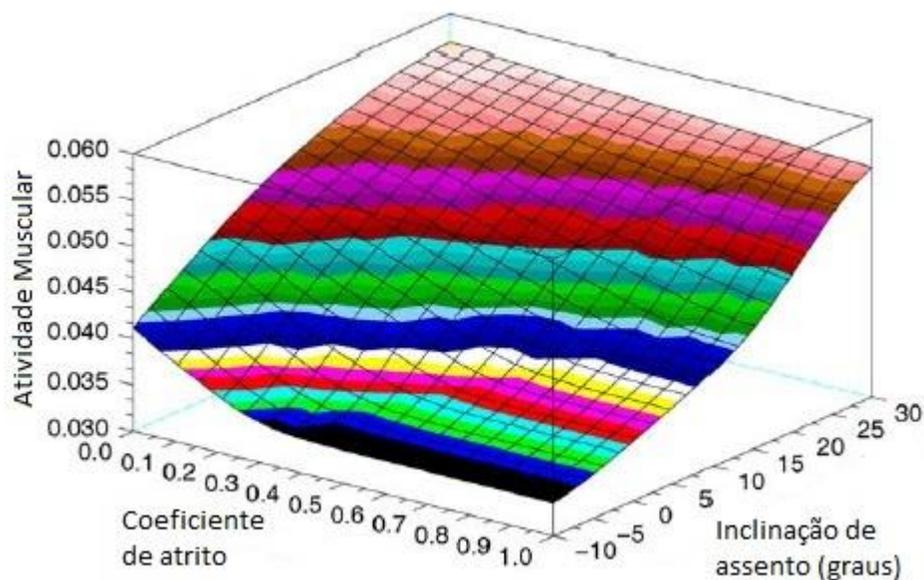


Figura 14: Comparação entre atividade muscular, inclinação de assento e coeficiente de atrito [32] modificado.

O presente trabalho não fará um estudo quanto à relação entre atrito e a atividade muscular, entretanto, para fins de confecção de um protótipo/produto, é de extrema importância que seja verificado quais benefícios e quais malefícios podem ser causados por uma inclinação de assento. Provavelmente isto irá variar de indivíduo para indivíduo, dependendo de condições físicas, limitações e doenças de cada um.

CAPÍTULO 3

CONCEITO DO DISPOSITIVO

Esse capítulo pretende explicar o funcionamento do modelo proposto, o modo como o indivíduo será assistido, bem como listar e justificar a escolha de seus componentes.

A Figura 15 mostra o modelo do dispositivo criado em SolidWorks, bem como os nomes dados às peças principais que compõem o mesmo. A Figura 16 mostra o dispositivo com uma cadeira acoplada, o posicionamento da bateria e da central de controle dos atuadores.

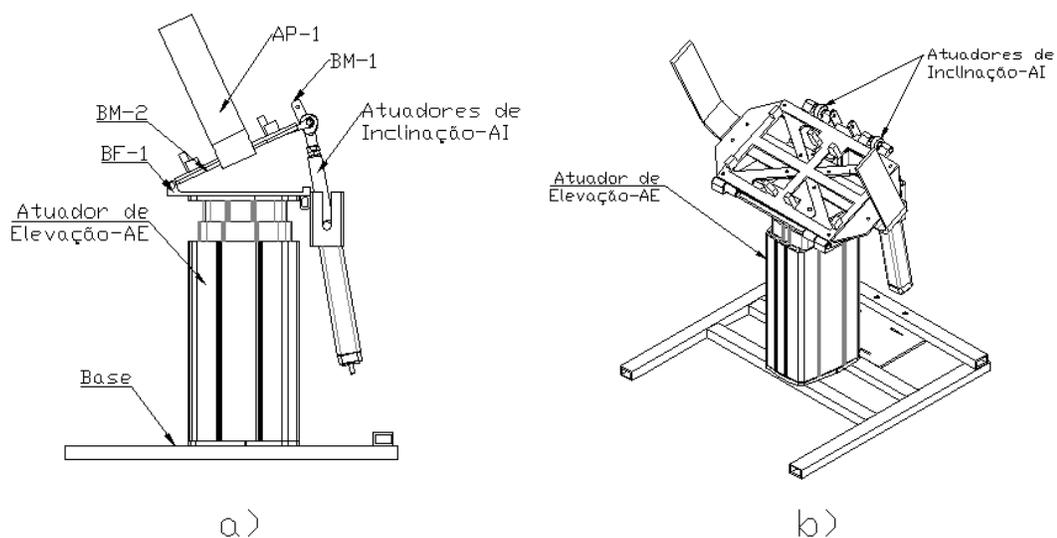


Figura 15: Esquemático dos componentes do equipamento a) Vista lateral b) Vista isométrica.

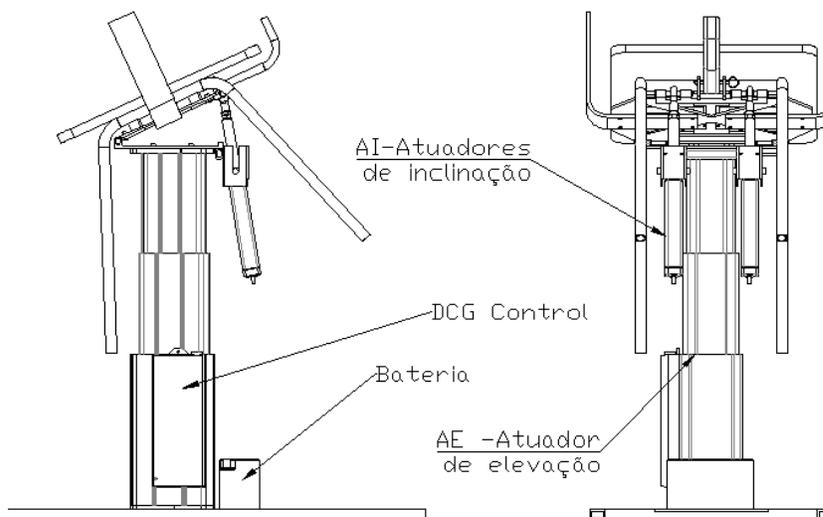


Figura 16 – Modelo do dispositivo criado com uma cadeira acoplada.

3.1 Assistência Fornecida Pelo Dispositivo

A grande maioria das tecnologias verificadas auxiliam o indivíduo pela frente, puxando-o e/ou empurrando-o enquanto este se segura com as mãos nos apoios do dispositivo [17, 20, 19, 24, 18, 21, 33, 29, 25, 34]. Apesar da vantagem de auxiliar o indivíduo durante todo o movimento, uma grande deficiência deste tipo de configuração é o pré-requisito de que o usuário tenha força suficiente para se segurar no dispositivo utilizando os membros superiores. Em muitos casos, porém, este pré-requisito não é atingido devido à fraqueza muscular resultante do avanço da idade e/ou modo de vida sedentário, lesões temporárias, como recuperação de cirurgias e acidentes, ou lesões permanentes como artrite e artrose [18, 19]. Além disso, existe o risco de queda, durante o movimento, caso o indivíduo se solte do dispositivo por dor, cansaço ou desconforto nas mãos, braços ou ombros. Então, para não haver necessidade de grandes esforços por parte dos membros superiores do indivíduo, o dispositivo proposto será encaixado embaixo do assento de uma cadeira, erguendo-a e inclinando-a para frente.

As tecnologias assistivas para auxiliar no ciclo STS podem ser divididas basicamente em dois tipos: as fixas [35] que estão instaladas em determinado ambiente, e as móveis [24, 23, 19, 18, 21, 33, 25, 34, 27, 28], que podem ser transportadas ao longo do ambiente. Estas são mais versáteis, uma vez que podem ser transportadas para vários cômodos dentro de uma casa ou instituição, não havendo necessidade de ter mais de um dispositivo, além de ocuparem menos

espaço. Aquelas tecnologias que são fixas têm a desvantagem de só assistirem o usuário em determinado local, isto pode não ser um problema em clínicas de fisioterapia, por exemplo, mas não são práticas quando se trata de uma casa ou instituição onde uma pessoa vai se sentar na sala, no quarto, na cozinha etc.

Assim, o presente projeto se trata de um dispositivo assistivo móvel. Não tendo nenhum tipo de fixação ao solo, nem necessitando da modificação do ambiente. Dessa forma, um mesmo dispositivo pode atender a vários cômodos num domicílio, por exemplo.

3.2 Acionamento do Dispositivo

A movimentação do dispositivo será feita através de três atuadores lineares. Um (AE) localizado entre a base e a base fixa (BF1) sendo responsável por elevar o assento verticalmente, e os outros dois (AI) fixados na própria base fixa, responsáveis pela inclinação do assento. O acionamento desta movimentação será feita através de botões pertencentes a um controle que fará parte da montagem final do dispositivo.

3.3 Componentes

3.3.1 Base

Estando o dispositivo posicionado abaixo do usuário, é importante que a parte frontal da base, onde ficam os pés da pessoa, esteja liberada uma vez que posicionar os tornozelos posteriormente à uma linha vertical do joelho ao solo faz parte da etapa de preparação para se levantar [36]. Esta estratégia auxilia o indivíduo a se levantar, pois garante maior estabilidade anteroposterior no momento em que o quadril perde contato com o assento, além disso, aproxima o centro de gravidade do corpo à base de suporte estabelecida pelos pés [36, 37]. Assim, a base do atuador apresenta uma configuração em 'H', contando também com um suporte para bateria que será utilizada em caso de queda de energia, como pode ser visto na Figura 17, permitindo o posicionamento posterior dos pés e proporcionando uma base de suporte suficiente para garantir a estabilidade do sistema, prevenindo tombamentos.

A base é formada por quatro tubos retangulares com perfil 20x30 com 3 mm de espessura, feitas de material AISI 1035. Este material é facilmente encontrado no mercado, é de baixo custo, fácil de ser trabalhado e possui resistência suficiente para resistir aos esforços aplicados à base. O catálogo utilizado encontra-se no Anexo A.

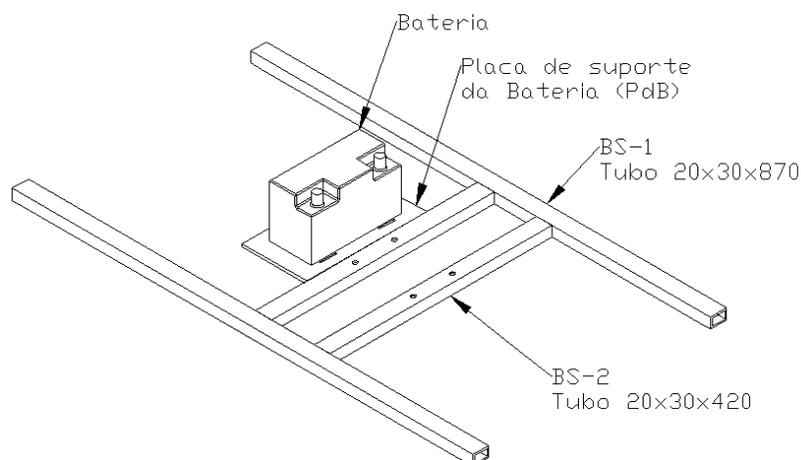


Figura 17: Conjunto da base do mecanismo.

Sendo a base constituída de material AISI 1035, ela é suscetível à corrosão e ataques químicos provenientes de possíveis processos de limpeza ou acidentes, logo faz-se necessária a proteção da mesma com uma pintura adequada. Será utilizada, então, pintura eletrostática a pó epoxidicas. Esta garante proteção contra corrosão, além de apresentar excelente aderência, longa vida útil, com maior resistência mecânica do que outros revestimentos, menor chance de riscos, superfície homogênea, baixa espessura de camada. O catálogo utilizado encontra-se no Anexo A.

3.3.2 Base intermediária

A base intermediária é composta pelos componentes BF1, BM1 e BM2 (Figura 15) que são chapas de Alumínio 5052, todas com 5 mm de espessura. Optou-se por este material devido ao seu baixo peso específico, tendo boa resistência à corrosão (permitindo a aplicação de jatos de água) ao mesmo tempo que possui resistência mecânica suficiente para suportar os esforços aplicados. A primeira chapa (BF1) está diretamente ligada ao atuador principal e possui um grau de liberdade para se movimentar, na direção vertical. Fixada a ela, através de “olhais” na parte

frontal do dispositivo, está a segunda chapa (BM2), que pode ser observada na Figura 18. Esta chapa também possui apenas um grau de liberdade de movimento, ela é pivoteada em relação a um eixo fixo proporcionado pelos olhais. Sua função é traduzir o curso dos atuadores de inclinação em uma inclinação da cadeira. Finalmente, tem-se a terceira chapa (BM1). É ela que estará em contato com a base da cadeira a ser acoplada no dispositivo.

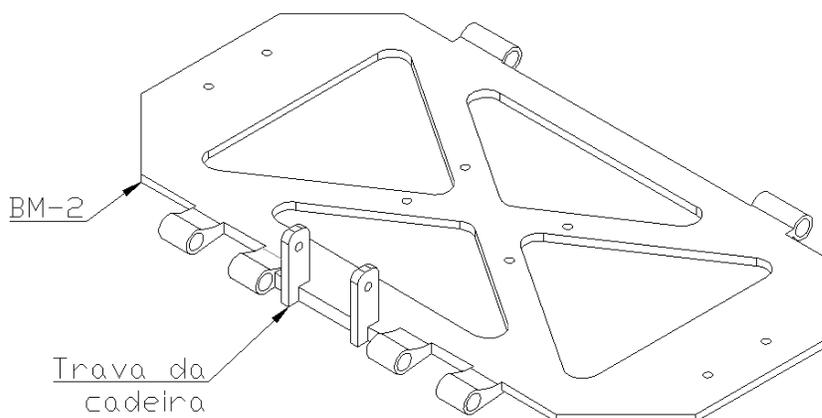


Figura 18: Peça BM-2 Isométrica.

Existe uma enorme gama de designs de cadeira, variando em inclinação antero-posterior do assento, ângulo entre o a assento e encosto, tamanho das pernas, profundidade do assento, etc. A fim de tornar possível que vários modelos de cadeira possam ser utilizados com o dispositivo aqui proposto, teve-se a ideia de adicionar uma chapa entre a BM2 do dispositivo e a cadeira, a BM1. Esta chapa terá as configurações necessárias para se encaixar em determinada cadeira. No modelo proposto foi selecionada a cadeira Lis 2000 do fabricante Layout. A partir de sua configuração, foi feito o desenho da sua base correspondente (BM1), Figura 19.

A BM1 é facilmente fixada à BM2 através de parafusos, podendo aquela ser trocada de acordo com a cadeira utilizada.

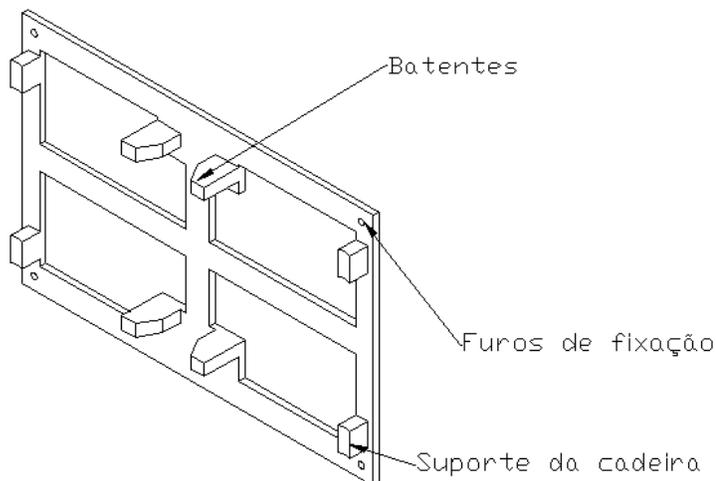


Figura 19: Peça BM-1.

3.3.3 Atuador principal

A escolha por atuadores lineares como forma de acionamento foi feita pela facilidade de uso, fatores de proteção que facilitam sua manutenção (e conseqüente vida útil), sua velocidade de deslocamento (que pode ser regulada até um máximo estipulado pelo fornecedor) e à versatilidade (para suportar pessoas de diferentes pesos). Ao mesmo tempo, a escolha deste mesmo tipo de acionamento pela maioria dos dispositivos semelhantes pesquisados serve para reforçar o uso do mesmo neste tipo de projeto [24, 23, 19, 25, 38, 27, 34, 28, 18, 21].

O atuador principal serve como uma coluna para o dispositivo, ligando a base do solo à base intermediária. Sua função é a de elevar a altura do sistema, aumentando a distância entre o assento da cadeira e o solo. Como já mencionado, este aumento facilita a execução do movimento ST-DP, reduzindo o deslocamento total percorrido pelo centro de massa, bem como os esforços requeridos nas articulações [4, 8, 6, 10]. Outra função deste atuador é permitir a regulagem de altura enquanto sentado, para proporcionar uma posição mais ergonômica, permitindo que a coxa e a perna estejam com um ângulo de aproximadamente 90° , igualando a altura popliteal do indivíduo à altura de assento da cadeira. Este recurso não foi observado em nenhum dispositivo semelhante na literatura pesquisada. Esta funcionalidade permite que uma mesma cadeira, acoplada ao dispositivo proposto, permita uma posição confortável para usuários com diferentes medidas antropométricas, seguindo a recomendação da literatura [36].



Figura 20: Coluna elevatória LC2000.

O atuador utilizado foi LC2000, ilustrado na Figura 20, do fabricante Thomson. A escolha do atuador foi feita de acordo com o seu tamanho mínimo, seu tamanho máximo, a carga sustentada por ele e seu fator de proteção, além disso, foi utilizado um tipo de atuador mais robusto, chamado de coluna de elevação. Estas colunas suportam cargas maiores, podendo ser utilizadas também como um elemento estrutural, possuindo resistência a momentos fletores. São comumente utilizados em equipamentos hospitalares e aparelhos de acessibilidade. O catálogo utilizado encontra-se no Anexo A.

3.3.4 Atuadores de inclinação

Os atuadores responsáveis pela inclinação são do tipo PC25, ilustrado na Figura 21 do fabricante Thomson. Foram escolhidos também em função do tamanho, carga suportada, curso, velocidade e fator de proteção. Sua localização na parte traseira do dispositivo, além de ser necessária para a inclinação, afeta a localização do centro de massa do mesmo, trazendo-o para uma posição mais posterior. Isto contribui para a estabilidade do sistema, principalmente na situação crítica que seria na máxima inclinação, quando o centro de massa do indivíduo está mais perto da parte frontal (anterior) do dispositivo. O catálogo utilizado encontra-se no Anexo A.



Figura 21: Atuador linear PC25.

3.3.5 Apoios de braço

O dispositivo terá apoios de braço para poder ser utilizado em cadeiras que não possuam tal equipamento. Além de ser usado para auxiliar no ciclo STS, também proporcionará maior conforto ao usuário. Será utilizado um apoio de braço comercial com altura regulável e seu posicionamento é feito no dispositivo de forma que atenda aos requisitos da norma NBR 13962 (Móveis para escritório – Cadeiras).

3.3.6 Trava de acoplamento

A trava será um pino com mola de alumínio, ilustrado na Figura 22, presa no furo da trava da cadeira (Figura 23), o pino passa por sobre a barra de suporte do encosto da cadeira garantindo assim que não haja movimentação vertical ou angular entre a cadeira e a peça BM-2. Escolheu-se esse componente, pois ele é leve, barato e simples de se utilizar. O catálogo utilizado encontra-se no Anexo A.



Figura 22: Pino com mola com 6 mm de diâmetro e 70 mm de comprimento.

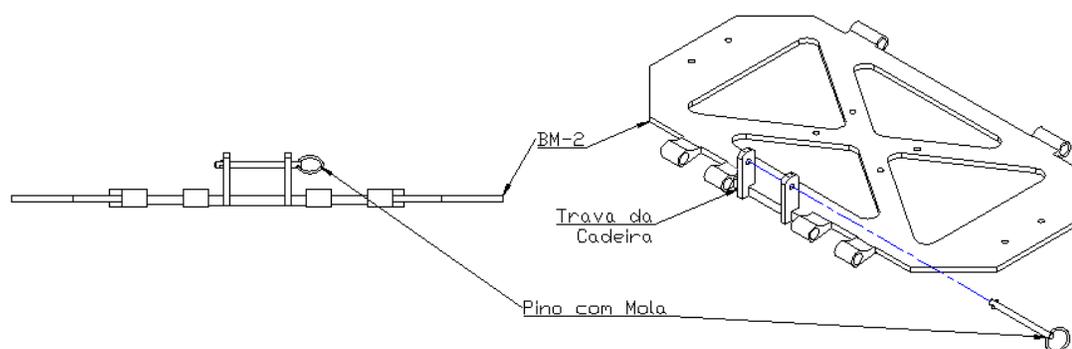


Figura 23: Conjunto BM-2 com a trava da cadeira e pino.

3.4 Funcionamento

3.4.1 Acoplamento da cadeira ao dispositivo

Para acoplar o dispositivo à cadeira, esta deve ser colocada em cima do mesmo, posicionando sua armação de forma a encaixá-la entre os batentes da BM-1 (Figura 19). Estas travas são responsáveis por impedir o deslizamento lateral e antero-posterior da cadeira em relação ao dispositivo. Para finalizar o acoplamento basta utilizar o pino com mola mostrado na Figura 22 para impedir que a cadeira seja retirada do dispositivo de forma não intencional.

3.4.2 Assistência ao movimento ST-DP e DP-ST

Em experimentos preliminares, nos quais aumentou-se a altura do assento através de chapas de madeira inseridas embaixo dos pés da cadeira, verificou-se que, após achar a altura de assento adequada para a ‘altura popliteal, sentado’ do indivíduo, um incremento apenas vertical logo fez com que os pés da pessoa começassem a perder o contato com o solo. Isto foi visto como um problema, pois pode causar desconforto e insegurança por parte do usuário. Em contrapartida, um incremento de altura limitado por essa perda de contato auxiliaria pouco na realização do movimento, assim, buscou-se uma forma de contornar esta questão.

A solução foi integrar ao movimento vertical, uma inclinação no sentido antero-posterior para frente. Após simulação, e posterior análise desta combinação em experimentos, notou-se que de fato o incremento de altura combinado com a inclinação permite a manutenção do contato dos pés com o solo. Isto ocorre devido ao deslocamento vertical da posição do joelho proporcionado pela inclinação. Além disso, esta inclinação eleva ainda mais a altura do quadril, reduzindo o deslocamento total e, conseqüentemente, os esforços que deverão ser feitos pelo usuário.

Assim, o presente dispositivo auxiliará no movimento ST-DP e DP-ST realizando parte deste movimento através de atuadores lineares que proporcionam um incremento vertical de altura e uma inclinação da cadeira para frente (no plano sagital). Estes atuadores serão acionados por um controle ligado ao dispositivo composto de quatro botões: dois para acionar somente o atuador principal, a fim de obter uma altura de assento mais confortável enquanto sentado, e dois para ativar a combinação dos atuadores de inclinação com o atuador principal, para auxiliar na realização do movimento ST-DP e DP-ST.

A configuração proposta ainda apresenta outra vantagem: pode auxiliar os usuários em treinamentos de recuperação e/ou fisioterapia.

Uma vez que o acionamento dos atuadores é feito com botões e pode ser interrompido a qualquer momento, o dispositivo pode servir como ferramenta para auxiliar na recuperação de lesões, cirurgias ou mesmo fortalecimento muscular. Numa fase inicial, utiliza-se o máximo de ajuda proporcionada pelo dispositivo, a fim auxiliar o usuário com os músculos ainda enfraquecidos; conforme o avanço do treinamento, pode-se utilizar menos os incrementos de altura e inclinação do dispositivo, permitindo que o usuário realize sozinho uma maior parcela do

movimento [33]. Supõe-se que este processo incentivará a recuperação do paciente, proporcionando um acompanhamento gradual de sua evolução e garantindo maior segurança para o treinamento.

CAPÍTULO 4

METODOLOGIA

Para poder analisar o movimento ST-DP e compará-lo quando feito com a assistência provida pelo dispositivo e sem assistência nenhuma, foram coletados dados visuais através de filmagens que, posteriormente, foram inseridas no software SABIO, fornecendo dados para simular o movimento no software Matlab.

4.1 Sistemas de Análise Biomecânica Ocupacional – SABIO

Desenvolvido pela Divisão de Desenho Industrial do Instituto Nacional de Tecnologia (INT), o software SABIO é uma ferramenta para auxiliar no desenvolvimento de projetos. Consiste em um sistema computadorizado que permite interação com arquivos de imagem e vídeos. Cedido gentilmente pela Dra. Carla Patrícia Guimarães, tecnologista do INT no Laboratório de Ergonomia, o SABIO foi utilizado como ponto de partida para o estudo e simulação do movimento ST-DP/DP-ST.

O SABIO possui três modelos humanos virtuais bidimensionais (frontal, sagital e transversal) que representam os membros e articulações do corpo humano através de barras e pontos, respectivamente. O software fornece, em cada um destes modelos, o centro de massa da pessoa (círculo laranja e vermelho), os centróides dos segmentos (círculos vermelhos e amarelos), os segmentos corporais (barras brancas), as coordenadas de cada articulação e os ângulos entre os segmentos, como pode ser visto na Figura 24.

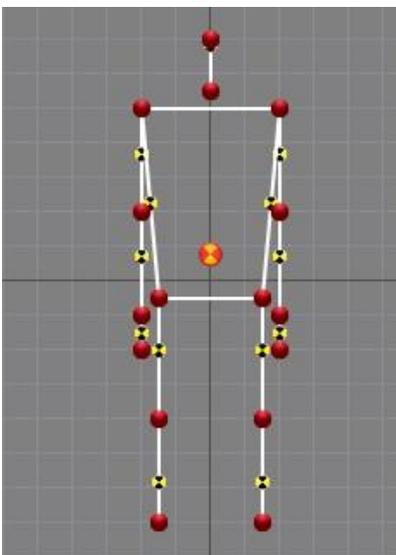


Figura 24: Modelo humano virtual frontal do SABIO.

4.1.1 Funcionamento do SABIO

Primeiramente importa-se uma imagem (formato JPEG) ou vídeo (formato AVI) que se tornarão o fundo de tela do programa. Ao utilizar um vídeo como input, o mesmo pode ser visto quadro a quadro. Neste ponto escolhe-se o modelo humano a ser utilizado (frontal, transversal ou sagital). Este modelo pode ser manipulado para posicionar os segmentos e articulações do mesmo, de forma a sobrepor os respectivos pontos da pessoa na imagem de fundo da tela, Figura 25. Assim, quadro a quadro este posicionamento é feito pelo usuário podendo ser salvo como uma Cena. Como o comprimento dos segmentos não é fixo, e o posicionamento dos mesmos em cada quadro do vídeo é feito manualmente, existe uma pequena imprecisão deste posicionamento (o comprimento do mesmo segmento em uma cena pode ser levemente diferente da cena anterior), mas para o objetivo final que é a obtenção dos ângulos entre os segmentos, isto não afetará de forma significativa os resultados.



Figura 25: Sobreposição do modelo virtual SABIO em uma imagem.

Ao final do processo tem-se o modelo humano acompanhando quadro a quadro o movimento da pessoa no vídeo. Desta forma, foram obtidos os ângulos durante toda a movimentação, estes serão utilizados para a simulação do movimento no software Matlab.

Além de fornecer os ângulos, o estudo gerado pelo software SABIO permitiu observar de forma clara as etapas do movimento. O início do movimento se dá com a flexão do tronco, seguida da perda de contato dos quadris com o assento enquanto o tronco continua se flexionando até um ponto máximo, a partir daí ocorre a extensão das coxas, pernas e tronco até atingir a posição ‘de pé’, quando, após uma breve fase de estabilização, o movimento é concluído.

O método para obtenção do vídeo será descrito a seguir.

4.1.2 Obtenção de imagens

Para filmar o movimento foi utilizada uma câmera com tripé posicionada paralelamente ao plano sagital do indivíduo, estando a três metros de distância do mesmo, numa altura igual à metade da estatura da pessoa.

Para facilitar a sobreposição do modelo virtual do SABIO no vídeo e a visualização das articulações durante o movimento, foi pedido que o indivíduo ficasse de camiseta e short ou com alguma roupa rente ao corpo. As articulações dos ombros, quadris, cotovelos, joelhos e tornozelos foram marcadas com adesivos.

Foi pedido então que a partir de um comando de voz, o voluntário sentado se levantasse e sentasse novamente. A única restrição foi solicitar que o movimento fosse feito com os braços cruzados na frente do tronco.

4.2 Simulação do movimento em Matlab

Com o auxílio dos dados obtidos pelo software SABIO foi feita uma simulação do movimento ST-DP/DP-ST em Matlab. A seguir será descrito como isto foi feito.

Alguns autores também utilizaram uma ferramenta virtual para criar um modelo computacional que represente uma pessoa sentando e levantando de uma cadeira [35, 25]. O corpo humano, no plano sagital, foi representado como um mecanismo aberto de barras. Para a presente análise, optou-se por um mecanismo de três barras (suas massas correspondem ao peso dos membros que cada uma representa, de acordo com os percentuais obtidos na Tabela 1). A barra 1 representa as pernas, tem comprimento d_1 igual à distância do tornozelo ao joelho e sua massa equivale à massa das duas pernas: 9,0% da massa corporal. Analogamente, a barra 2 representa as coxas, tem comprimento d_2 igual à distância entre os joelhos e o quadril e massa igual a 20,1% da massa corporal. Já o comprimento da barra 3 (d_3) é a distância da articulação do quadril até o topo da cabeça e sua massa representa a soma das massas do tronco, braços, antebraços, mãos e cabeça, totalizando em 67% da massa corporal. O somatório destes 3 percentuais é igual a 97%, os 3% restantes representam a massa dos pés, que não foi considerada nessa análise. A Figura 26 mostra os pontos utilizados para obter as medidas dessas três barras.

Utilizando os dados da Tabela 1, os centróides de cada segmento foram calculados e devidamente posicionados.

As barras foram simuladas no Matlab através de vetores, o tornozelo está localizado no ponto ($x = 0, y = 0$) e a movimentação das mesmas foi feita a partir dos ângulos mostrados na Figura 27. Por sua vez, estes ângulos foram obtidos, quadro-a-quadro, pelo estudo feito no SABIO.



Figura 26: Pontos utilizados para os comprimentos das barras 1, 2 e 3.

Feito o código para gerar o modelo humano dividiu-se o movimento em três etapas, segundo a metodologia de SCHENKMAN [39] : 1). Ocorre o deslocamento da barra 3, através da diminuição do ângulo θ_3 , enquanto as outras duas permanecem paradas. Representa a etapa 1 de SCHENKMAN: flexão do tronco; 2) O ângulo θ_3 continua diminuindo até atingir um valor mínimo, ao mesmo tempo o ângulo θ_1 diminui até um valor mínimo enquanto o ângulo θ_2 começa a aumentar. Nesta fase ocorre a perda de contato do quadril com o assento. Representa a etapa 2 de SCHENKMAN: transferência de momento; 3). Os três ângulos crescem até atingir 90° , onde o movimento é encerrado e o indivíduo está de pé (foi considerado que todos os centróides se alinham no fim do movimento, o que não é uma regra geral na realidade devido à anatomia, volume dos membros e postura de cada indivíduo). Representa a etapa 3 de SCHENKMAN: extensão.

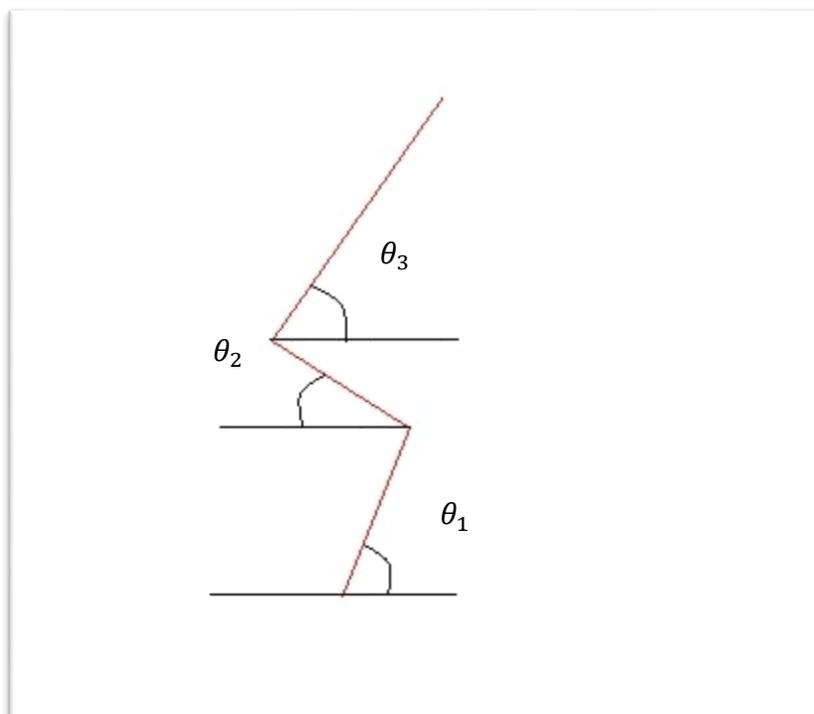


Figura 27: Simulação do corpo humano neste estudo no plano sagital como um mecanismo de 3 barras aberto. Os ângulos são determinados a partir de linhas paralelas ao solo (eixo x).

A etapa 4 de SCHENKMAN (estabilização) foi desconsiderada uma vez que a variação dos ângulos na mesma é muito pequena e o objetivo final da simulação é comparar os momentos e movimentos de uma pessoa auxiliada com a assistência provida pelo dispositivo e sem assistência nenhuma.

Com os centróides das barras e suas respectivas massas, foi possível analisar o movimento do centro de massa total do indivíduo durante o movimento através das Equações 4.1 e 4.2.

$$x_{cm} = \frac{m_1 * xc_1 + m_2 * xc_2 + m_3 * xc_3}{m_1 + m_2 + m_3} \quad (4.1)$$

$$y_{cm} = \frac{m_1 * yc_1 + m_2 * yc_2 + m_3 * yc_3}{m_1 + m_2 + m_3} \quad (4.2)$$

Onde m_i = massa da barra; xc_i = coordenada x do centróide da barra; yc_i = coordenada y do centróide da barra.

4.3 Cálculo de Momentos

Utilizou-se o mesmo modelo de 3 barras para obter os momentos nas articulações do tornozelo, joelho e quadril e foi considerado um equilíbrio estático quadro-a-quadro ou, como mostra a Equação 4.3:

$$\sum M_i = 0 \quad (4.3)$$

O método das seções foi utilizado para o cálculo nas três articulações, de forma que o momento no quadril resulta do peso da barra 3, o momento do joelho resulta dos pesos da barra 2 e 3 e, finalmente, o momento no tornozelo resulta dos pesos das barras 1, 2 e 3.

Definiu-se o sentido anti-horário como sendo positivo. A força peso de cada membro é aplicada no centróide do mesmo, previamente localizados, sendo P_1 , P_2 e P_3 os pesos das barras 1, 2 e 3, respectivamente. O comprimento do braço de alavanca é a distância entre a coordenada x da articulação em questão e a coordenada x do(s) centróide(s) do(s) membro(s) localizados acima da articulação. Foi definido que durante toda a etapa 1, só há momento aplicado na junta do quadril, uma vez que o peso das coxas (barra 2) e pernas e pés (barra 1) está apoiado ou no assento ou no solo, ou seja, os momentos no joelho e tornozelo são nulos. A partir do início da etapa 2 (quando o quadril começa a perder contato com o assento) é considerado que, instantaneamente, todo o peso do corpo está sobre os pés, havendo então momentos nas três articulações. Assim, num instante qualquer da etapa 2, por exemplo, os momentos são obtidos de acordo com as Equações 4.3, 4.4 e 4.5.

Momento no quadril (M_q):

$$M_q = -P_3 * (x_3 - xc_3) \quad (4.3)$$

Momento no joelho (M_j):

$$M_j = -(P_2 * (x_2 - xc_2) + P_3 * (x_2 - xc_3)) \quad (4.4)$$

Momento no tornozelo (M_t):

$$M_t = -P_1 * (x_1 - xc_1) + P_2 * (x_2 - xc_2) + P_3 * (x_3 - xc_3) \quad (4.5)$$

4.4 Obtenção do Pico da Força de Reação do Solo

Durante o movimento ST-DP, após o quadril perder contato com o assento, foi registrado por autores [6] que em um dado momento, a FRS é maior do que o próprio peso corporal da pessoa. Após análises, percebeu-se que este evento se deve às forças inerciais exercidas durante o movimento, principalmente nos momentos entre o fim da etapa 2 e começo da etapa 3. Uma força inercial (F_i) age contra o movimento, possuindo direção igual à aceleração do centro de massa de um corpo e com sentido oposto. Assim, no início da fase de extensão do movimento ST-DP, por exemplo, o centro de massa possui uma aceleração vertical para cima, ou seja, uma força inercial de igual magnitude só que com sentido contrário (para baixo), contribuindo para um aumento da FRS. A Figura 28 mostra o diagrama de corpo livre da barra que representa o tronco em um instante da etapa 3. A força de reação do solo neste instante é resultado do peso do indivíduo somado às forças inerciais inerentes ao movimento. A FRS pode ser obtida em qualquer ponto do movimento a partir do equilíbrio dinâmico descrito pela Equação 4.6.

Foi estudado o deslocamento vertical do centróide do tronco de um indivíduo para averiguar como as forças inerciais atuam na FRS. Esta análise foi feita com a ajuda do software SABIO, obtendo a coordenada y do centróide a cada quadro. O indivíduo em questão tem massa igual a 75 kg e altura 1,72 m.

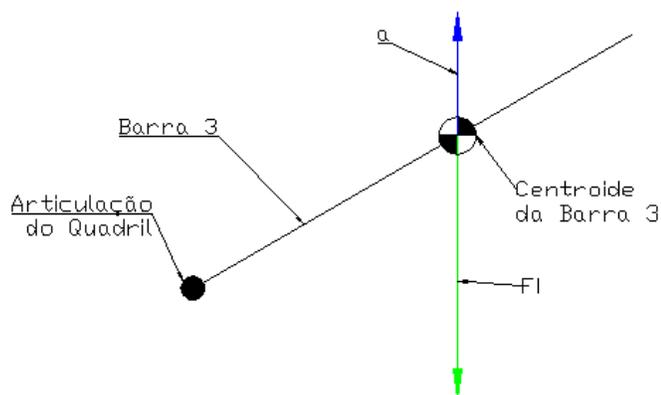


Figura 28: Diagrama de corpo livre do tronco num instante da etapa 3.

$$FRS = (m * g) \pm F_i \quad (4.6)$$

Como em alguns momentos a movimentação do corpo entre um quadro e outro é muito pequena e a posição dos centróides no programa é resultado de um posicionamento manual quadro-a-quadro, não foi possível chegar a uma curva satisfatória. Nos momentos onde a velocidade é muito baixa, ocorreu uma inconsistência na trajetória do centróide. Assim, foi utilizada a função ‘POLYFIT’ do Matlab. Esta função permite encontrar os coeficientes de um polinômio cujo gráfico se aproxime de uma curva encontrada, no caso a curva do deslocamento do centróide da barra 3 em relação ao tempo.

Tendo um gráfico para o deslocamento vertical do centróide, pôde-se então gerar um vetor velocidade ‘ v ’ a partir primeira derivada temporal do deslocamento, ou como descrito na Equação 4.7.

$$v(n) = \frac{y(n) - y(n - 1)}{t(n) - t(n - 1)} \quad (4.7)$$

Onde $y(n)$ é a posição do centróide do tronco no quadro n e $t(n)$ é o tempo correspondente ao mesmo quadro. Utilizando a segunda derivada da curva de deslocamento obteve-se o vetor aceleração através da Equação 4.8.

$$a(n) = \frac{v(n) - v(n - 1)}{t(n) - t(n - 1)} \quad (4.8)$$

Assim, foram obtidas as curvas de deslocamento, velocidade e aceleração verticais ao longo do tempo para o centróide da barra 3.

Com a curva de aceleração pode-se obter as forças inerciais inerentes ao movimento da barra 3 segundo a Equação 4.9.

$$F_{inercial} = -(a_i * m) \quad (4.9)$$

O mesmo procedimento foi feito para a barra 2 (o deslocamento vertical do centróide da barra 1 é muito pequeno, menor do que 4 cm, então suas forças inerciais foram desprezadas).

Fazendo então o equilíbrio dinâmico (Equação 4.6) considerando que até o momento de perda de contato com o assento ($t = 1$ s), a massa m é a soma das massas dos pés e das pernas, e que após este momento esta massa é igual à massa total do indivíduo (no caso este valor é de 75 kg), e sendo Fi a soma das forças inerciais das barras 2 e 3, foi calculada a FRS ao longo do movimento. O script utilizado para obter a curva encontra-se no Apêndice 1B.

4.5 Inclinação

Foi feita uma análise para estudar como a inclinação influencia no deslocamento dos membros inferiores de uma pessoa sentada. Considerando uma pessoa sentada numa altura de assento na qual seus pés não tocam o chão e não havendo deslizamento entre o assento da cadeira e a pessoa, pode ser feita uma analogia com um sistema de duas barras rígidas, uma sobre a outra, não havendo deslizamento entre elas. A primeira barra (barra 1) representa a profundidade útil de um assento, sendo a extremidade esquerda a borda posterior e a direita, a borda anterior. A outra barra (barra 2) representa a medida ‘profundidade nádegas Joelho, sentado’ (Figura 29), sendo a extremidade direita a articulação do joelho e a esquerda, o fim das nádegas. Os outros membros serão desconsiderados nesta analogia.

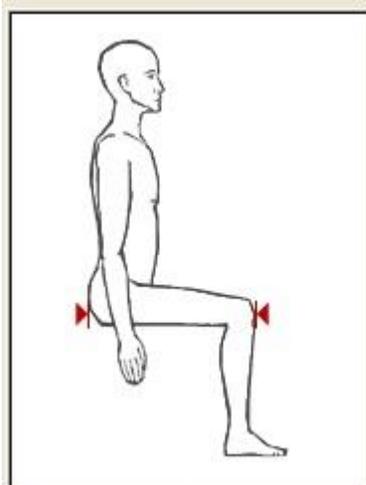


Figura 29: Profundidade nádegas-joelho [Ergokit modificado].

Do mesmo jeito que o mecanismo proposto, foi estabelecido um ponto de pivotamento na extremidade direita da barra 1. Verifica-se que, ao girar o sistema, o ponto que representa o joelho se desloca radialmente para baixo, como pode ser visto na Figura 30. Na analogia, isto significa que ao inclinar o assento, os pés da pessoa se aproximariam cada vez mais do chão, ou seja, a inclinação do assento permite um maior incremento de altura por parte do dispositivo, sem que os pés do indivíduo percam o contato com o solo. É importante observar que quanto maior a distância entre o joelho e a borda anterior do assento, maior será o deslocamento total do joelho, por sua vez esta distância depende da cadeira e do tamanho dos membros inferiores da pessoa.

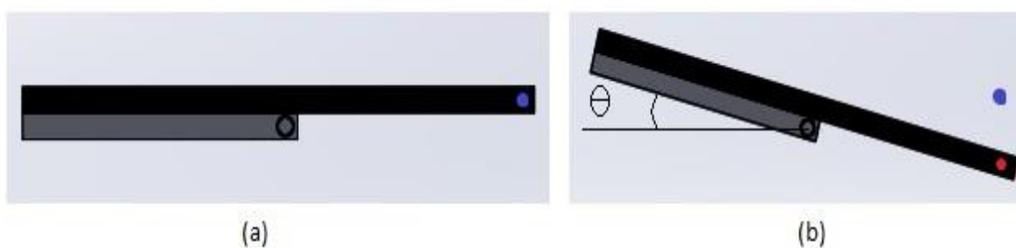


Figura 30: Analogia para estudo da inclinação. O ponto azul indica a posição inicial do joelho com uma angulação nula (a) e o ponto vermelho indica a posição do joelho após angulação (b).

Foi feita uma simulação em Matlab do sistema proposto variando o grau de inclinação de 0° a 30° e combinando os comprimentos das barras 1 e 2 de acordo com os valores de

profundidade útil do assento (obtidos da norma NBR 13962 [16]) e de ‘profundidade nádegas-jelho, sentado’ (obtidos no Ergokit), respectivamente. O deslocamento mínimo se dá com a combinação da maior profundidade da superfície de assento com a menor profundidade nádegas-jelho-sentado (sem que esta seja menor do que aquela), do mesmo modo, o deslocamento máximo se dá com a menor profundidade da superfície de assento e maior ‘profundidade nádegas-jelho’. O script utilizado para obter os valores citados encontra-se no Apêndice 1C.

4.6 Experimento 1

Um experimento foi feito para avaliar, em dois indivíduos, como a variação da altura de assento afeta no contato dos pés com o solo. Para isto, foi utilizado o protótipo feito que permite incrementos de altura. A altura inicial foi igual à altura popliteal sentado de cada indivíduo. Com o indivíduo sentado na cadeira analisou-se então como se deu o contato entre os pés e o solo para diferentes alturas, acima da popliteal. A Tabela 4 mostra os resultados para o indivíduo 1 (altura popliteal igual a 41 cm) e para o indivíduo 2 (altura popliteal igual a 44 cm).

4.7 Experimento 2

Foi feito um experimento com 3 voluntários realizando o movimento ST-DP em um protótipo que simula as condições de altura e inclinação propostas pelo presente trabalho. Este protótipo foi construído utilizando a parte de cima de uma cadeira (assento, encosto e apoios de braço) em conjunto com outras peças para possibilitar um ajuste de altura e inclinação anterior de assento. Após este ajuste, as posições são fixadas através de pinos, tanto para inclinação quanto para altura. O protótipo não possui movimentos automatizados, sendo necessário que o indivíduo saia do mesmo para alterar algum parâmetro.

Cada indivíduo realizou o movimento ST-DP três vezes:

1. (N) Levantar com os braços cruzados ao redor do tronco, a partir de uma posição sem inclinação, com altura de assento correspondente à altura popliteal sentado;
2. (BC) Levantar nas condições de altura e inclinação propostas pelo presente estudo, com os braços cruzados;

3. (AB) Levantar nas condições de altura e inclinação propostas pelo presente estudo, com o uso dos apoios de braço.

A inclinação utilizada foi 25° para todos os indivíduos e as alturas de assento foram individualizadas.

Antes de realizar os movimentos, foram coletados os dados referentes aos 3 indivíduos, como peso, altura e idade. Os mesmos pontos mostrados na Figura 26 foram usados para obter as dimensões correspondentes às barras 1, 2 e 3 para cada pessoa. A Tabela 4 consolida estes dados.

Feita a coleta dos dados de cada indivíduo, calculou-se a altura de assento ideal como sendo a altura popliteal sentado do indivíduo mais o deslocamento vertical do joelho decorrente da inclinação do assento (o cálculo para este deslocamento foi feito a partir do modelo criado em Matlab, reportado anteriormente, no Apêndice 1C). A profundidade da superfície do assento do protótipo é de 41,5 cm.

Após a captura dos movimentos, os vídeos foram inseridos no software SABIO para obtenção dos ângulos e, por sua vez, estes foram inseridos no script de matlab para calcular os momentos e obter o deslocamento do centro de massa. Foi utilizado o mesmo método que simula o corpo humano como um mecanismo aberto de três barras.

Tabela 4: Dados dos indivíduos.

	Indivíduo 1	Indivíduo 2	Indivíduo 3
Altura [m]	1,64	1,72	1,56
Idade	28	27	78
Massa [kg]	64,7	65,3	61,2
Altura popliteal, sentado [cm]	$41 \pm 0,5$	$44 \pm 0,5$	$38 \pm 0,5$
Distância tornozelo-joelho [cm]	$39 \pm 0,5$	$43 \pm 0,5$	$39 \pm 0,5$
Distância joelho-quadril [cm]	$37 \pm 0,5$	$39 \pm 0,5$	$35 \pm 0,5$
Distância quadril-cabeça [cm]	$81 \pm 0,5$	$81 \pm 0,5$	$72 \pm 0,5$
Profundidade nádegas-joelho sentado [cm]	$56 \pm 0,5$	$57 \pm 0,5$	$55 \pm 0,5$

Visto que o protótipo não simula a automação da cadeira, que seria feita pelos atuadores, após ajustados os parâmetros individuais para o procedimento, o indivíduo sentou-se no protótipo encontrando uma posição confortável para iniciar o movimento.

Foi utilizado o mesmo método citado anteriormente para obtenção das imagens. Um comando de voz avisava o indivíduo para se preparar e era iniciada a filmagem, após 1 segundo de vídeo o comando ‘vai’ era emitido e a partir daí o indivíduo deveria se levantar na velocidade desejada. A posição inicial era a de conforto, apoiando o tronco no encosto da cadeira. A Figura 31 mostra um indivíduo nas duas posições iniciais com as configurações que simulam o dispositivo.

Para os três movimentos, foram comparadas variações no deslocamento do centro de massa, variações na máxima dorsiflexão (ângulo mínimo entre as coxas e o tronco) e os momentos nas articulações dos joelhos, tornozelos e quadril. O cálculo dos momentos foi feito através do mesmo método citado previamente. A Tabela 9 mostra os dados obtidos para os três indivíduos.

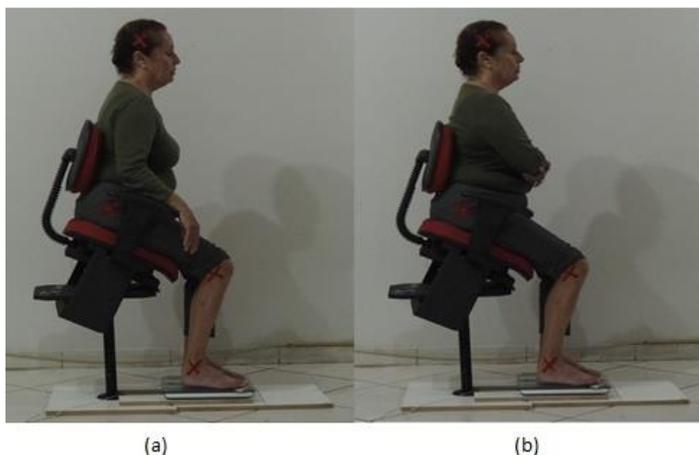


Figura 31: Indivíduo 3 nas posições iniciais com incremento de altura e inclinação de assento com uso de apoios de braço (a) e com os braços cruzados ao redor do tronco (b).

4.8 Experimento 3

A fim de analisar como a curva de força de reação do solo ao longo do tempo se comporta durante o movimento ST-DP, foi feito um experimento com o auxílio de uma plataforma de força (Figura 32), cedida para uso pelo Instituto de Educação Física da UFF. Os testes foram realizados com os indivíduos 2 e 3 (Tabela 4).

Cada indivíduo realizou o movimento ST-DP três vezes nas mesmas condições citadas no Experimento 2, a Figura 32 mostra um dos indivíduos nas posições iniciais AB e BC. O software Balance Clinic foi utilizado para coletar os dados da plataforma de força. Antes de realizar o movimento, a plataforma era zerada e então pedia-se que o indivíduo pisasse na plataforma e sentasse na cadeira. A partir do comando ‘vai’ a coleta de dados era iniciada e o indivíduo se levantava do protótipo, após finalizada a etapa de estabilização era encerrada a coleta. Não foram pré-estabelecidas velocidades padrão, deixando o indivíduo livre para se levantar na velocidade desejada. Apenas no posicionamento de pés, foi requerido que os calcanhares estivessem posicionados de tal forma que, ao estar de pé, a borda anterior do assento não encostasse na perna do indivíduo.

Após coletados os dados, foram gerados arquivos com os gráficos de FRS (F_z) ao longo do tempo.

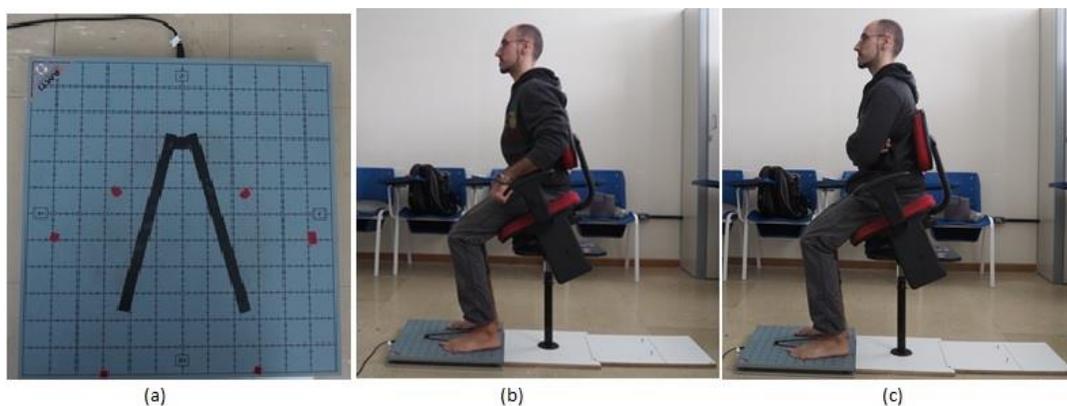


Figura 32: Plataforma de força (a) posições iniciais AB (b) e BC (c).

4.8 Simulações dos Esforços Sobre o Equipamento

Partindo de um modelo simples e não otimizado, foram feitas várias simulações com as forças acima citadas e para diferentes situações. Com cada simulação o desenho e projeto era avaliado e modificado para se reduzir o peso do conjunto e manter um fator de segurança em torno de 1,5. Assim, a configuração de cada elemento alterou-se de forma significativa conforme o desenvolvimento do projeto, culminando na configuração final. Uma série de materiais foi utilizada para obter a melhor relação entre peso e resistência. Para evitar reação química entre elementos de diferentes materiais e para protegê-los contra ações do meio, e possíveis jatos de água para limpeza do dispositivo, foram escolhidos metais onde essas interações não ocorram. No caso de aços comuns, uma camada de tinta deve ser aplicada para sua proteção, esses detalhes estarão dispostos mais adiante no trabalho.

Para o estudo de tensões e determinação do fator de segurança (FS) nas simulações optou-se pelo critério de falha de Von Mises, este apresenta resultados mais próximos da realidade, sendo menos conservativo que o critério de Tresca. A malha utilizada sobre o conjunto pode ser observada na Figura 33.

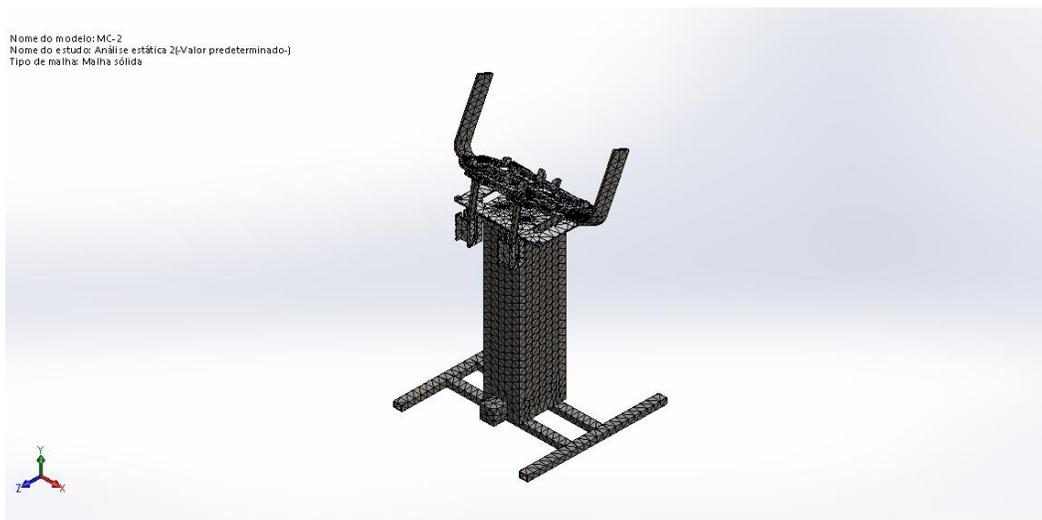


Figura 33: Malha do projeto.

4.9 Simulações dos Elementos do Equipamento

O estudo da integridade do projeto foi realizado utilizando-se o software SolidWorks e seu programa de simulação COSMOS. Sendo lento o movimento dos componentes e devido à natureza do projeto e seus parâmetros já citados, não foram realizados estudos dinâmicos.

Foram estudadas duas situações de distribuição de peso do indivíduo com um ângulo de 26 graus entre BF-1 e BM-2. Na primeira situação (1), o peso da cadeira e do indivíduo estão distribuídos de forma homogênea sobre os apoios da peça BM1, como pode ser observado na Figura 34. Na segunda situação (2) considerou-se a possibilidade de o usuário apoiar todo seu peso somente nos seus pés e nos apoios de braço do dispositivo. Considerou-se que 63% do peso total do indivíduo estão igualmente distribuídos nos apoios de braço Figura 35. Este percentual foi determinado a partir da análise do gráfico da Figura 4 que mostra a força de reação do solo (ou o peso suportado pelos pés do indivíduo) durante o movimento ST-DP. Foi observado que o valor mínimo da FRS é de aproximadamente 37% do peso total da pessoa, ou seja, este percentual do peso está apoiado nos pés, assim, todo o restante está nos apoios de braço. Em todas as simulações buscou-se um fator de segurança de aproximadamente 1,5.

O fator de segurança foi determinado a partir do estudo de outros projetos, tendo em foco o baixo peso e as condições de uso do projeto. Como premissa o equipamento opera em ciclos de curta duração, sem esforços de impacto e com a utilização de materiais confiáveis e onde as condições de trabalho não são severas. Vemos fatores de segurança de mesma magnitude em componentes aeronáuticos onde condições de peso e operação se assemelham às premissas aqui determinadas.

O estudo 3 é para a situação de ângulo zero com máxima altura. Os atuadores de ângulo ATA-1 estão em sua posição mínima conforme indicado nas especificações do mesmo. Estudos para alturas mais baixas não serão realizados pois a altura não interfere na resistência do equipamento. A Figura 36 representa a situação 3, onde os parâmetros de estudo serão idênticos ao experimento 1 porém o ângulo entre as chapas será zero. O mesmo vale para a situação 4, onde o ângulo será 0 e os parâmetros de simulação serão idênticos aos da situação 2.

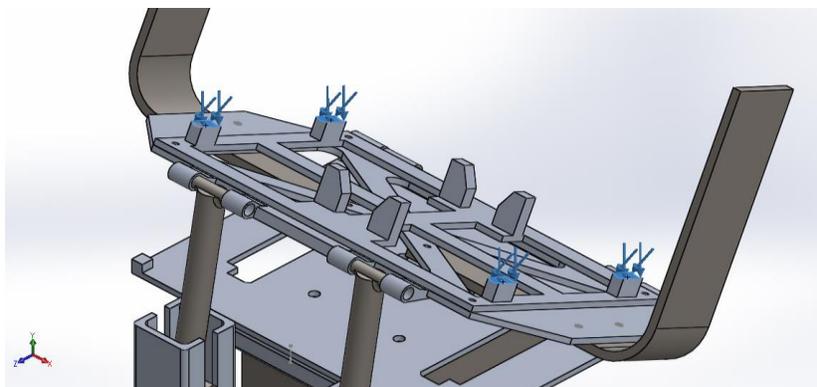


Figura 34: Distribuição do peso do indivíduo na situação 1.

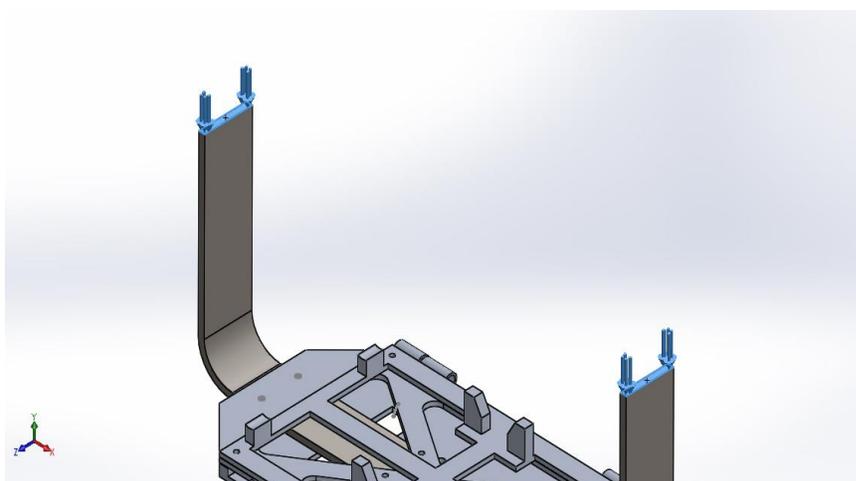


Figura 35: Distribuição do peso do indivíduo na situação 2.

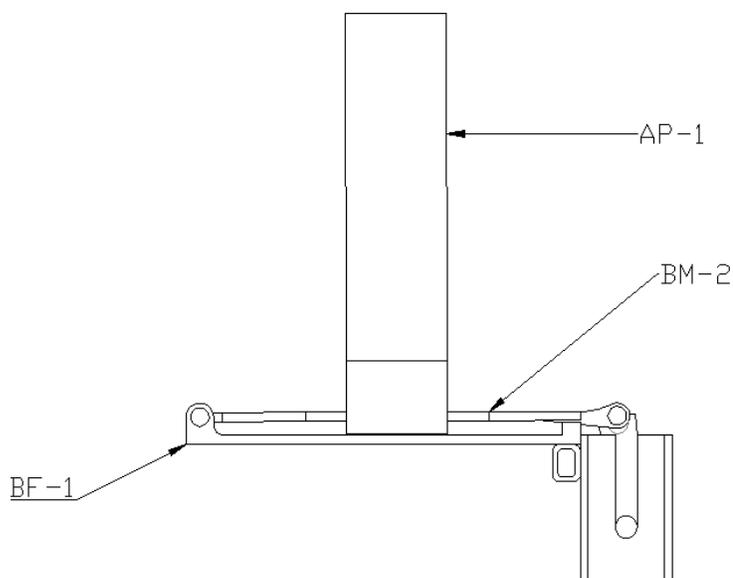


Figura 36: Situação 3 e 4, BF-1 e BM-2 paralelos.

4.10 Parâmetros para Simulação do Equipamento

As cargas externas (referentes ao peso do indivíduo) foram de 1500 N, para a situação 1, e 951 N (63% de 1500) para a situação 2. Levou-se em consideração que o mecanismo estaria apoiado nos pontos indicados na Figura 37, pois se todas as barras da base fossem selecionadas como pontos fixos, falhas nos tubos de seção retangulares localizados na base do equipamento poderiam ser mascaradas, logo, utilizou-se um modelo próximo de uma viga bi-apoiada nos tubos de seção retangular da base. Foram feitas algumas modificações nas peças do conjunto para a execução das simulações. Entre os itens modificados podem ser citados os atuadores que foram substituídos por blocos maciços visto que nas simulações os seus detalhes internos e externos não irão interferir na resistência do sistema devido ao fato que suas características mecânicas são garantidas pelo fabricante.

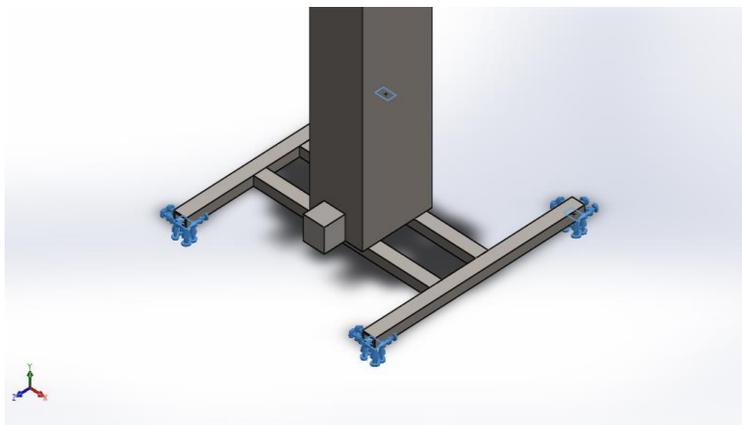


Figura 37: Locais de fixação na base do modelo.

A Tabela 5 ilustra a nomenclatura de cada componente, sua composição e função dentro do contexto do projeto.

Tabela 5: Código de cada elemento do projeto.

Código	Elemento	Material
BM-1	Placa de apoio da cadeira	Alumínio 5052
BM-2	Placa Móvel	Alumínio 5052
AP-1	Apoio de braços	AISI 1035
BF-1	Base fixa	Alumínio 5052
SAA-1	Suporte de atuador barra única 15x20	Alumínio 5052
SAA-2	Suporte de atuadores Individual 50x50	Alumínio 5052
ATA-1	Atuador de inclinação	-----
ATA-2	Atuador de elevação	-----
BS-1	Barra de base 880 mm	AISI 1035
BS-2	Barra de base 420 mm	AISI 1035
Pino	Barra circular	AISI 321

O elemento ATA-2 foi testado em duas situações: altura máxima do dispositivo (com o curso máximo do atuador de elevação) e altura mínima do dispositivo (com o comprimento retraído do atuador de elevação). O curso máximo do atuador está ligado ao curso máximo que o equipamento pode ter. Este, por sua vez, determina o tamanho mínimo que o atuador terá. Tendo isso em mente teremos um atuador que, na sua altura mínima deve ser menor que a altura mínima do assento. As fórmulas utilizadas se encontram nos anexos no catalogo do fabricante.

Logo teremos uma altura máxima de 601,5 mm e mínima de 294,5 mm. Esta foi determinada para que o dispositivo possa caber embaixo de uma cadeira com 400 mm de altura de assento (altura de assento mínima estipulada pela norma NBR 13962 [16]), aquela foi estabelecida pelo máximo curso que o ATA-2 pode ter para que seu tamanho retraído, junto aos outros componentes, possa caber embaixo da cadeira.

Como visto na Figura 38 a peça BM-1, onde a cadeira é apoiada, é angulada a 26° em relação a placa BF-1 sendo essa a posição onde o usuário faz a menor força em seus membros inferiores para se levantar.

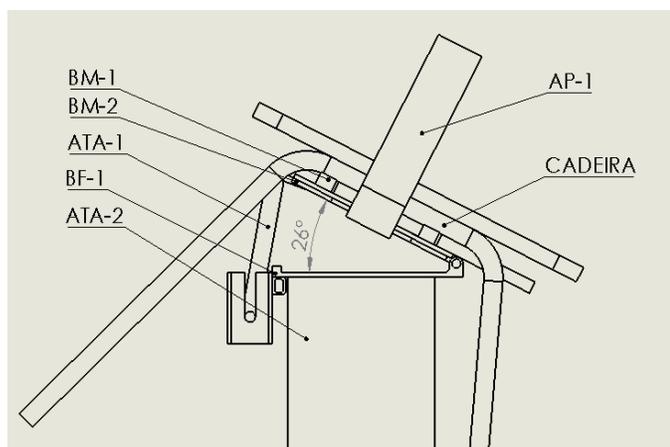


Figura 38: Esquemático do equipamento quando angulado.

4.11 Estabilidade Estática do Equipamento

Em equipamentos dessa natureza um fator que deve ser levado em conta no projeto do dispositivo é a estabilidade do sistema para que a segurança do usuário contra quedas e tombamentos seja garantida. Sendo o projeto um mecanismo com movimentos lentos, foi feito um estudo de estabilidade estática, determinando-se os ângulos seguros máximos para inclinação e para garantir que as bases tenham as dimensões corretas para manter o equipamento estável durante sua operação.

Quando o equipamento angula há uma componente da força peso no eixo X, como visto na Figura 39, este componente deve ser levado em conta tanto para efeitos de estabilidade do sistema quanto para calcular o coeficiente de atrito (μ) necessário entre a base do dispositivo e o

solo para que não haja deslizamento entre eles. Dependendo do tipo de solo, a adição de materiais com maior coeficiente de atrito à base do dispositivo (como borracha, por exemplo) pode ser necessária para obter tal valor.

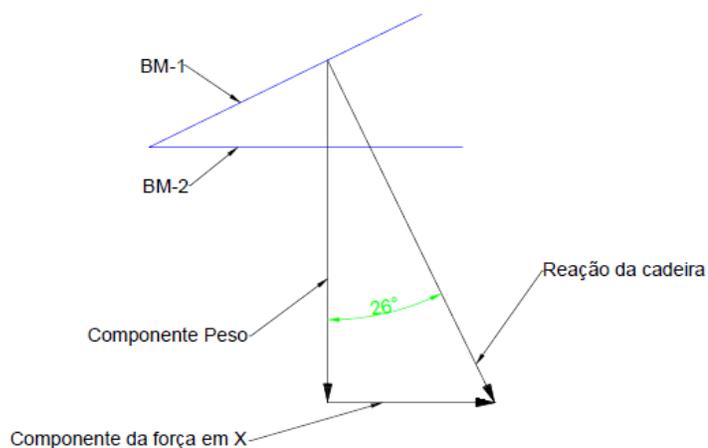


Figura 39: Representação das forças atuantes no equipamento.

A equação 4.10 foi utilizada para determinar o valor do coeficiente de atrito necessário (um fator de segurança de 1.5 foi aplicado a este valor).

$$F_{at} = \mu * N \quad (4.10)$$

Para garantir total estabilidade do sistema foram verificados os momentos gerados pelo centróide da pessoa sentada no dispositivo e o centróide do equipamento, a Figura 40 mostra o esquemático utilizado para calcular estes momentos.

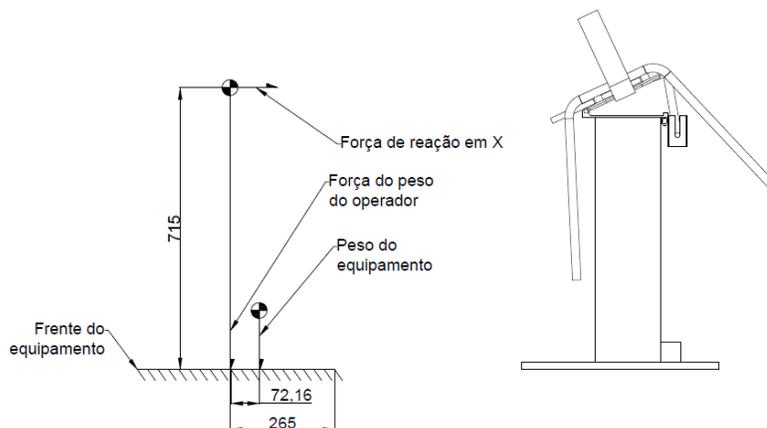


Figura 40: Modelo para o cálculo de Momento

4.12 Dimensionamento de Elementos de fixação

4.12.1 Dimensionamento de Rebites

Devido à dificuldade de se soldar peças em alumínio, foram utilizados rebites como elementos de fixação entre as peças SAA-1, SAA-2 e BF-1, como visto na Figura 41. Para dimensionamento e obtenção do número necessário de rebites, foram utilizadas as equações 4.11 e 4.12.

$$d = 1,5 * S \quad (4.11)$$

Onde d é o diâmetro do rebite e S é a espessura da chapa mais fina. Após obtido o valor de d , foi calculado o diâmetro do furo na chapa (dF).

$$dF = d * 1,06 \quad (4.12)$$

A partir destes valores, foi calculado o esforço cortante em cada rebite.

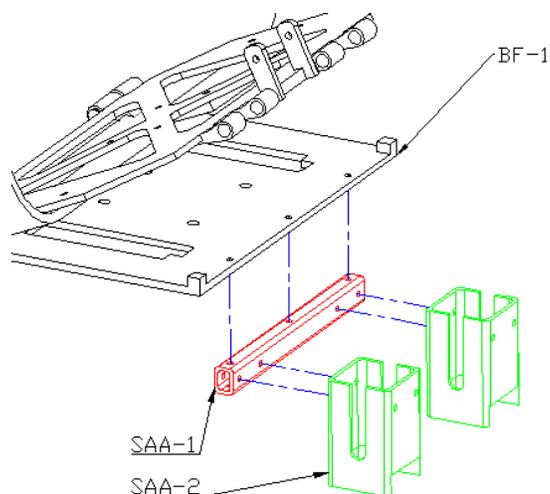


Figura 41: União entre os elementos BF-1, SAA-1 e SAA-2. União por rebites de alumínio.

4.12.2 Dimensionamento de Parafusos

Como principal forma de união entre componentes utilizamos parafusos de diversos diâmetros, determinados pela carga aplicada neles, de rosca padrão e todos de alumínio para se garantir que não haja reação química onde eles fazem contato com o equipamento.

O atuador de elevação (ATA-2) requer parafusos M8, assim determinamos qual a categoria de parafuso deve ser utilizada para que este resista as forças nele aplicada. Da mesma forma calculados os parafusos para a fixação do elemento BM-1 e BM-2, os cálculos são determinados pela norma NBR 8800/2008.

4.12.3 Dimensionamento de Pinos

Os elementos moveis do projeto são unidos por pinos de aço. Estes são os elementos que sofrem as maiores cargas devido a sua posição, sendo assim devemos calcular as forças neles aplicadas. Para fim de calculo consideramos os esforços cisalhantes simples utilizando a equação 4.13, onde seu diâmetro foi limitado a 10 mm, isso se deve ao fato de que há uma necessidade de se manter o conjunto do topo (BM-1, BM-2 e BF-1) o mais baixo possível.

$$\tau = \frac{V}{A} \quad (4.13)$$

Onde τ é a tensão de resistência ao cisalhamento, V é a força de cisalhamento aplicada nele e A é a área da seção cisalhante. Para se garantir a segurança do equipamento se utilizou a equação 4.14:

$$FS = \frac{\tau_{rup}}{\tau_{adm}} \quad (4.14)$$

Onde a τ_{rup} é determinada pelo material, neste caso uma liga de alumínio, e a τ_{adm} será dada pela equação 4.13.

4.13 Cálculo do Tempo de Utilização com Bateria

Para se determinar o tempo de vida útil do aparelho quando este não se encontra conectado a uma fonte externa de energia utilizou-se os dados fornecidos pelos fabricantes dos atuadores e baterias para obter uma relação de consumo por tempo. Para obtenção do tempo médio de operação utiliza-se a potência que cada elemento consome e quanto a bateria pode fornecer por tempo. Sendo que o valor de tempo corrido de operação não corresponde com a realidade de uso do equipamento, pois este não opera de forma constante. Como a solicitação por potência só ocorre quando os atuadores operam, utilizou-se o valor de tempo de operação constante, dividindo-o pelo tempo real de operação. Após determinar o tempo total de utilização calculou-se a quantidade de vezes que o equipamento pode operar sem a necessidade de fontes externas de energia.

4.14 Altura Mínima

Para finalizar os testes estudou-se a altura mínima para que equipamento possa operar, esse teste foi realizado inclinando-se o equipamento no ângulo máximo (26°) e na altura mínima (294,5 mm) com a cadeira posicionada sobre BM-1, a diferença entre o ponto mais baixo da cadeira e a base do equipamento nos dará a altura mínima a ser incrementada no atuador de

elevação para que o movimento completo, elevação e inclinação, possam ocorrer sem impecílios. Esse estudo foi realizado utilizando-se os softwares SolidWorks e AutoCAD.

Os cálculos para a determinação do tamanho mínimo, curso e peso dos atuadores são determinados pelo catálogo do fornecedor, presentes no Anexo A.

CAPÍTULO 5

RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Simulação do Movimento no Matlab

Após captura das imagens do movimento, obtenção dos ângulos θ_1 , θ_2 e θ_3 com o software SABIO e coleta das dimensões mostradas na Figura 26, fez-se a simulação do movimento no Matlab através dos incrementos dos ângulos citados. A Figura 42 compara os quadros do vídeo, com a sobreposição do modelo do SABIO nas imagens, com o modelo desenvolvido em Matlab para as seguintes posições: posição inicial (início da etapa 1), início da etapa 2, início da etapa 3 e final do movimento. A semelhança entre as posições mostra que o método é válido. A pessoa em pé atrás da cadeira (Figura 42) está ali somente para garantir a segurança. Pode-se notar que na primeira foto, o calcanhar direito do indivíduo que realiza o movimento encontra-se distante do solo, isto se deve a uma condição física do usuário e não representa uma falha no posicionamento. A Figura 43 mostra em zoom como o pé esquerdo encontra-se totalmente em contato com o solo.

A Figura 44 mostra o deslocamento (visto de um observador paralelo ao plano sagital) do centro de massa obtido na simulação em Matlab através do método citado. No movimento a pessoa sai de uma posição levemente inclinada para trás, atinge uma postura ereta e se inclina para frente, depois começa a estender o tronco, a perna e as coxas.

O gráfico mostra como o centro de massa durante o movimento ST-DP se desloca basicamente na horizontal, com menos de dez centímetros de deslocamento vertical, até o ponto de máxima dorsiflexão (fim da etapa 2) e a partir deste ponto o quadro se inverte, ocorrendo um deslocamento vertical de mais de trinta centímetros.

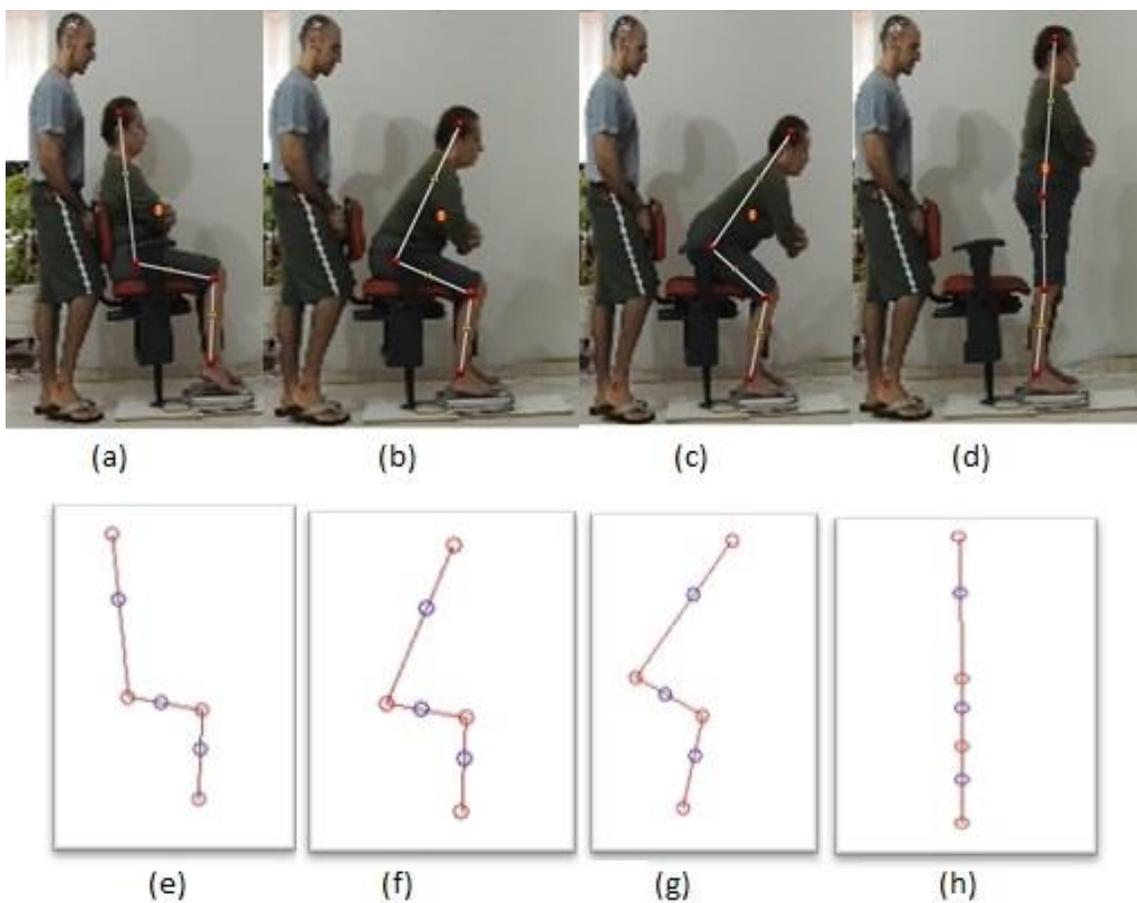


Figura 42: Comparação entre as etapas na filmagem (em cima) e na simulação em Matlab (embaixo). Nas imagens da simulação os círculos vermelhos indicam as o início e fim das barras 1, 2 e 3 e os círculos azuis representam os centróides de cada barra.



Figura 43: Posicionamento dos pés do indivíduo na posição inicial do movimento.

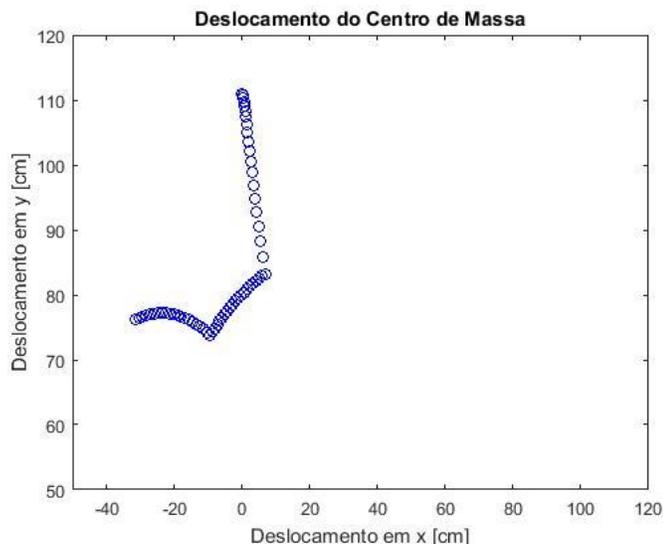


Figura 44: Deslocamento do centro de massa do indivíduo ao longo do movimento ST-DP, obtido na simulação do movimento.

5.2 Cálculo de Momentos

Os gráficos dos momentos de um indivíduo (massa = 61 kg e 1,72 m de altura) obtidos a partir do método utilizado são mostrados na Figura 45. Os valores máximos obtidos para o tornozelo, joelho e quadril foram 53,63 N*m, 99,82 N*m e 117,65 N*m, respectivamente. Apesar do uso de uma metodologia diferente e também de uma posição inicial diferente (cotovelos apoiados nos joelhos), estes valores condizem com aqueles encontrados em estudo feito por Enguo Cao et al: 60 N*m, 75 N*m e 115 N*m para o tornozelo, joelho e quadril, respectivamente [35]. Espera-se que estes valores diminuam com o uso do dispositivo proposto. O script utilizado para obtenção dos mesmos encontra-se no Apêndice 1A.

Tendo o indivíduo partido inicialmente de uma posição onde o ângulo entre as coxas e tronco era maior do que 90° , a força do tronco gera um momento no sentido anti-horário (que foi definido como positivo) e em resposta a articulação reage com um momento no sentido horário. Em determinado momento da etapa 1 o tronco fica perpendicular à uma linha paralela ao solo, neste instante o momento no quadril é zero. O momento então começa a crescer até um pico que corresponde ao ponto de máxima dorsiflexão do tronco (maior distância entre o centróide do tronco e a articulação em questão) quando então se inicia a fase de extensão, onde o centróide do

tronco volta a se aproximar da articulação do quadril, reduzindo o momento até chegar a um valor nulo, indicando o fim do movimento.

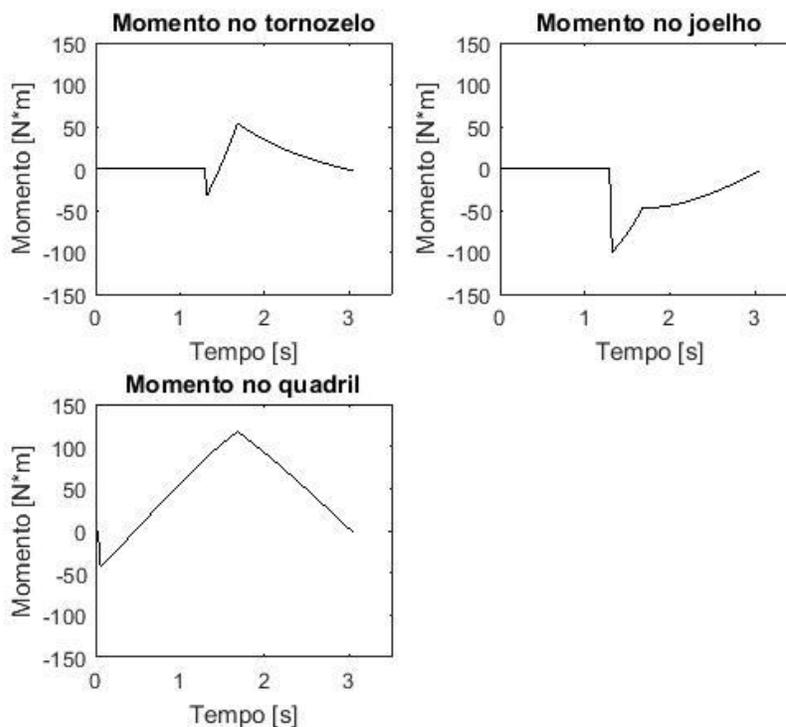


Figura 45: Momentos nas articulações do tornozelo, joelho e tronco ao longo do tempo.

O momento nos joelhos é sempre negativo, visto que o peso das coxas está sempre gerando um momento no sentido anti-horário, o mesmo ocorre com o tronco na maior parte do movimento; mesmo que o centróide do tronco em algum instante gere um momento no sentido horário (centróide do tronco ultrapassando o ponto dos joelhos), o braço de alavanca será muito pequeno.

O momento no tornozelo começa com um valor negativo no início da etapa 2, atinge um valor nulo durante esta mesma etapa, alcança um pico positivo quando chega ao início da etapa 3 (extensão) e começa a decair até chegar a zero.

Todos os momentos terminam com um valor nulo, pois foi considerado que ao fim do movimento os centróides estão perfeitamente alinhados.

O comportamento das curvas obtidas também se assemelha ao estudo feito por Enguo Cao et al [35], apesar do uso de uma metodologia diferente: este utilizou sensores posicionados

nas articulações que informam a posição durante todo o movimento à um programa, e calculou os momentos combinando estes dados com a força de reação do solo (durante todo o movimento) obtida por uma plataforma de força. A curva para o momento do joelho demonstrou um comportamento semelhante, porém com sinais opostos, o que muito provavelmente se deve à metodologia utilizada. Como diferença significativa entre os métodos pode-se citar que no método empregado nesse estudo, os momentos ao fim do movimento são nulos enquanto no método empregado pela literatura eles diminuem, mas não chegam a zero [35].

Assim, a comparação com o comportamento das curvas e picos dos momentos nas articulações encontrados na literatura demonstra a validade do método utilizado no presente estudo.

5.3 Obtenção da Curva de Força de Reação do Solo

A partir da função POLYFIT do Matlab, através de tentativa e erro foi encontrado um polinômio de grau 10 (dez) que possui uma curva satisfatoriamente próxima à desejada. O polinômio encontrado para a curva do deslocamento vertical do centróide do tronco durante o movimento ST-DP foi:

$$p(t) = 0,0257(t)^{10} - 0,3894(t)^9 + 2,4563(t)^8 - 8,3469(t)^7 + 16,4786(t)^6 - 19,0688(t)^5 + 12,5533(t)^4 - 4,4423(t)^3 + 0,8180(t)^2 - 0,0607(t) + 0,0229$$

A sobreposição da curva gerada a partir dos pontos coletados com o polinômio obtido encontra-se na Figura 46, mostrando uma boa aproximação entre o comportamento de ambas.

Fazendo o equilíbrio dinâmico, como citado na metodologia, para obter a força de reação do solo, encontrou-se a curva ilustrada na Figura 47. Como pode ser visto, houve um intervalo de tempo onde a FRS foi maior do que o próprio peso corporal do indivíduo, como esperado. O valor máximo da FRS foi 803,57 N, ou seja, 110% do peso corporal de uma pessoa de 75 kg (735,75 N) com 1,72 m de altura. Este valor está apenas 1% abaixo da média estabelecida por outros autores para este pico (111% a 125% do peso corporal), sustentando a validade do método [6]. Esta pequena discrepância muito provavelmente se deve à não consideração das forças

inercias das canelas no método proposto. Este pico mostra que, apesar do movimento ST-DP ser relativamente lento, existem forças inerciais que contribuem para a dificuldade de sua execução.

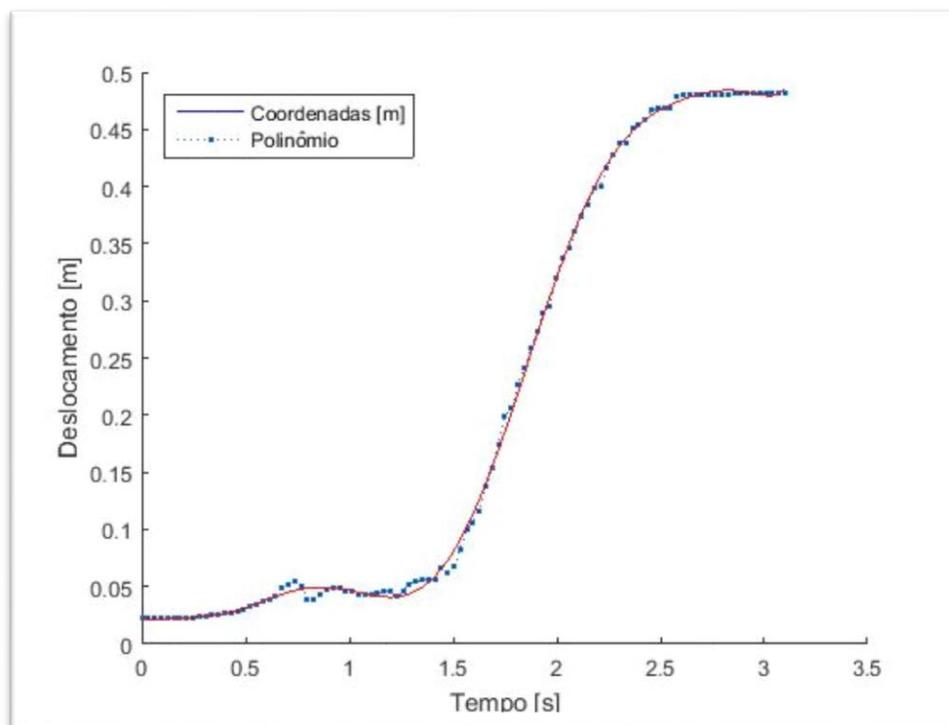


Figura 46: Sobreposição da curva obtida pelas coordenadas do centróide do tronco com a curva do polinômio obtido.

Como o pico da FRS deve-se às forças inercias e estas por sua vez dependem das acelerações impostas para executar o movimento, supõe-se que o dispositivo proposto contribuirá para diminuir este pico, pois a pessoa irá partir de um ponto onde o centro de massa estará mais próximo da base de suporte estabelecida pelos pés. Somado ao fato de que o dispositivo terá apoios de braço, supõe-se que haverá menor necessidade de impulso para realizar o movimento ST-DP com sucesso, acarretando em menores acelerações durante o movimento, conseqüentemente, diminuindo o pico de força causado pelas forças inerciais.

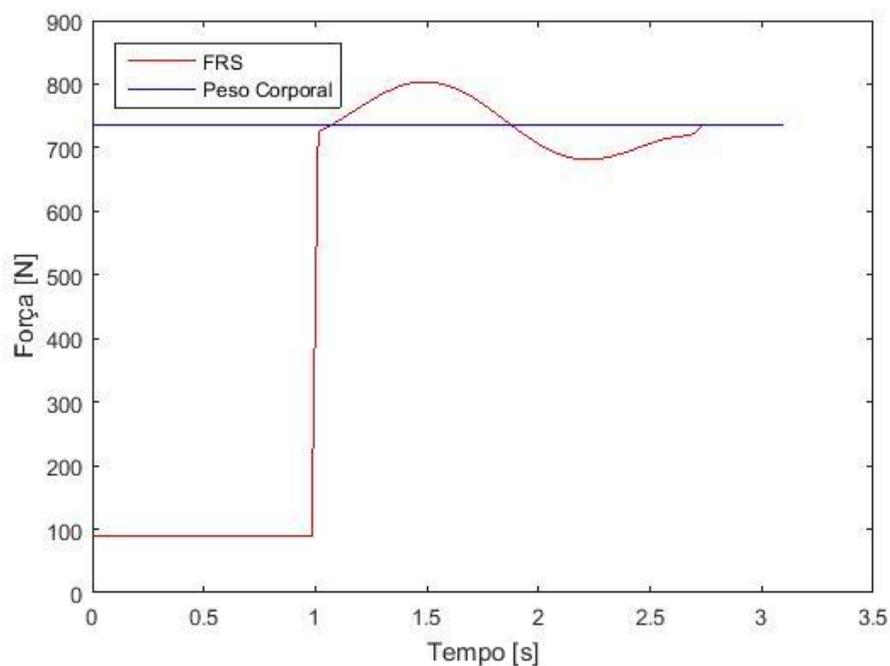


Figura 47: Força de Reação do Solo x Tempo. A linha azul representa o peso corporal do indivíduo.

5.4 Inclinação

Os resultados obtidos para o deslocamento vertical do joelho durante uma inclinação anterior de assento, combinando diferentes profundidades de assento e profundidades nádegas-joelho-sentado, estão consolidados na Tabela 6.

Vale ressaltar que nos parâmetros usados para os valores máximos, a cadeira seria extremamente desconfortável, uma vez que mais da metade da coxa do indivíduo não estaria apoiada no assento da cadeira.

Tabela 6: Deslocamento da articulação do joelho para diferentes distâncias entre joelho e borda anterior de assento.

Inclinação [Graus]	0	5	10	15	20	25	30
Deslocamento do joelho em Y [cm] – máximo*	0	3,6605	7,2932	10,8704	14,3648	17,7500	21,0000
Deslocamento do joelho em X [cm] - máximo	0	0,1598	0,6381	1,4311	2,5329	3,935	5,6269
Deslocamento em Y [cm] – mínimo**	0	0,1743	0,3473	0,5176	0,6840	0,8452	1,0000
Deslocamento máximo em X [cm] -mínimo	0	0,0076	0,0304	0,0681	0,1206	0,1874	0,2679

*Valores para profundidade da superfície do assento de 460 mm e profundidade nádegas-joelho de 480 mm.

**Valores para profundidade útil de assento de 380 mm e profundidade nádegas-joelho de 80mm.

Para os Experimentos 2 e 3, nas condições BC e AB, calculou-se a ‘altura ideal’ para uma inclinação anterior de assento de 25°. Esta altura é a soma da altura popliteal do indivíduo com o deslocamento vertical do joelho devido à inclinação do assento, estipulado através do método citado previamente. A profundidade da superfície de assento utilizada foi a mesma do protótipo (41,5 cm). A Tabela 7 mostra as alturas ideais para os três indivíduos.

Tabela 7: Alturas ideais para os três indivíduos.

Indivíduo	Altura ideal [cm]
1	47,13
2	50,55
3	43,7

Os valores encontrados na Tabela 7 foram testados e mostraram-se satisfatórios. Como esperado, a inclinação permitiu uma maior elevação de assento. Utilizando as alturas ideais calculadas para cada indivíduo, os pés dos mesmos mantiveram-se totalmente em contato com o solo durante todo o movimento.

5.5 Experimento 1

Os resultados da Tabela 8 mostram que a partir de uma altura de assento igual à altura popliteal sentada de uma pessoa (situação ergonomicamente ideal), um incremento de aproximadamente 119 % da altura popliteal é o suficiente para que os pés percam o contato com o solo. Isto mostra como a ajuda prestada pelo dispositivo seria limitada caso só houvesse um incremento vertical de altura, a não ser que o indivíduo fique com os pés fora do chão, não sendo indicado para questões de conforto e segurança. Assim, a combinação de um incremento na altura vertical com uma inclinação anterior da cadeira se mostra necessária para otimizar a ajuda que o dispositivo pode prestar.

Vale ressaltar que o número de indivíduos não permite uma estatística sólida, mas acredita-se que esta faixa esteja bem próxima da realidade para diversos indivíduos.

Tabela 8: Relação da altura de assento com o contato entre os pés e o solo.

Altura [cm]	Indivíduo 1	Altura ± 1 [cm]	Indivíduo 2
41 \pm 1	Contato total dos pés com o solo	44 \pm 1	Contato total dos pés com o solo
44 \pm 1	Metade dos pés em contato com o solo	48,5 \pm 1	Metade dos pés em contato com o solo
46 \pm 1	Apenas as pontas dos pés tocando o solo	50 \pm 1	Apenas as pontas dos pés tocando o solo
49 \pm 1	Iminência da perda de contato entre os pés e o solo	52,5 \pm 1	Iminência da perda de contato entre os pés e o solo

5.6 Experimento 2

A Tabela 9 mostra os resultados obtidos para cada indivíduo na realização do movimento ST-DP nas três condições estabelecidas. As Figura 48 e Figura 49 mostram os quadros da posição de saída, início das etapas 2, 3 e posição final (de pé) para o indivíduo 3 nas condições AB e BC, respectivamente.

O método desenvolvido para o cálculo de deslocamento vertical do joelho decorrente da inclinação anterior do assento se apresentou satisfatório. Como esperado, a inclinação permitiu um maior incremento de altura do assento, enquanto os pés estavam totalmente em contato com o solo, como pode ser visto na Figura 31.

Tabela 9: Comparativo entre os movimentos para os três indivíduos.

*	Indivíduo 1			Indivíduo 2			Indivíduo 3		
	N	BC	AB	N	BC	AB	N	BC	AB
Mt [N*m]	122,6	45,2	44,4	57,4	30,1	35,2	74,0	34,7	25,7
Mj [N*m]	148,9	89,5	87,5	102,2	101,5	111,7	88,0	97,1	91,2
Mq [N*m]	103,1	78,4	78,7	125,9	81,1	74,9	108,2	47,0	50,5
Máxima dorsiflexão [graus]	81,7	100,1	104,9	72,0	104,3	101,4	76,9	114,3	111,5
Deslocamento horizontal do centro de massa [cm]	31,9	16,7	15,5	37,9	12,9	13,0	31,7	11,4	9,1

*N, BC e AB referem-se ao movimento ST-DP realizado nas condições normais de uma cadeira comum, nas condições do projeto com os braços cruzados ao redor do tronco e nas condições do projeto com uso dos apoios de braço, respectivamente.

A Figura 50 compara os momentos e a Figura 51 mostra o movimento do centro de massa do corpo nas três condições para o indivíduo 3.

Pode-se observar que os momentos máximos nas condições BC e AB no quadril e tornozelo são consideravelmente reduzidos quando comparados ao movimento normal, 57% a 24% de redução no quadril e 66% a 48% no tornozelo. Em alguns casos verifica-se que o momento máximo no joelho foi menor nas condições normais de movimento. Estes picos

ocorreram logo no início da etapa 2 (perda de contato entre quadril e assento). Pelo método utilizado, quanto maior a dorsiflexão do tronco, ou seja, quanto mais o indivíduo inclina seu tronco para frente, mais o centróide do tronco se aproxima da articulação do joelho, encurtando o braço de alavanca, acarretando em um momento menor. Como nas condições BC e AB ocorre menor dorsiflexão, no momento em que ocorre a perda de contato com o assento, o centróide do tronco está um pouco mais distante do joelho, acarretando num maior braço de alavanca e consequentemente num maior momento.

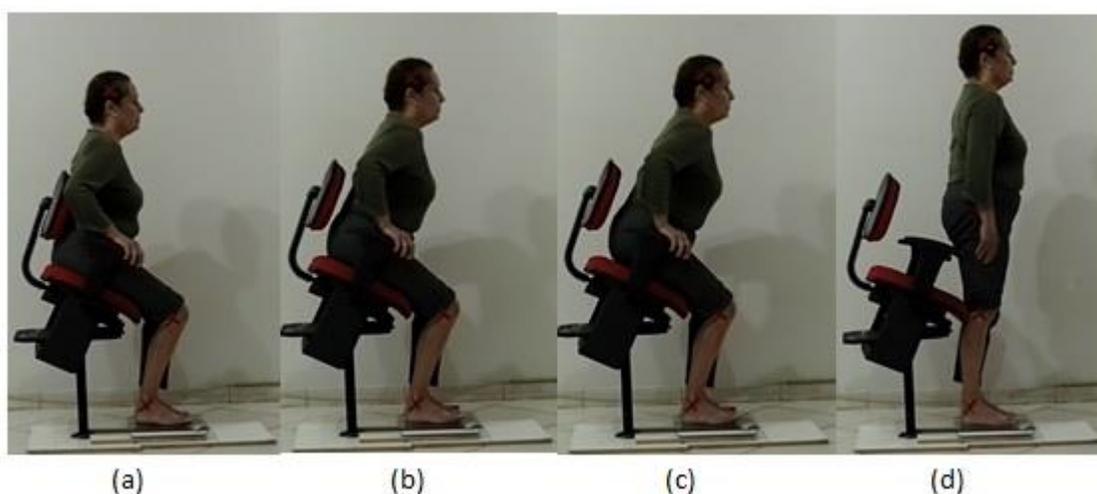


Figura 48: Quadros do movimento para início da etapa 1 (a), início da etapa 2 (b), início da etapa 3 (c) e de pé (d) na condição AB.

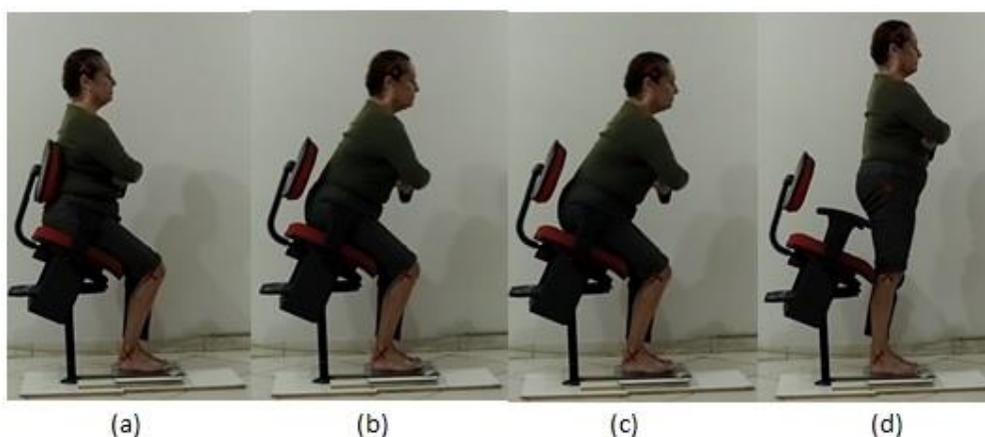


Figura 49: Quadros do movimento para início da etapa 1 (a), início da etapa 2 (b), início da etapa 3 (c) e de pé (d) na condição BC.

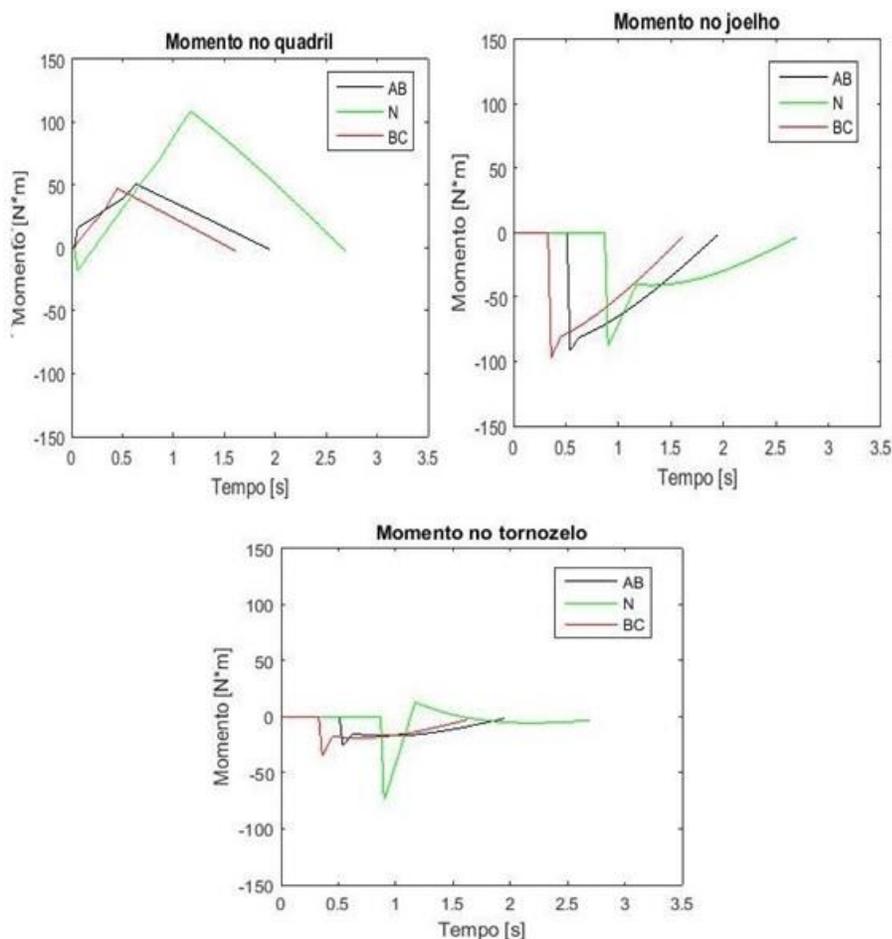


Figura 50: Comparação entre os momentos nas articulações do indivíduo 3 saindo da posição inicial normal (N), braços cruzados (BC) e apoios de braço (AB).

Quanto à máxima dorsiflexão de tronco, pode-se notar também uma grande diferença quando comparada a condição N com as condições BC e AB. Um menor ângulo de máxima dorsiflexão corresponde a uma maior inclinação anterior do tronco e um maior momento no quadril. Na condição normal de movimento, estes ângulos chegam a até 72° indicando uma inclinação muito acentuada. As condições do projeto produziram uma diminuição da mesma numa faixa de 22,12% a 32,72%. Esta redução implica num menor risco de quedas e num menor impulso inicial por parte do indivíduo para a execução do movimento, mostrando os benefícios do dispositivo proposto.

A comparação do deslocamento horizontal do centro de massa também mostra a redução do movimento horizontal durante o movimento ST-DP. Quando comparado à condição N, o

deslocamento horizontal nas condições BC e AB teve uma redução que varia de 51% a 71%. A literatura mostra que usuários com limitações moderadas utilizam-se de uma maior geração de impulso na etapa inicial (inclinação do tronco) a fim de reduzir a dificuldade para se levantar, contribuindo, entretanto, para um maior risco de quedas. Assim, a redução significativa do movimento horizontal do centro de massa implica em um menor risco de acidente por parte do usuário.

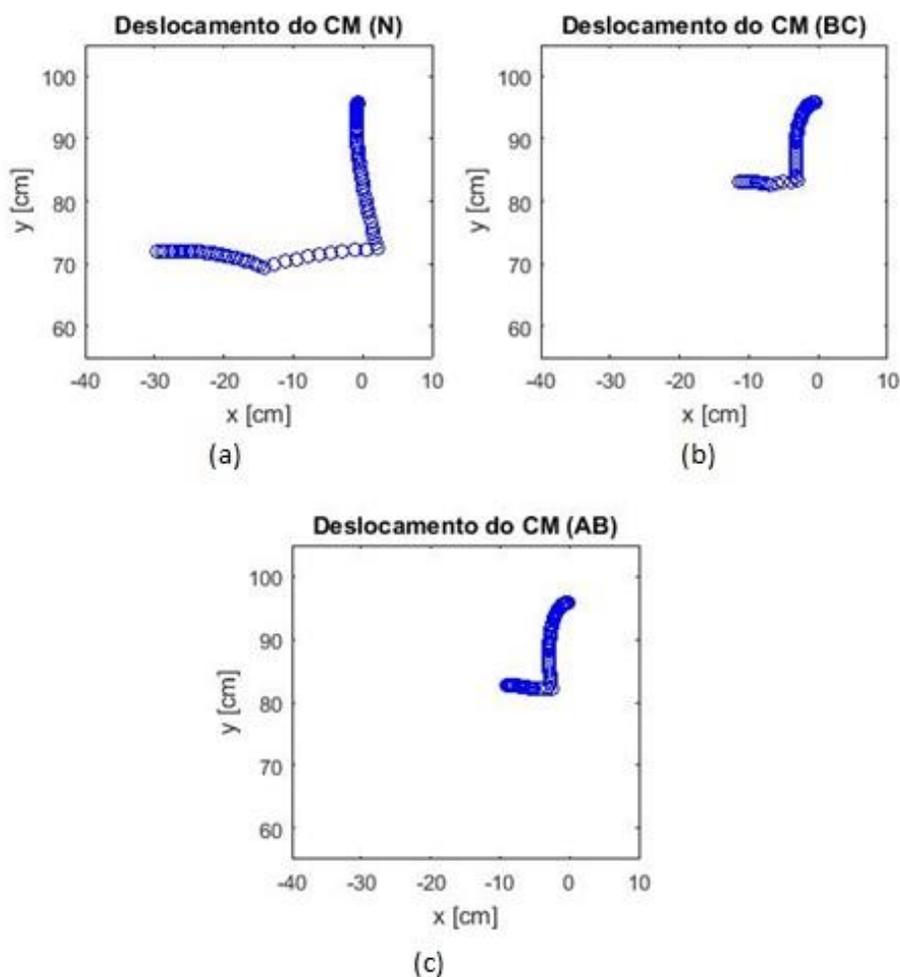


Figura 51: Deslocamento do centro de massa do indivíduo 3 partindo da condição inicial N (a), BC (b) e AB (c).

Comparando somente os resultados das condições BC e AB não foram notadas diferenças significativas entre os valores apresentados, mostrando que para os parâmetros analisados os apoios de braço não fazem muita diferença. Assim, o apoio de braço serve como um apoio para

dar maior segurança antes e durante o movimento e permite uma posição mais confortável e ergonômica para o indivíduo quando este está sentado nas condições normais de inclinação e altura.

Então, pode-se notar que as condições indicadas pelo presente projeto são satisfatórias. É importante que a presente pesquisa seja levada à diante, aprimorando o protótipo para que este realize de forma automatizada os movimentos propostos de elevação de altura e inclinação de assento, a fim de estudar o comportamento do indivíduo durante a movimentação do dispositivo.

5.7 Experimento 3

As Figura 52, Figura 53 e Figura 54 mostram os resultados do teste para o indivíduo 2 nas três posições iniciais N, BC e AB (a linha vermelha reta na vertical indica o momento de fim da coleta). Na condição N, pode-se observar uma curva com o mesmo comportamento daquela obtida na literatura [6], uma diminuição da força no instante inicial do movimento, aumentando gradualmente até atingir um pico (maior do que o próprio peso corporal do indivíduo), seguido de um recuo (chamado de ‘rebote’) e se estabilizando com um valor igual ao peso corporal. Para o indivíduo 2 (peso: 640,59 N), o valor máximo para a FRS foi de 793,52 N, correspondendo à 123 % do peso corporal. Na posição de saída BC e AB este valor máximo caiu para um valor 100,66% (644,84 N) e 100,18% (641,80), respectivamente. Para o indivíduo 3 (peso: 600,37 N) os valores nas condições N, BC e AB foram, respectivamente, 115,90%, 112,87% e 108,21%. Comparando os resultados dos dois indivíduos pode-se observar uma queda do pico da FRS, principalmente na condição AB (posição inicial com incremento de altura, inclinação anterior de assento e usando apoios de braço). Estes resultados indicam que as condições propostas reduzem as acelerações do movimento, conseqüentemente reduzindo as forças inerciais inerentes ao mesmo, facilitando, assim, a sua execução.

Vale ressaltar a importância em dar continuidade ao presente estudo para obter as curvas de um maior número de indivíduos a fim de obter dados que atendam aos requisitos estatísticos.

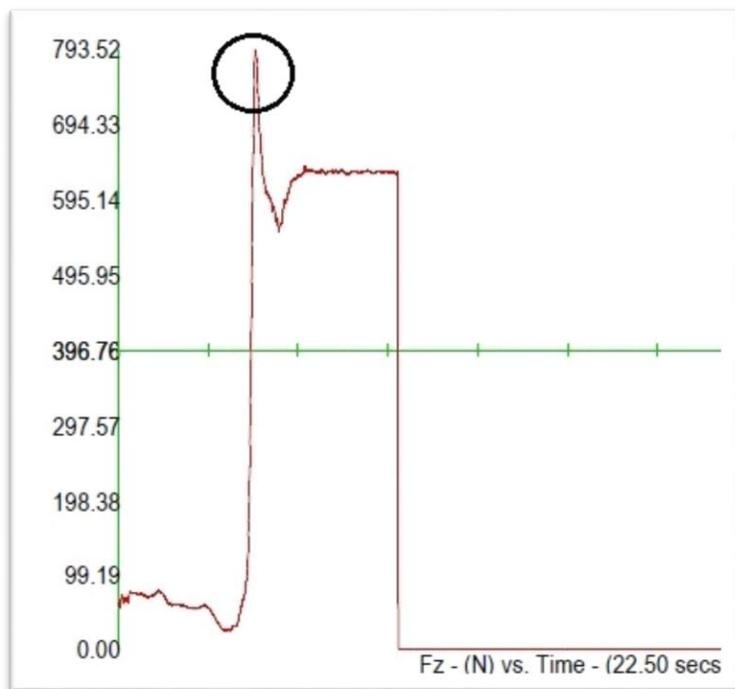


Figura 52: FRS x tempo para o indivíduo 2 na condição N.

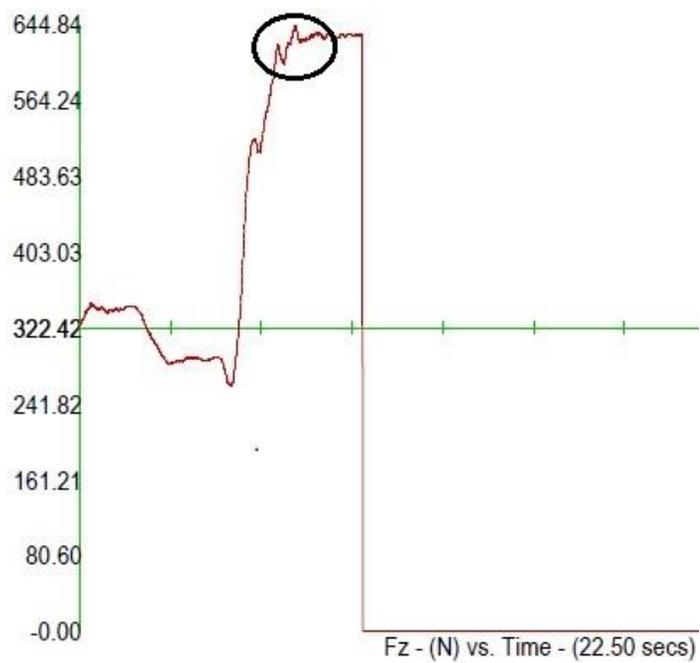


Figura 53: FRS x tempo para o indivíduo 2 na condição BC.

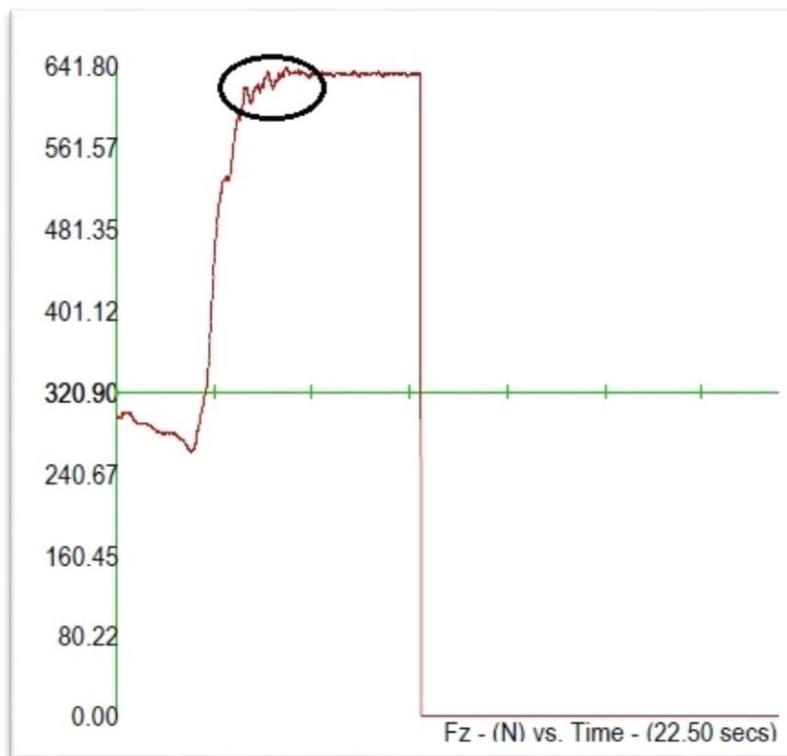


Figura 54: FRS x tempo para o indivíduo 2 na condição AB.

As Figura 55 e Figura 56 mostram uma comparação das forças verticais durante o movimento STS entre outro autor [6] e a obtida no Experimento 3, para uma condição de braços cruzados ao longo do braço e outra usando apoios de braços. Pode-se notar uma redução do pico de força nas duas condições.

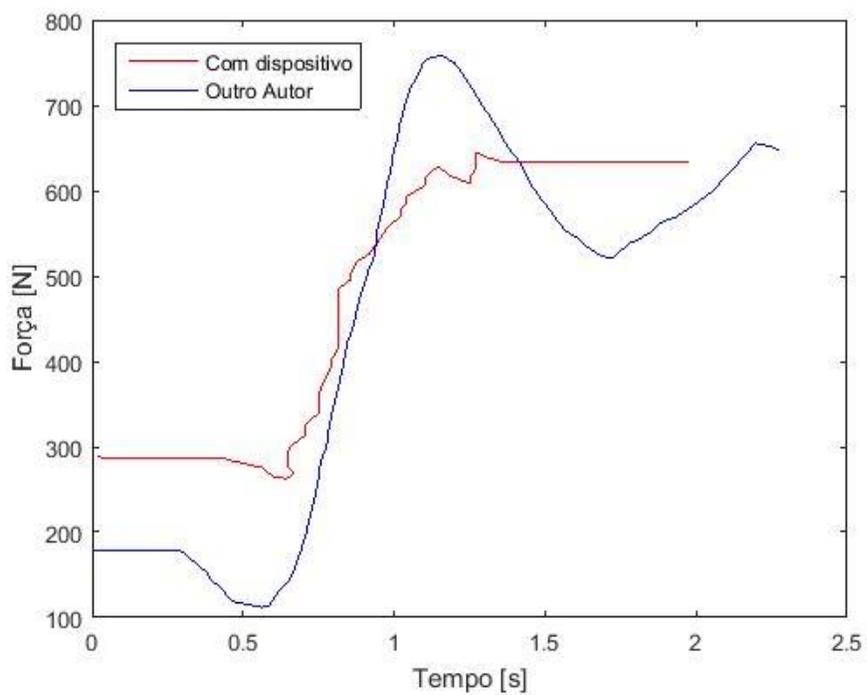


Figura 55: Comparação entre as forças verticais com os braços cruzados.

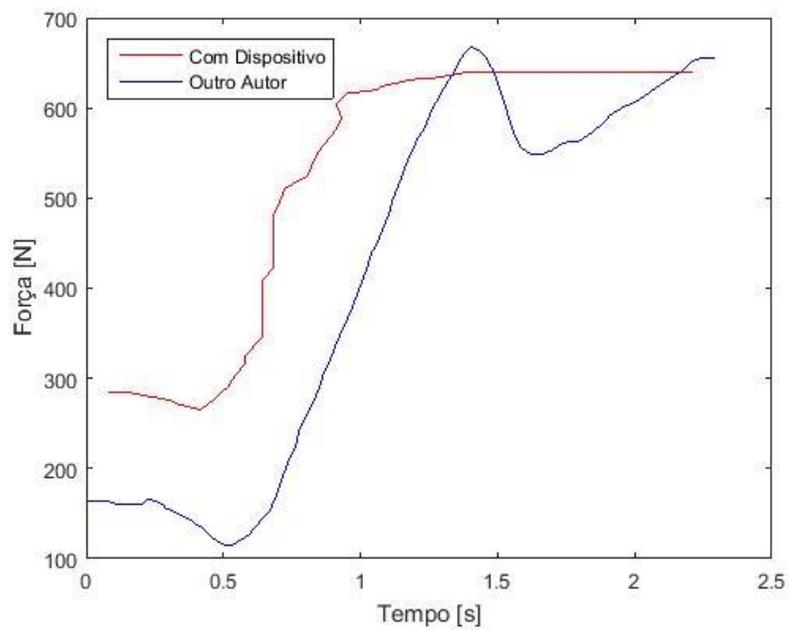


Figura 56: Comparação entre as forças verticais utilizando apoios de braço.

5.8 Resultados das Simulações do Equipamento

Os valores das tensões obtidas encontram-se bem abaixo dos limites de escoamento dos materiais escolhidos. Os resultados das simulações para a situação 1, com inclinação de assento de 26° e curso máximo do atuador de elevação, podem ser vistos nas Figura 57, Figura 58 e Figura 59.

Os limites de escoamento de Von Mises ficaram na faixa de 65.7254 N/m² e 1.67906e+008 N/m² e o fator de segurança mínimo é 1.8 no local mostrado na Figura 60, atendendo às condições de segurança estipuladas.

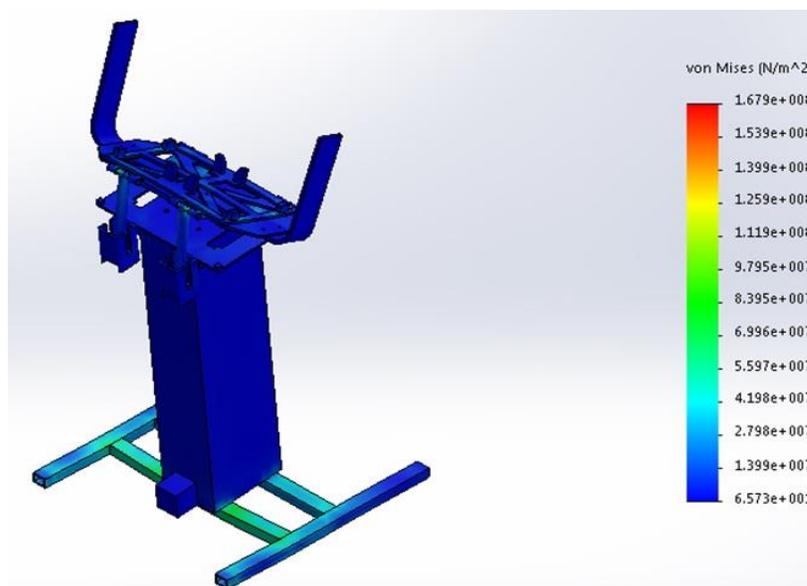


Figura 57: Tensão de von Mises no conjunto montado.

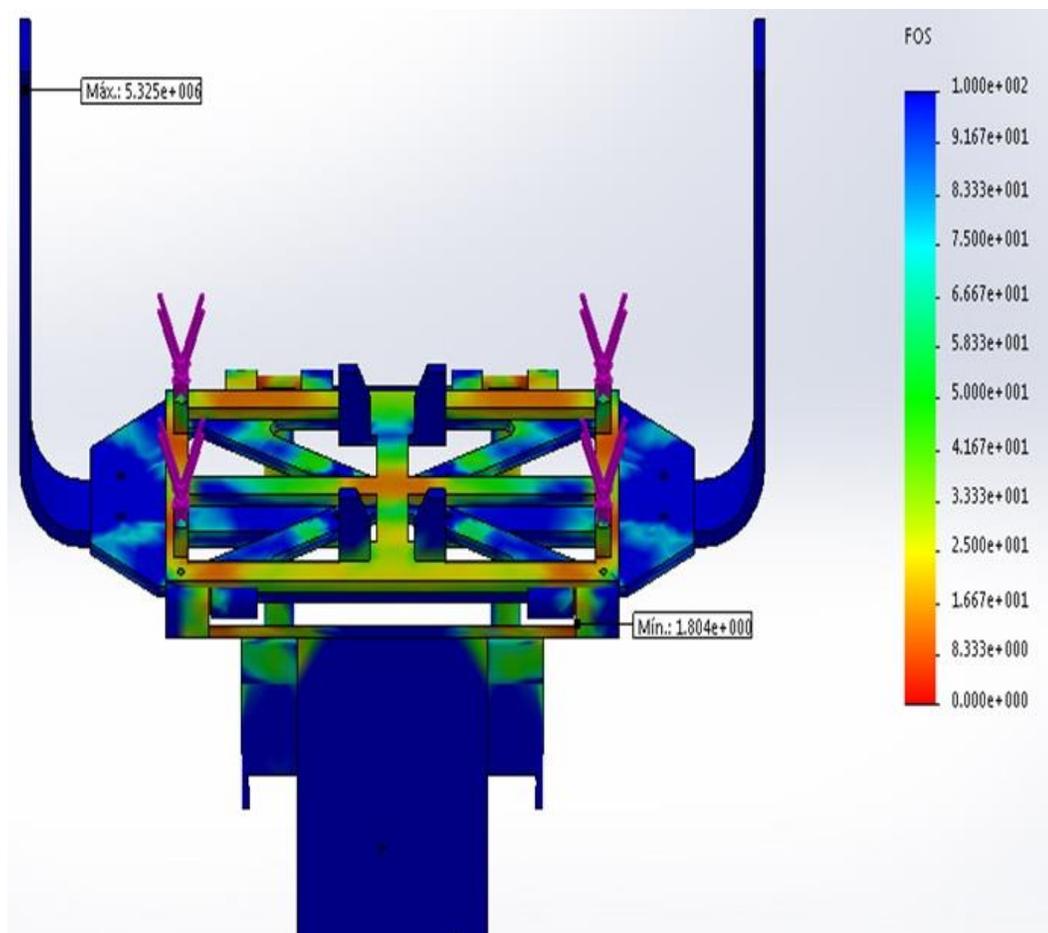


Figura 58: Fator de segurança no conjunto. Pontos de máximo e mínimo indicados.

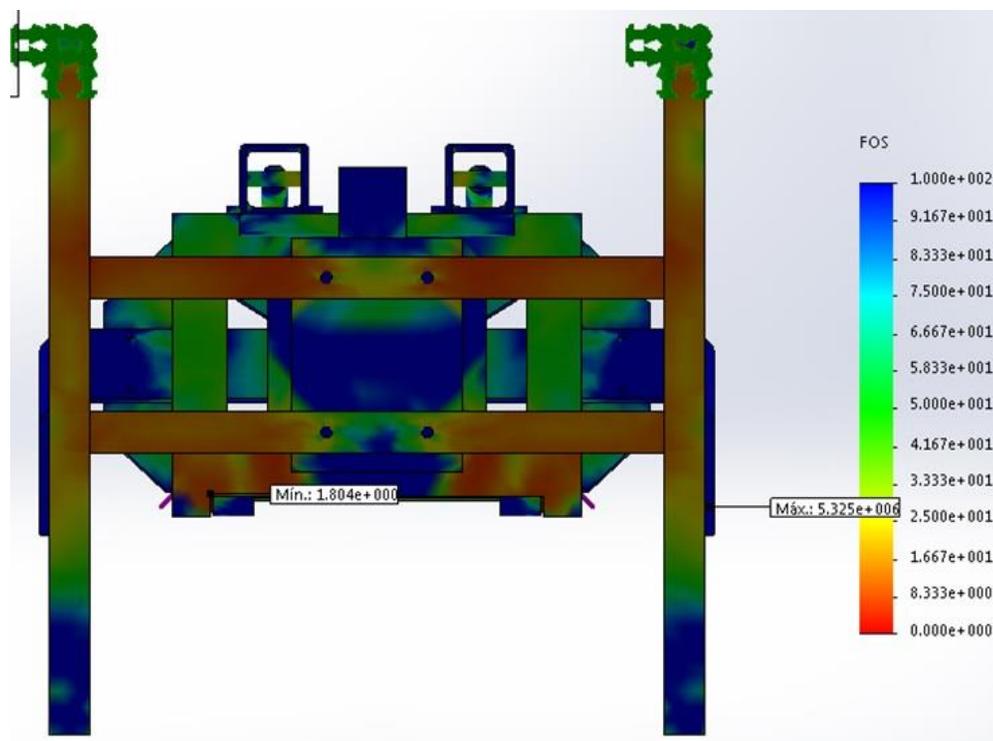


Figura 59: FS vista de baixo com indicações de fixação e pontos de máximo e mínimo indicado.

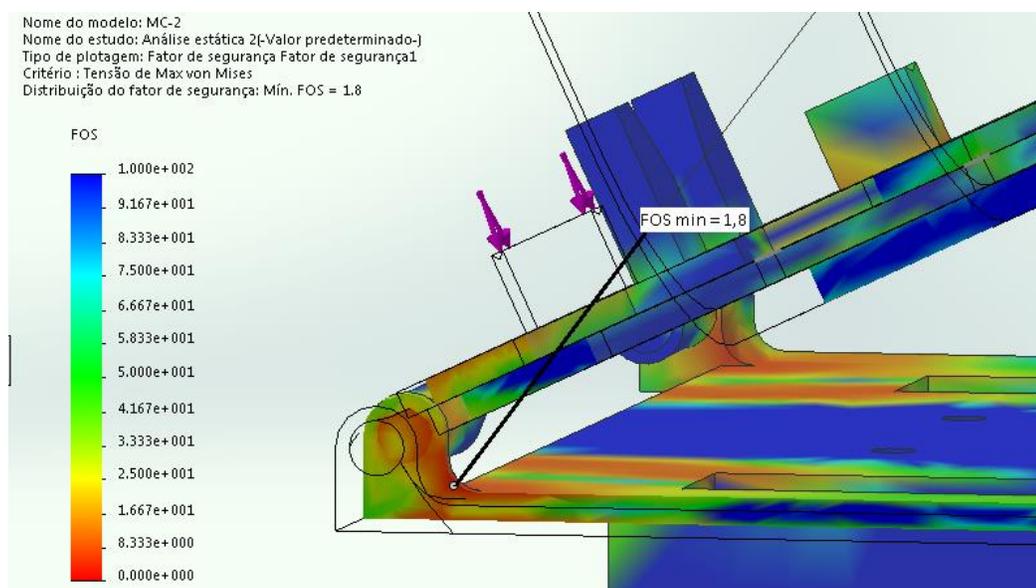


Figura 60: Localização FS mínimo.

Os resultados para a situação 2, também na inclinação de 26° e a altura no curso máximo do atuador de elevação pode ser observado nas Figura 61 e Figura 62.

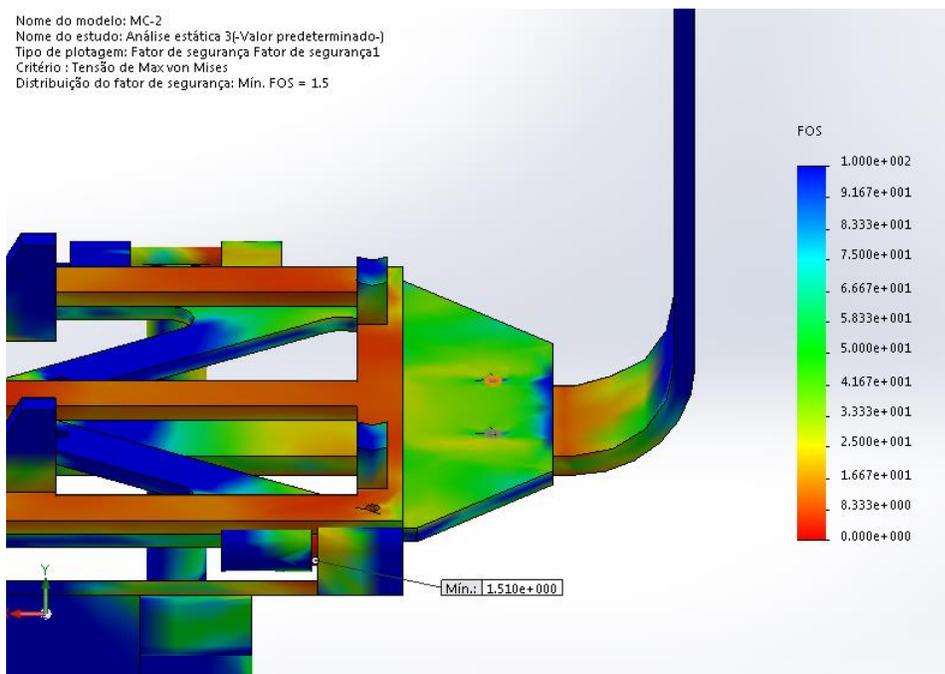


Figura 61: Fator de segurança para força aplicada nos apoios de braço.

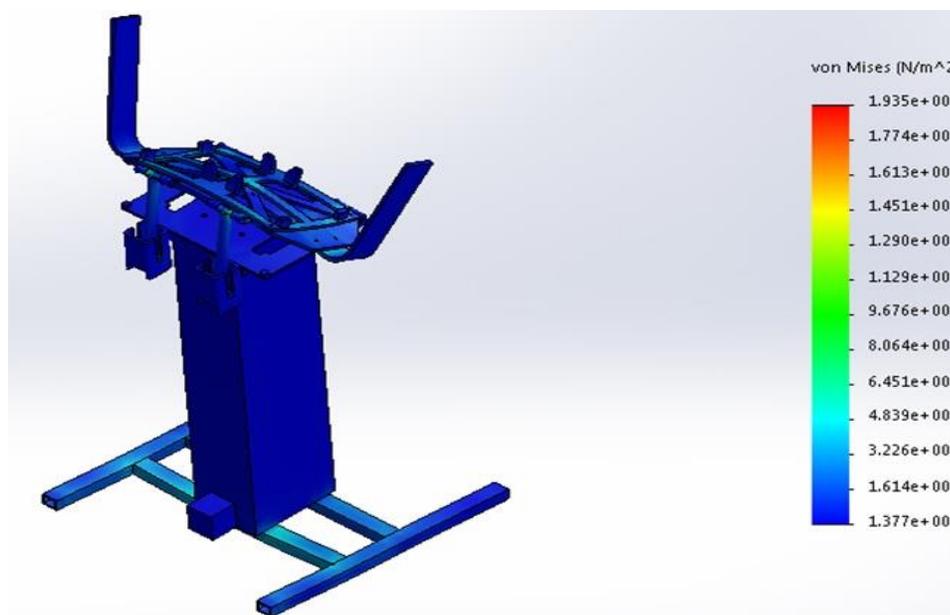


Figura 62: Tensão equivalente de von Mises.

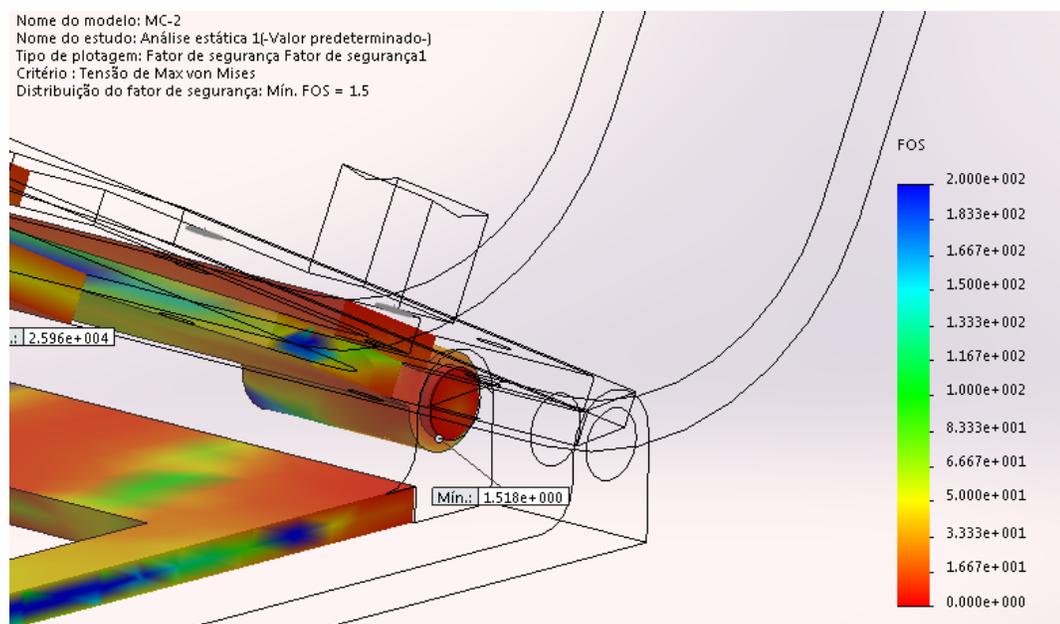


Figura 63: FS mínimo no equipamento.

Esse estudo revelou um fator de segurança de aproximadamente 1.5 como visto na Figura 63, e tensões variando de 13767.3 N/m² a 1.93515e+008 N/m². Novamente os valores estão abaixo dos limites de escoamento dos materiais das peças e o FS está dentro dos parâmetros escolhidos. O estudo também revelou que os pontos de maior concentração de tensão foram praticamente os mesmos em ambas as situações.

Os resultados encontrados para a situação 3 onde o ângulo é 0° e os outros parâmetros são idênticos aos apresentados na situação 1, estão representados nas Figura 64 e Figura 65.

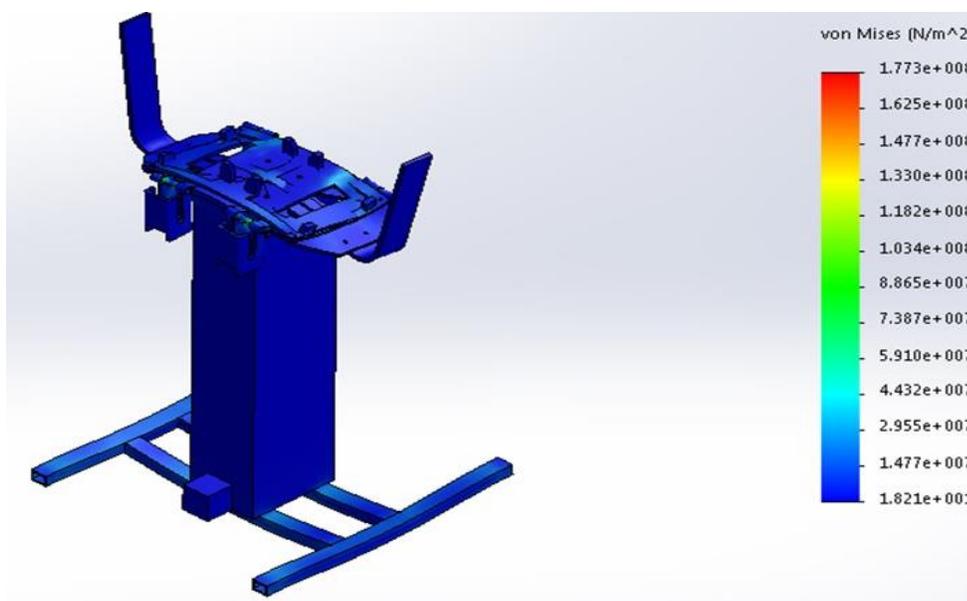


Figura 64: Tensão equivalente de von Mises.

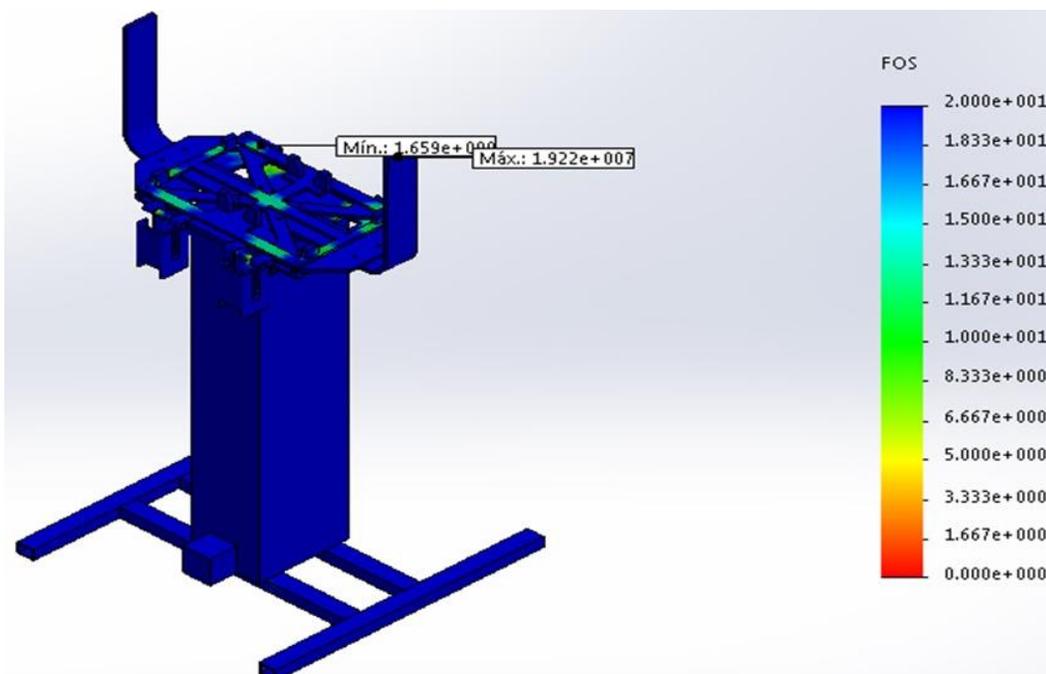


Figura 65: Fator de segurança máximo e mínimo.

Os resultados foram um fator de segurança de 1.6 com 1500 N de força sobre os apoios. Sendo assim o equipamento está dentro dos fatores determinados pelos parâmetros de projeto e

novamente observa-se a mesma região sendo o ponto de mínimo, como pode ser visto na Figura 66.

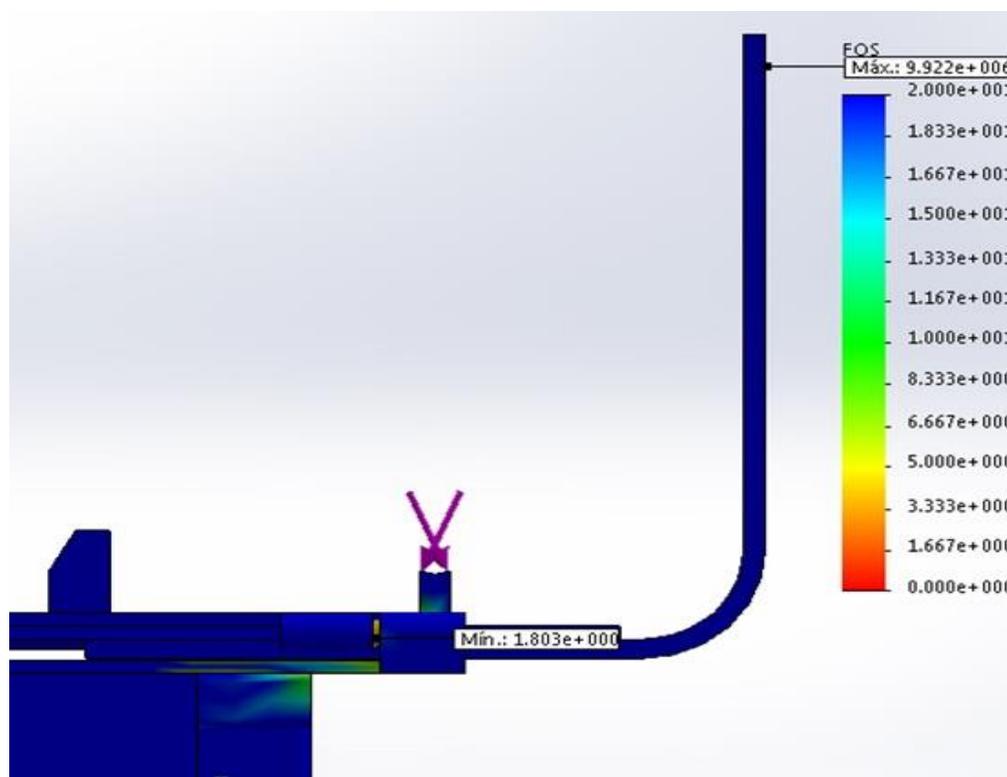


Figura 66: FOS vista frontal situação 3.

Como último estudo, as forças foram localizadas nas pontas dos apoios de braços, situação 4, seguindo a mesma lógica de antes, aplicou-se 951 N de força e obteve-se a Figura 67 onde vê-se um fator de segurança de 1,4, logo este equipamento se encontra fora dos padrões de segurança propostos.

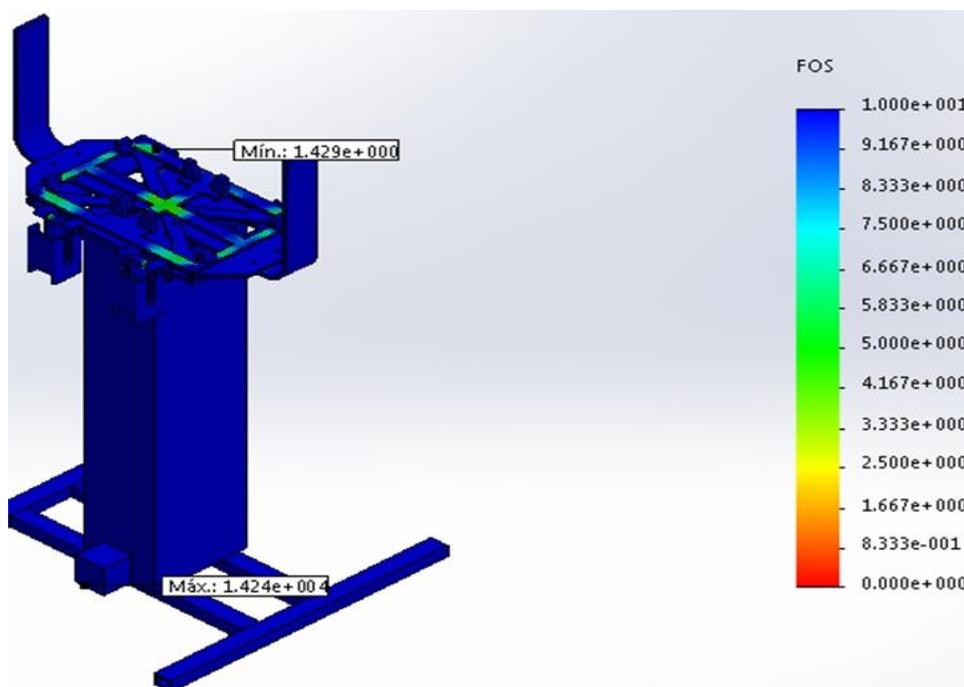


Figura 67: FS de 1,4 no pino de pivô do sistema para a situação 4.

Sendo assim deve-se determinar qual a carga a ser aplicada para se ter um fator de 1,5. Alterando-se a força máxima suportada de 1470 N, obtem-se um FS de 1,5, como pode ser visto nas Figura 68 e Figura 69. Levando em conta que os outros estudos estavam acima do FS determinado, com a redução do peso os FS anteriores terão valores maiores que os já apresentados. Em conclusão tem-se uma carga segura máxima de 1470 N.

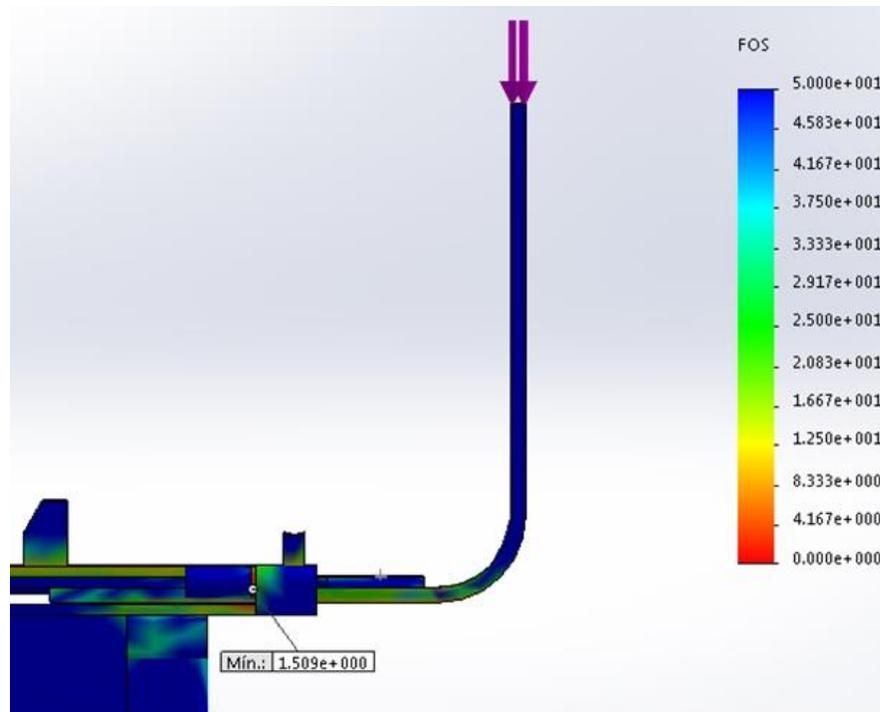


Figura 68: FS na situação 4 após redução da carga (vista frontal).

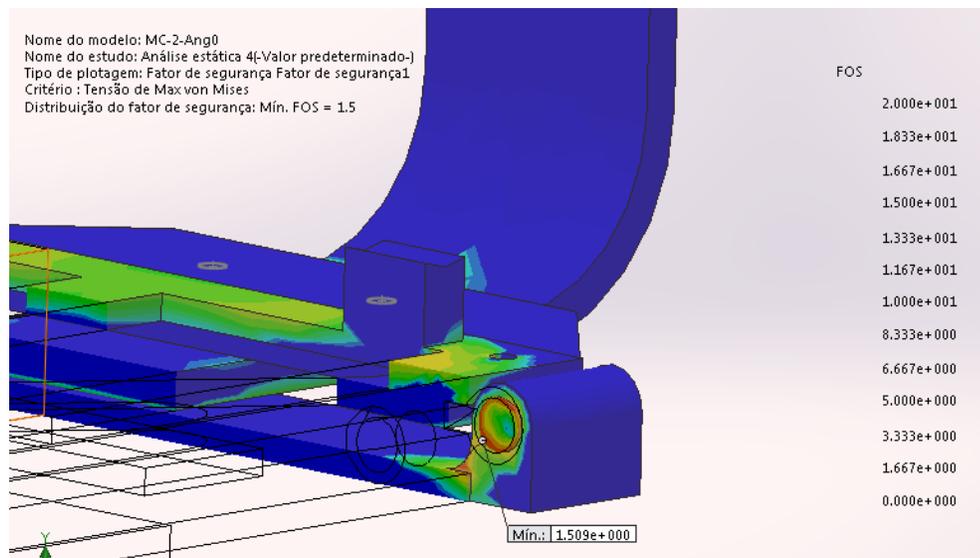


Figura 69- FS para a situação 4 após redução da carga.

5.9 Estabilidade Estáticas do Equipamento

A seguir, os cálculos da estabilidade com os valores obtidos do peso e de suas componentes serão abordados. Assim é possível completar a Figura 39 com os dados encontrados, resultando na Figura 70.

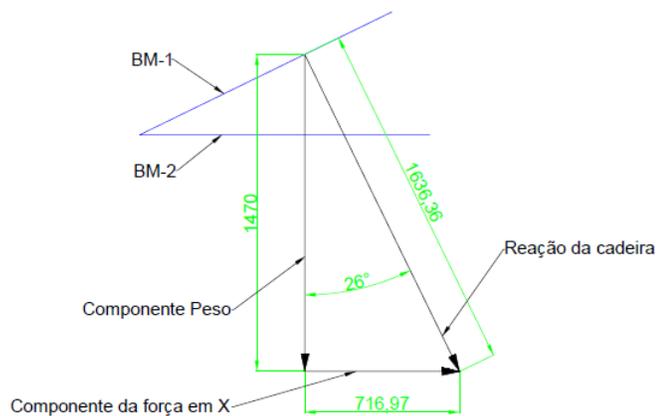


Figura 70: Diagrama de forças no topo do equipamento.

Com a força de 716,97 N no eixo X, e utilizando a fórmula 4.10 onde N (Força normal) é a soma da componente força peso da pessoa (1470 N) com a força peso da cadeira (470 N); Logo $N=2897$ N e o F_{at} serão iguais à força de reação em X já calculada. Então μ é calculado segundo as Equações 5.1 e 5.2.

$$717 = \mu * 1940 \quad (5.1)$$

$$\mu = 0,37 \quad (5.2)$$

Portanto, o contato entre solo e o fundo da cadeira deve apresentar um μ maior ou igual a 0,37. Como o fator de segurança de todo o projeto é de 1,5, o μ deverá ser de 0,55 garantindo assim que não haverá deslizamento.

Quanto à estabilidade longitudinal do sistema, tem-se a força peso do indivíduo (1470 N), a força peso do equipamento (470 N), a reação horizontal X do peso (717 N) e suas respectivas distâncias, 265 mm, 191 mm e 715 mm, resultando em um momento 36 Nm. Assim, o comprimento longitudinal da base, necessário para garantir a estabilidade é de 746 mm. Este

valor foi alterado para o fator de segurança de 1.5 resultando em um tamanho final de 869 mm de barra.

Com relação às análises de estabilidade lateral, não há forças resultantes, sendo assim a análise será de ângulos máximos de inclinação a fim de se manter a cadeira estável como visto na Figura 71.

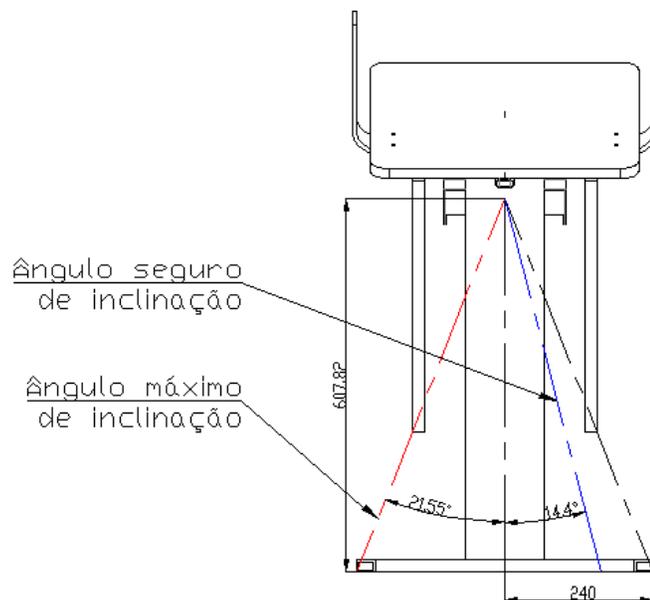


Figura 71: Esquemático de ângulos máximo (21,55°) e o seguro (14,4°).

Através da Figura 72 determinou-se uma altura mínima de 453 mm, incremento de 73 mm por parte do atuador de elevação, para que o movimento de inclinação não seja comprometido pelo contato entre as pernas dianteiras da cadeira e o solo.

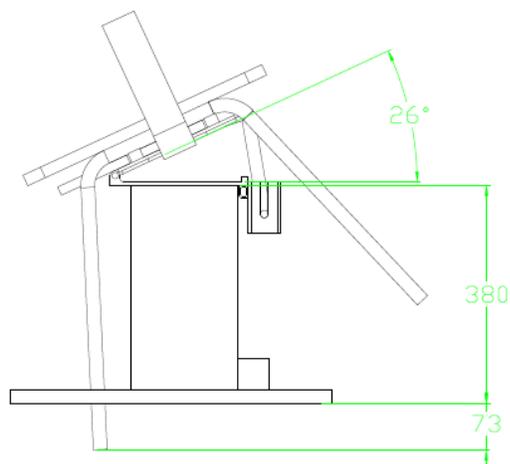


Figura 72: Esquemático para determinar a altura mínima de operação.

5.10 Cálculo do Tempo de Utilização com Bateria

Após os cálculos determinou-se que o equipamento poderia operar por 0,19 horas de solicitação constante, mas quando se leva em consideração o seu tempo máximo permitido pelo fabricante, tem-se 11 operações por carga completa de bateria ou 150 vezes utilizando-se o tempo mínimo de operação, 60 segundos para o máximo e 4 segundos para o mínimo. A Tabela 10 representa os valores de potência.

Tabela 10: Dados de cada elemento elétrico utilizado

Elementos	Potencia (Wh)
Alx2	240
AE	5,4
Bateria 12V	260

5.11 Dimensionamento dos Elementos de Fixação

5.11.1 Dimensionamento de rebites

Após completos os cálculos tem-se que o número mínimo de rebites a ser utilizado para uma chapa de 2,6 mm de espessura é de 0,5 rebites, logo o valor mínimo seria de apenas um rebite. No entanto um rebite não garante que o equipamento se mantenha estático (sem rotação). Para se garantir que este elemento seja estático utilizou-se três rebites de 3,9 mm e com furos nas chapas de 4,2 mm de diâmetro, onde a força é de 980 N. Essa força representa dois terços da força do peso total que o projeto suporta, assim pode-se determinar que a força em cada rebite é de 326,7 N.

5.11.2 Dimensionamento de parafusos

Com os cálculos completos, a força cisalhante aplicada ao parafuso será de 1470 N, máxima carga permitida no projeto. Para os parafusos M8 calculou-se uma resistência, com fator de segurança, de 9926 N de classe 4.6, atendendo às necessidades de projeto.

Já para os parafusos que unem a placa BM-1 e a BM-2 tem-se uma força cisalhante de 951 N para o ângulo de 26°. Foi escolhido então um parafuso M5 de classe 10.9 atendendo aos parâmetros de projeto. Optou-se por uma cabeça cilíndrica allen para facilitar a troca do elemento BM-1 caso a necessidade se apresente.

5.11.2 Dimensionamento de pinos

Com o dimensionamento do pino considerou-se que a força cisalhante atuante sobre ele seria de 1470 N, assim, para um fator de segurança de 1.5 determinou-se uma resistência de no mínimo 28 Mpa. Porém ao analisar as forças atuantes verifica-se que há uma combinação de forças cisalhantes e trativas, sendo assim preferiu-se simular os componentes. Desta forma pode-se determinar qual material deve ser utilizado, no caso o aço inox 321.

5.12 Ficha técnica do Equipamento

Com todos os componentes e maquinário dimensionados foi criada uma ficha técnica representativa do equipamento a ser construído, esta ficha pode ser vista na Figura 73.

Dispositivo Assistivo

Principais Características:

- 1- Equipamento leve - <45 Kg
- 2- Cabe embaixo de todas as cadeiras com altura mínima de 400 mm
- 3- Adaptação rápida para diversos modelos de cadeiras
- 4- Atuadores de alto desempenho, precisão e silênciosos.
- 5- Suporta cargas de até 147 Kg
- 6- Proteção antimicrobiana e corrosiva
- 7- Auxílio para o movimento de STS de forma suave e segura
- 8- Ajuste ergonômico para altura de maior conforto pessoal, até 618 mm
- 9- Ajuste de angulação, ângulos de até 26°
- 10- Proteção contra líquidos
- 11- Reduz os esforços para se levantar e sentar

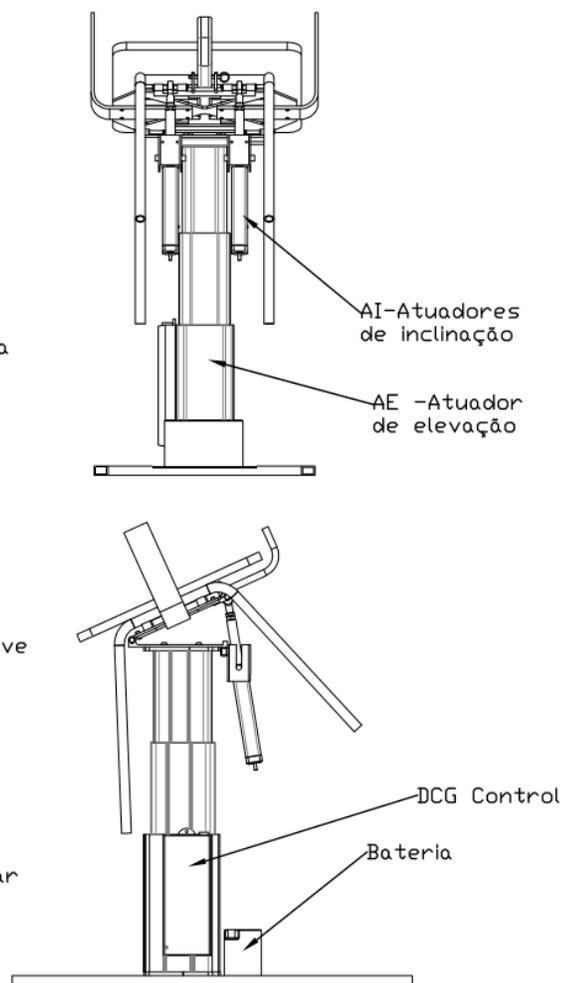


Figura 73: Datasheet do equipamento

CAPÍTULO 6

CONCLUSÃO E PROJETOS FUTUROS

O projeto atendeu aos seus objetivos que eram determinar as variáveis envolvidas no ciclo STS, mais especificamente no movimento de se levantar, a fim de projetar um dispositivo assistivo que possa auxiliar idosos e pessoas com dificuldade de mobilidade nesta atividade diária tão importante, precursora para diversas tarefas.

As condições ideais supostas durante o presente estudo se mostraram condizentes com a realidade visto que os experimentos feitos com o protótipo mostraram um resultado muito positivo. Quanto à ajuda prestada pelo dispositivo podem ser citados pontos na ergonomia e na execução do movimento ST-DP. Quanto à ergonomia, o dispositivo permite uma regulagem de altura de assento, tornando uma mesma cadeira ideal para usuários com diferentes medidas antropométricas, além disso também fornece apoios de braço para um maior conforto. Quanto à execução do movimento ST-DP, foram observadas reduções consideráveis dos momentos das articulações do quadril e tornozelos, da inclinação anterior do tronco, do deslocamento horizontal do centro de massa (diminuindo o risco de quedas) e dos picos da força de reação do solo, obtidos logo após a perda de contato entre o assento da cadeira e o quadril do usuário.

No quesito ‘inclinação de assento’, a literatura sugere a possibilidade de uma inclinação anterior de 0 a 30°, entretanto sabe-se que quanto maior este ângulo maior a chance de ocorrer um deslizamento entre o usuário e o assento [32]. Além disso, dependendo da angulação entre assento e encosto da cadeira, numa inclinação muito acentuada, o encosto pode acabar empurrando o tronco do indivíduo para fora da cadeira, quando este estiver sentado e pode atrapalhar na hora de sentar na cadeira. Para os testes feitos durante o estudo, determinou-se, a partir de observações experimentais, um ângulo de $25^\circ \pm 1$, uma vez que esta angulação proporcionou considerável ajuda na execução da tarefa ST-DP ao mesmo tempo que permitiu uma postura confortável por parte do usuário.

A inclinação do assento afeta diretamente a estabilidade do sistema, quanto maior o ângulo da cadeira maior serão as forças que desestabilizam o sistema, logo percebe-se que para se manter o equipamento estável outros fatores devem compensar essa reação como aumentar o peso do equipamento ou o comprimento da base, sendo ambos esses fatores limitantes. Como o

peso afeta o uso do equipamento de forma mais direta (dificuldade de se movimentar o equipamento) o fator escolhido foi o comprimento da base, dessa maneira a estabilidade é garantida com o mínimo de ganho de peso e inconveniência para o usuário. Com um comprimento de base de 870 mm, um peso de 147 Kg e um ângulo de 26 ° garante-se um equipamento dentro de limites seguros de estabilidade.

Quanto ao dispositivo, foi definida uma base em formato de 'H' para que não atrapalhe o posicionamento dos pés do usuário e para garantir a estabilidade do sistema. Foram selecionados dois atuadores lineares elétricos para inclinação e uma coluna elevatória para a elevação e sustentação do sistema indivíduo-cadeira-dispositivo. Estes são ligados a uma fonte externa, mas o projeto conta com uma bateria para que o dispositivo funcione de forma autônoma em caso de queda de energia. Quanto aos cálculos e simulações, um fator de segurança de 1,5 foi atingido para um usuário de até 147 kg.

Ao longo do estudo foram desenvolvidos códigos em Matlab para análise e simulação das variáveis envolvidas no movimento ST-DP. Estes códigos possuem ampla aderência com as referências bibliográficas vigentes sobre a biomecânica do movimento, podendo ser utilizados para outras pesquisas.

Espera-se que o presente trabalho possa servir de base e incentivo para futuros estudos com o intuito de desenvolver tecnologias assistivas para auxiliar no movimento ST-DP.

6.1 Projetos Futuros

É importante que seja dada sequência à pesquisa feita, pois alguns pontos podem ser melhorados. Quanto ao protótipo, é importante continuar trabalhando em sua confecção a fim de que o mesmo simule de forma automatizada os movimentos de inclinação e elevação propostos, com o intuito de analisar como é a experiência para o indivíduo sentado enquanto esta movimentação ocorre.

Sugere-se continuidade no estudo da inclinação anterior do assento, visto que este se demonstrou complexo e não existem muitos artigos a este respeito na literatura. Deve-se estudar o possível escorregamento entre o assento e o indivíduo, analisando os benefícios e malefícios ocasionados pelo uso do dispositivo proposto, a este respeito. Provavelmente não haverá uma

resposta única e simples para isto, visto que o dispositivo é feito para ser usado por pessoas e existem inúmeras variáveis como idade, limitações físicas, cognitivas, etc.

Foi sugerida uma base que possa ser fixada e retirada facilmente do dispositivo a fim de que diferentes cadeiras possam ser acopladas ao dispositivo. Foi feito um modelo da cadeira Lis 2000 do fabricante Layout em Solidworks para gerar a base utilizada nesse estudo. As medidas da cadeira em questão foram obtidas manualmente, acarretando em tolerâncias dimensionais maiores que devem ser melhoradas para um perfeito funcionamento do sistema. Sugere-se uma análise tridimensional com auxílio de softwares e/ou um desenho técnico preciso das dimensões de uma cadeira, a fim de poder gerar uma base que se encaixe perfeitamente àquela.

Um estudo mais aprofundado de materiais e processos de fabricação pode ser feito a fim de otimizar os custos para confecção do projeto.

Por fim, sugere-se um estudo sobre as velocidades ideais da movimentação dos atuadores do dispositivo de forma que esta não seja muito rápida, podendo causar desconforto ou até acidentes, nem muito lenta, tornando o movimento demorado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- K. PEREIRA, A. M. ALVES e J. L. TRAEBERT, “Contribuição das condições sociodemográficas para a percepção da qualidade de vida em idosos,” *Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia*, pp. 85-95, 2011.
- 1] T. S. ALEXANDRE, C. R. C. e R. L. R., “Fatores associados à qualidade de vida em idosos com osteoartrite de joelho,” *Revista Fisioterapia e Pesquisa*, vol. 15, nº 4, pp. 326-332, dez. 2008.
- 2] C. E. S. FARIAS, *Avaliação Funcional do Idoso*, Rio de Janeiro, RJ, Brasil: Monografia de Graduação, Universidade Veiga de Almeida, 2007.
- 3] C. D. C. FARIA, V. A. SALIBA e L. F. TEIXEIRA-SALMELA, “Musculoskeletal biomechanics in sit-to-stand and stand-to-sit activities with stroke subjects: a systematic review,” *Fisioterapia em Movimento*, vol. 23, nº 1, pp. 35-52, jan. / mar. 2010.
- 4] M. C. ALENCAR, V. M. SCHULTZE e S. D. SOUZA, “Distúrbios osteomusculares e o trabalho dos que cuidam de idosos institucionalizados,” *Fisioterapia em movimento*, vol. 23, nº 1, pp. 63-72, jan. 2010.
- 5] B. ETNYRE e D. Q. THOMAS, “Event Standardization of Sit-to-Stand Movements,” *Journal of the American Physical Therapy Association*, vol. 87, nº 12, pp. 1651-1666, dez. 2007..
- 6] R. G. T. S. SANTOS, J. MENEGUCI, L. L. A. BASTOS, R. DAMIÃO e J. S. V. JÚNIOR, “Força de membros inferiores como indicador de incapacidade funcional em idosos,” *Revista de Educação Física – Motriz*, vol. 19, nº 3, pp. S35-S42, jul. / set. 2013.
- 7] M. G. PRATA e M. E. SCHEICHER, “Correlation between balance and the level of functional independence among elderly people,” *São Paulo Medicinal Journal*, vol. 130, nº 2, pp. 97-101, 2012.
- 8] S. d. D. Humanos, *Dados sobre o envelhecimento no Brasil.*, Brasília, DF, 2012..
- 9] W. G. JANSSEN, H. B. BUSSMANN e H. STAM, “Determinants of the sit-to-stand movement: a review,” *Journal of the American Physical Therapy Association*, vol. 82, nº 9,
- 10]

pp. 866-879, set. 2002.

- R. MORAES e E. MAUERBERG-DeCASTRO, “Relação entre Percepção e Ação durante os Movimentos de Sentar e Levantar em Indivíduos Idosos,” *Psicologia: Terapia e Pesquisa*, vol. 26, nº 2, pp. 253-264, abr. / jun. 2010.

- R. C. LUMMEL, E. AINSWORTH, U. LINDEMANN, W. ZIJLSTRA, L. CHIARI, P. CAMPEN e J. M. HAUSDORFF, “Automated approach for quantifying the repeated sit-to-stand using one body fixed sensor in young and older adults,” *Gait & Posture- Journal*, vol. 38, nº 1.

- R. MORAES e E. MAUERBERG-DeCASTRO, “Relação entre Percepção e Ação durante os Movimentos de Sentar e Levantar em Indivíduos Idosos,” *Psicologia: Terapia e Pesquisa*, vol. 26, nº 2, pp. 253-264, abr. / jun. 2010.

- C. H. GALLASCH e N. M. C. ALEXANDRE, “Avaliação dos Riscos Ergonômicos Durante a Movimentação e Transporte de Pacientes em Diferentes Unidades Hospitalares,” *Revista de Enfermagem UERJ*, vol. 11, nº 3, pp. 254-260, 2003.

- A. Tözeren, em *Human Body Dynamics*, Springer, Janeiro 2000, p. 300 e 302.

15] *NBR 13962-Moveis para escritorio-Cadeiras.*

- O. Chuy, Y. Hirata, Z. Wang e a. K. Kosuge, “Approach in Assisting a Sit-to-Stand Movement Using Robotic Walking Support System,” *Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4343-4348, October 2015.

- K.-L. H. Hoang e K. D. Mombaur, “Optimal Design of a Physical Assistive Device to Support Sit-to-Stand Motions,” *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 5891-5897, 2015.

- D. L. Hang Lu, “The development of a smart chair to assist sit-to-stand transferring process,” *2014 UKACC International Conference on Control*, pp. 714-719, 9th-11th July 2014.

- T. C. Bulea e R. J. Triolo, “Design and Experimental Evaluation of a Vertical Lift Walker for Sit-to-Stand Transition Assistance,” *Journal of Medical Devices*, vol. 6, march

2012.

Y. Chang, A. D. Singh, J. Girard e a. Z. Wu, "Sit-to-Stand and Mobility Assistance
21] Device," *Department of Mechanical Engineering University of Michigan*, pp. 1-117, 2010.

K. M. Goher, "Modelling and Simulation of a Reconfigurable Wheelchair with a Sit-
22] to-Stand Facility for a Disabled Child," *IEEE*, pp. 430-434, 2013.

Y.-Y. C. B.-J. D. Hong-Gul Jun, "Walking and sit-to-stand support system for
23] elderly and disabled," *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics Rehab Week Zurich, ETH Zurich Science City, Switzerland*, June 29 - July 1, 2011.

D. C. a. K. Takase2, "A Motion Control of a Robotic Walker for Continuous
24] Assistance during Standing, Walking and Seating Operation," *INTech*, Tokyo, Hyogo Japan, 2010.

A. A. A. M. R. F. E.-B. S. M. F. A. A. A. R. S. S. a. A. A.-I. Omar Salah,
25] "Development of parallel manipulator sit to stand assistive device for elderly people," *IEEE Workshop on Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO)* , pp. 27-32, 7-9 Novembro 2013.

M. W. S. B. M. S. Z. P. J. B. REDFORD, "Electrical Power-Assisted Seat Lift: Is It
26] Helpful? An Appraisal of Its Function," *Orthotics and Prosthetics*, vol. 33, n° 3, pp. 25-31, 1979.

B. R. M. B. M. R. P. W. M. K. L. W. M. A. H. R. B. ., R. F. E. M. P. Michael
27] Galumbeck, "Th e Sit & Stand™ Chair. A Revolutionary Advance in Adaptive Seating Systems," *Journal of Long-Term Eff ects of Medical Implants*, vol. 6, n° 14, pp. 535-543, 2004.

S. Koshti, "Designing a Passenger Lift and Transfer Device Using 3D Modeling and
28] Kinematic Simulation Techniques.," *Oregon State University* , Setembro 17, 2007.

R. B. a. J. Albus, "Robotic Patient Lift and Transfer," *National Institute of Standards
29] and Technology* .

A. R. M. J. Z. J. Sumayah Abujaber, "VISUAL FEEDBACK IMPROVES
30] MOVEMENT SYMMETRY DURING SIT TO STAND," USA, 2010.

J. K. K. C. Jaesoo Hong, "Evaluation of Seat Pan Inclination During Sit-to-stand for

31] Development of Elderly Lifting-chair,” *Journal of the Ergonomics Society of Korea* , vol. 30, nº 2, pp. 357-363, 2011.

S. T. M. d. Z. John Rasmussen, “Computational analysis of the influence of seat pan inclination and friction on muscle activity and spinal joint forces.,” *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 39, pp. 52-57, 2009.

A. A. R. S. S. a. A. A. A.-I. Omar Salah, “A Systematic Approach for Design a Low-Cost Mobility Assistive Device for Elderly People,” *International Journal of Medical, Health, Biomedical, Bioengineering and Pharmaceutical Engineering* , vol. 5, nº 11, pp. 261-266, 2011 .

V. P. F. P. a. P. B. P. Médéric, “Design of a walking-aid and sit to stand transfer assisting device for elderly people,” Laboratório de robótica de Paris, Paris, 2003.

Y. I. T. L. a. K. S. Enguo Cao, “A Sit-to-stand Trainer System in Lower Limb Rehabilitation,” em *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM2011)* , Budapest, Hungary, 2011.

M. D. K. M. a. A. G. M. R. Neil B. Alexander, “Chair Design Affects How Older Adults Rise from a Chair,” *American Geriatrics Society*, vol. 44, pp. 356-362, 1996.

P. C. M. C. M. L. D. C. e. V. J. A. C. K. R. S. Fátima Goulart, “O movimento de passar de sentado para de pé em idosos: implicações para o treinamento funcional,” *ACTA FISIÁTRICA* , vol. 3, nº 10, pp. 138-143, 2003 .

R. B. J. Albus, “Design of the HLPR Chair Home Lift Position and Rehabilitation Chair,” Intelligent Systems Division Manufacturing Engineering Laboratory National Institute of Standards and Technology , 2007 .

V. S. d. Andrade e L. S. M. Pereira, “Influência da tecnologia assistiva no desempenho funcional e na qualidade de vida de idosos comunitários frágeis: uma revisão bibliográfica,” *GERIATR. GERONTOL*, vol. 1, nº 12, pp. 113-122, 2009.

R. A. B. P. O. R. W. M. a. W. A. H. Margaret Schenkman, “Whole-Body Movements During Rising to Standing from Sitting,” *Physical Therapy-Journal of the American Physical Therapy Association*, vol. 70, nº 10, pp. 638-648, 1990.

APÊNDICES

APÊNDICE A: Script para cálculo de momentos, movimento ST-DP e centro de massa do movimento.

```

clear all;
clc;
close all;
%% INPUTS
% medidas Rodrigo [cm]
perna = 43;
coxa = 39;
tronco = 81;
%massa
massa=67;

%%
%peso da pessoa [N]
p=massa*9.81;

%peso dos membros [N]
pperna = 0.09*p; %peso total das duas pernas
pcoxa = 0.21*p; %peso total das duas coxas
ptronco = 0.67*p; %peso do tronco+cabeça+braços+antebraços+mãos
%massas dos membros [kg]
mPernas=0.09*massa;
mC=0.21*massa;
mT=0.67*massa;
mPes=0.03*massa;

%ângulos ficando de pé [rad]
to2=75.28*pi/180; %angulo do tornozelo (com o solo)
to21=66.66*pi/180; %angulo do tornozelo na maxima dorsiflexão
tA=4.43*pi/180; %angulo do joelho (com uma linha paralela ao solo)
tA2=30.40*pi/180; %angulo do joelho na maxima dorsiflexão
tB=103.88*pi/180; %angulo do tronco (com uma linha paralela ao solo)
tB2=63.17*pi/180; %angulo do tronco no inicio da perda de contato com o
assento
tB3=51.91*pi/180; %angulo na maxima dorsiflexão

%deslocamento angular das barras (DeltaTeta) [rad]:
%etapa 1:
descl1=tB-tB2;
%etapa 2:
desa2=to2-to21;
desb2=tA2-tA;
desc2=tB2-tB3;
%etapa 3:
desa3=pi/2-to21;
desb3=pi/2-tA2;
desc3=pi/2-tB3;

```

```

%numero de quadros de cada etapa:
n1=43;
n2=13;
n3=46;
%deslocamentos infinitesimais - levantando
dc=desc1/n1;
da1=desa2/n2;
db1=desb2/n2;
dc1=desc2/n2;
da2=desa3/n3;
db2=desb3/n3;
dc2=desc3/n3;
% Parametros iniciais
tB(1)=tB;
tA(1)=tA;
to2(1)=to2;
tempo(1)=0.03;
Mquadril(1)=0;
Mtornozelo(1)=0;
Mjoelho(1)=0;
%
%%
for i=2:n1+n2+n3

    tempo(i)=i*0.03;

    if i<=n1
        tB(i)=tB(i-1)-dc;
        tA(i)=tA(1);
        to2(i)=to2(1);
    else
        if i<=n1+n2
            to2(i)=to2(i-1)-da1;
        tA(i)=tA(i-1)+db1;
        tB(i)=tB(i-1)-dc1;
        else
            to2(i)=to2(i-1)+da2;
        tA(i)=tA(i-1)+db2;
        tB(i)=tB(i-1)+dc2;
        end
    end

    %Movimento
    xA(i)=perna*cos(to2(i));
    xB(i)=xA(i)-coxa*cos(tA(i));
    xC(i)=xB(i)+tronco*cos(tB(i));
    yA(i)=perna*sin(to2(i));
    yB(i)=yA(i)+coxa*sin(tA(i));
    yC(i)=yB(i)+tronco*sin(tB(i));
    x=[0 xA(i) xB(i) xC(i)];
    y=[0 yA(i) yB(i) yC(i)];
    %Centroides dos membros
    xcmperna(i)=0.57*xA(i);
    ycmperna(i)=0.57*yA(i);
    xcmcoxa(i)=xA(i) - 0.57*coxa*cos(tA(i));

```

```

yCmcoxa(i)=yA(i) + 0.57*coxa*sin(tA(i));
xcmtronco(i)=xB(i) +(0.60*tronco*cos(tB(i)));
yCmtronco(i)=yB(i) + 0.60*tronco*sin(tB(i));
xcm=[xcmperna(i) xcmcoxa(i) xcmtronco(i)];
yCm=[yCmperna(i) yCmcoxa(i) yCmtronco(i)];
%centro de massa
xcmT(i)=(mPernas*xcmperna(i) + mC*xcmcoxa(i) +
mT*xcmtronco(i))/(mPernas+mC+mT);

yCmT(i)=(mPernas*yCmperna(i)+mC*yCmcoxa(i)+mT*yCmtronco(i))/(mPernas+mC+mT);

%Grafico
subplot(1,2,1)
plot(x,y,'ro-');hold on;
plot(xcm,yCm,'bo');hold off
title('Movimento do Indivíduo')
axis([-100 200 -100 200]);

subplot(1,2,2)
plot(xcmT,yCmT,'bo'); hold on;
title('Deslocamento do CM');
axis([-50 120 50 120]);
pause(0.03)
end
%%
%Momentos
for i=2:n1+n2+n3
    if i<=n1
        Mquadril(i)=(ptronco*(0.60*tronco*cos(tB(i))*0.01))
        Mjoelho(i)=0;
        Mtornozelo(i)=0;
    else
        Mquadril(i)=(ptronco*(0.60*tronco*cos(tB(i))*0.01)); %quadril
        Mjoelho(i)= pcoxa*0.01*(coxa*0.57*cos(tA(i))) +
ptronco*0.01*(coxa*cos(tA(i))-0.57*tronco*cos(tB(i))); %joelho
        Mtornozelo(i)=-(- (pperna*(xcmperna(i)*0.01))-
(pcoxa*xcmcoxa(i)*0.01)-(ptronco*xcmtronco(i)*0.01)); %tornozelo

    end
end
%%
figure(2)
subplot(2,2,1); %Momento Tornozelo
plot(tempo,Mtornozelo,'k-');hold on;
title('Momento no tornozelo');
axis([0 3.5 -150 150]);
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Momento [N*m]')
%
subplot(2,2,2); %Momento Joelho
plot(tempo,Mjoelho,'k-');hold on;
title('Momento no joelho');
axis([0 3.5 -150 150]);
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Momento [N*m]')
%
```

```

subplot(2,2,3); %Momento Quadril
plot (tempo, Mquadril,'k-'); hold on;
title ('Momento no quadril');
axis ([0 3.5 -150 150]);
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Momento [N*m]')

```

APÊNDICE B: Script para curva da força de reação do solo

```

clear all
clc
%% Dados iniciais
%Massas
massa=67 %massa corporal [kg]
mC=0.21*massa;
mT=0.67*massa;
mPernas=0.09*massa;
mPes=0.03*massa;
%
g=9.81;
p=massa*g;
%
%Coordenadas y das Coxas
yCC=0.01*[10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00
10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00
10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00
10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.00 10.40 10.67 10.55 11.30 11.85 12.13
12.91 13.72 14.17 15.28 16.38 16.85 17.96 19.06 19.69 20.16 20.80 21.42 22.06
22.53 23.32 23.83 24.30 24.93 25.41 26.19 26.60 27.14 27.47 27.92 28.06 28.56
29.04 29.34 29.50 29.90 30.00 30.21 30.33 30.57 30.88 31.04 31.04 31.04 31.04
31.04 31.04 31.04 31.04 31.04 31.04 31.04 31.04 31.04 31.04 31.04 31.04
31.04];
%Coordenadas y do Tronco
yTT=0.01*[2.21 2.21 2.21 2.21 2.21 2.21 2.23 2.26 2.30 2.35 2.41 2.48 2.56
2.65 2.75 2.89 3.05 3.21 3.45 3.69 3.93 4.19 4.86 5.16 5.43 5.03 3.86 3.86
4.36 4.69 4.86 4.86 4.53 4.53 4.36 4.25 4.25 4.41 4.58 4.52 4.09 4.52 5.24
5.41 5.55 5.63 5.63 6.61 6.13 6.74 8.29 10.00 10.63 11.60 13.71 15.36 17.47
19.90 20.64 22.66 24.10 25.87 27.31 28.97 29.52 31.95 33.78 34.56 36.05 37.43
38.42 39.91 40.08 41.63 42.79 43.74 43.74 45.12 45.39 45.84 46.67 46.89 46.89
46.89 47.93 48.05 48.10 48.10 48.10 48.10 48.10 48.10 48.10 48.21 48.21 48.21
48.21 48.21 48.21 48.21 48.21 48.21];
%Tempo
t=[0:0.0307:3.11];
%
%
%% Cálculos
%
% Coxas
plot (t,yCC, ':s', 'MarkerSize', 2, 'MarkerFaceColor', 'b')
title ('Deslocamento vertical do centro de massa do tronco');
xlabel('Tempo [s]');
ylabel('Deslocamento [cm]');

pC=polyfit(t,yCC,11);

```

```

yCp=polyval(pC,t);
hold on;

%
vC(1)=0;
for i=2:102
    if t(i) < 0.8
        vC(i)=0;
    else
        if t(i) > 2.7
            vC(i)=0;
        else
            vC(i)=(yCp(i)-yCp(i-1))/0.0307;
        end
    end
end

end
%
aC(1)=0;
for i=2:102
    if t(i) < 0.8
        aC(i)=0;
    else
        aC(i)=(vC(i)-vC(i-1))/0.0307;
    end
end

end
%
FiC=-aC*mC;
%
%
% Tronco
pT=polyfit(t,yTT,10);
yTp=polyval(pT,t);
hold on
%
vT(1)=0;
for i=2:102
    if t(i) > 2.7
        vT(i)=0;
    else
        vT(i)=(yTp(i)-yTp(i-1))/0.0307;
    end
end

end
%
aT(1)=0;
for i=2:102
    if t(i) > 2.7
        aT(i)=0;
    else
        aT(i)=(vT(i)-vT(i-1))/0.0307;
    end
end

end
%
FiT=-aT*mT;
%
%
%% Força de Reação do Solo (FRS)

```

```

%
Fi=FiT+FiC;
%
for i=1:102
    if t(i) < 0.5
        m=mPernas+mPes;
        frs(i)=m*g;
    else
        if t(i)<1.02
            in= (p-frs(2))/17.33;
            frs(i)=frs(i-1)+in;
        else
            m=mT+mC+mPernas+mPes;
            frs(i)=-(Fi(i)-(massa*g));
        end
    end
    pvetor(i)=massa*g;
end
%
%% Gráficos
figure (1)
title ('Tronco')
subplot(2,2,1),plot (t,yTT, ':s', 'MarkerSize', 2, 'MarkerFaceColor',
'b');hold on;
plot(t,yTp, '-r')
xlabel('Tempo [s]');
ylabel('Deslocamento [m]')
legend('Coordenadas [m]', 'Polinômio', 'Location', 'Northwest')
%
subplot(2,2,2),plot(t,vT, '-b')
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Velocidade [m/s]')
%
subplot(2,2,3),plot(t,aT, '-b')
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Aceleração [m/s²]')
%
subplot(2,2,4),plot(t,FiT, '-b')
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Força inercial no Tronco [N]')
%
%
figure (2)
title ('Coxa')
subplot(2,2,1),plot (t,yCC, ':s', 'MarkerSize', 2, 'MarkerFaceColor',
'b');hold on;
plot(t,yCp, '-r')
xlabel('Tempo [s]');
ylabel('Deslocamento [m]')
legend('Coordenadas [m]', 'Polinômio', 'Location', 'Northwest')
%
subplot(2,2,2),plot(t,vC, '-b')
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Velocidade [m/s]')
%
subplot(2,2,3),plot(t,aC, '-b')
xlabel('Tempo [s]')

```

```

ylabel('Aceleração [m/s2']')
%
subplot(2,2,4),plot(t,FiC,'-b')
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Força inercial nas coxas [N]')
%
%
figure(3)
plot(t,frs,'-r');hold on;
plot(t,pvetor,'-b')
xlabel('Tempo [s]')
ylabel('Força [N]')
legend('FRS','Peso Corporal','Location','Northwest')
%%
fid=fopen('FRS.txt','wb');
fwrite(fid,(frs),'char');
fclose(fid);

```

APÊNDICE C: Script Matlab para análise do deslocamento do joelho em função da inclinação de assento

```

%%
clear all;
close all;
clc;
%Comprimento da barra 2 (profundidade nádegas-joelho) [cm]
l=80;

%Comprimento da barra 1 (profundidade útil do assento) [cm]
p=38;

%ângulo de inclinação do assento
alfa=-25*pi/180;
%alfa = 0
%%
%Coordenadas barra 2:
xpmovel=-p*cos(alfa);
ypmovel=-p*sin(alfa);
xp=[xpmovel 0];
yp=[ypmovel 0];

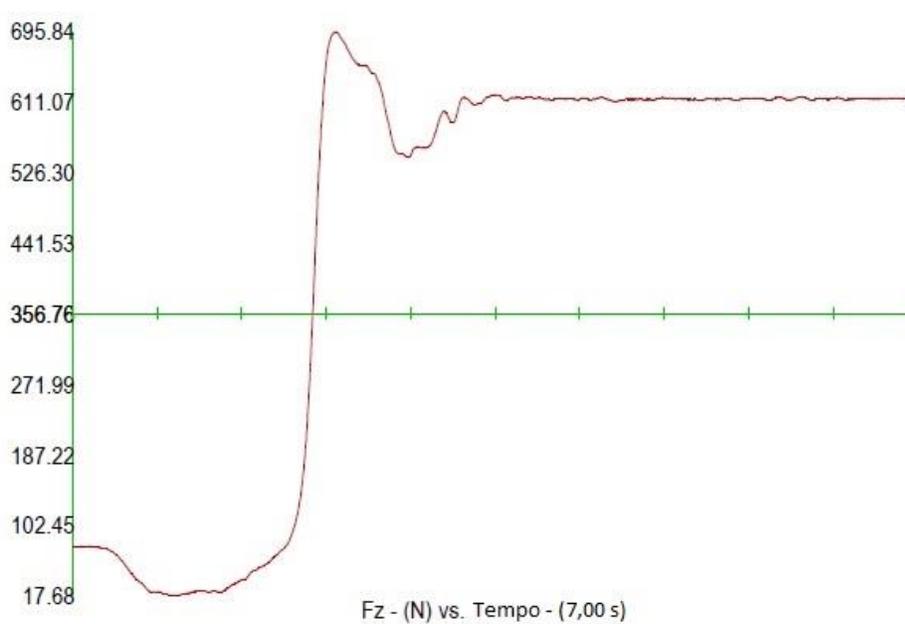
%Coordenadas da barra 1
x11=xpmovel;
y11=ypmovel;
x12=x11+l*cos(alfa);
y12=y11+(l*sin(alfa));
xperna=[x11 x12];
yperna=[y11 y12];
%
%% Gráfico

```

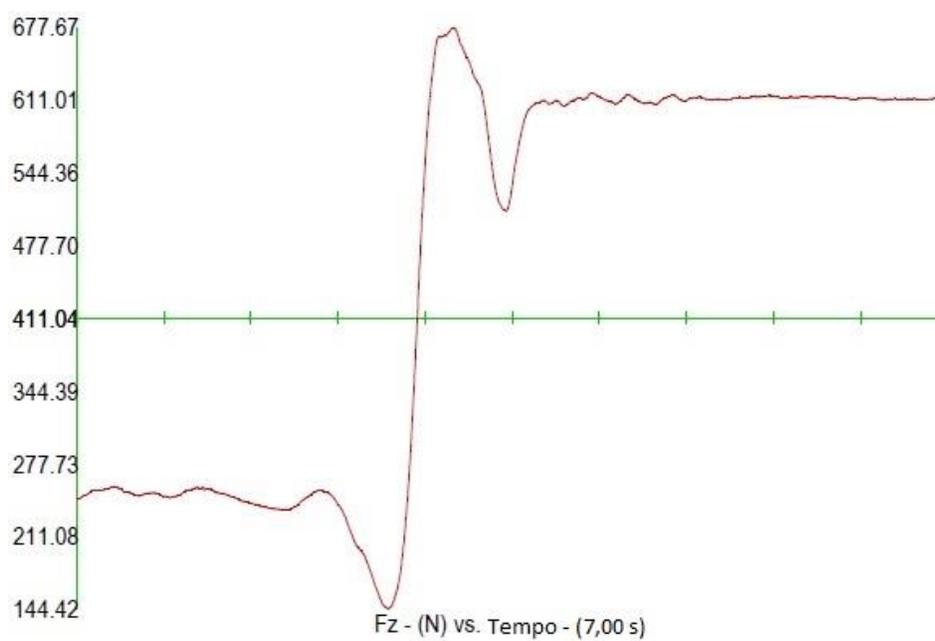
```
plot (xp,yp, '-ro');hold on;  
plot(xperna, yperna, '-b')  
axis ([-100 100 -100 100])
```

APÊNDICE D: Gráficos da Força de Reação do Solo x Tempo Durante o Movimento ST-DP para o Indivíduo 3 nas condições N, BC e AP.

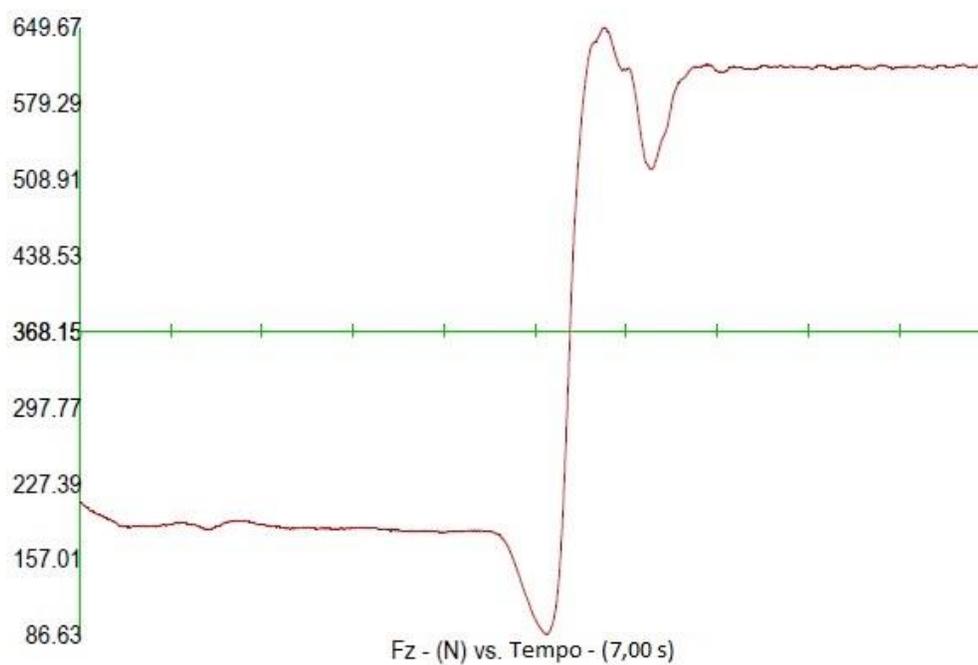
Apêndice D.1: Condição N.



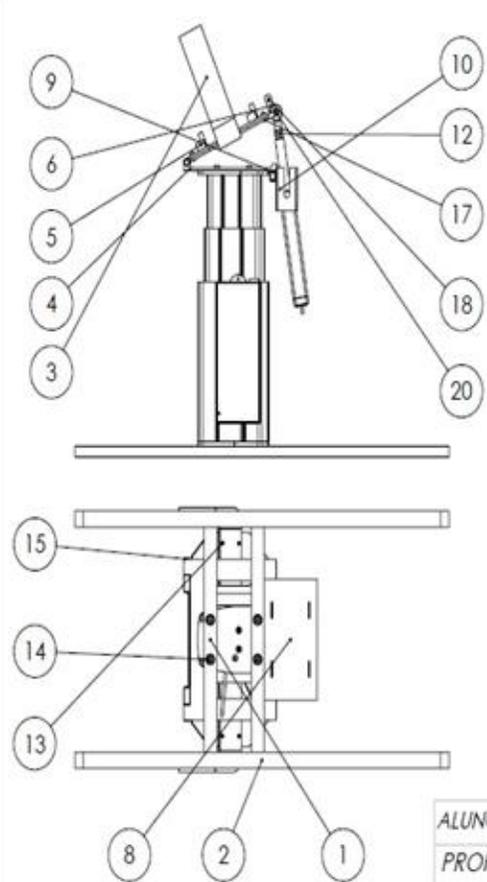
Apêndice D.2: Condição BC.



Apêndice D.3: Condição AB.



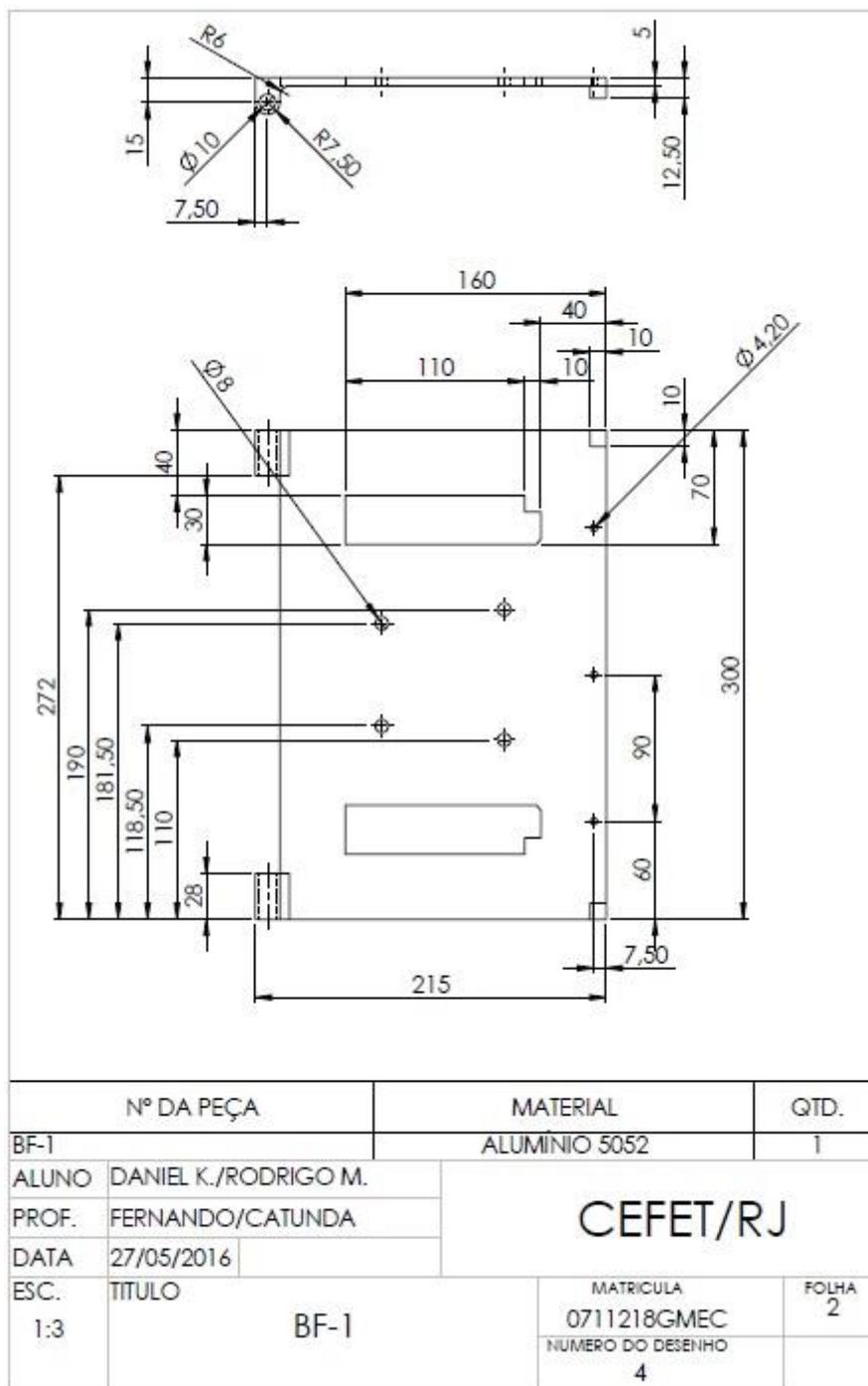
APÊNDICE E: Desenhos Técnicos.

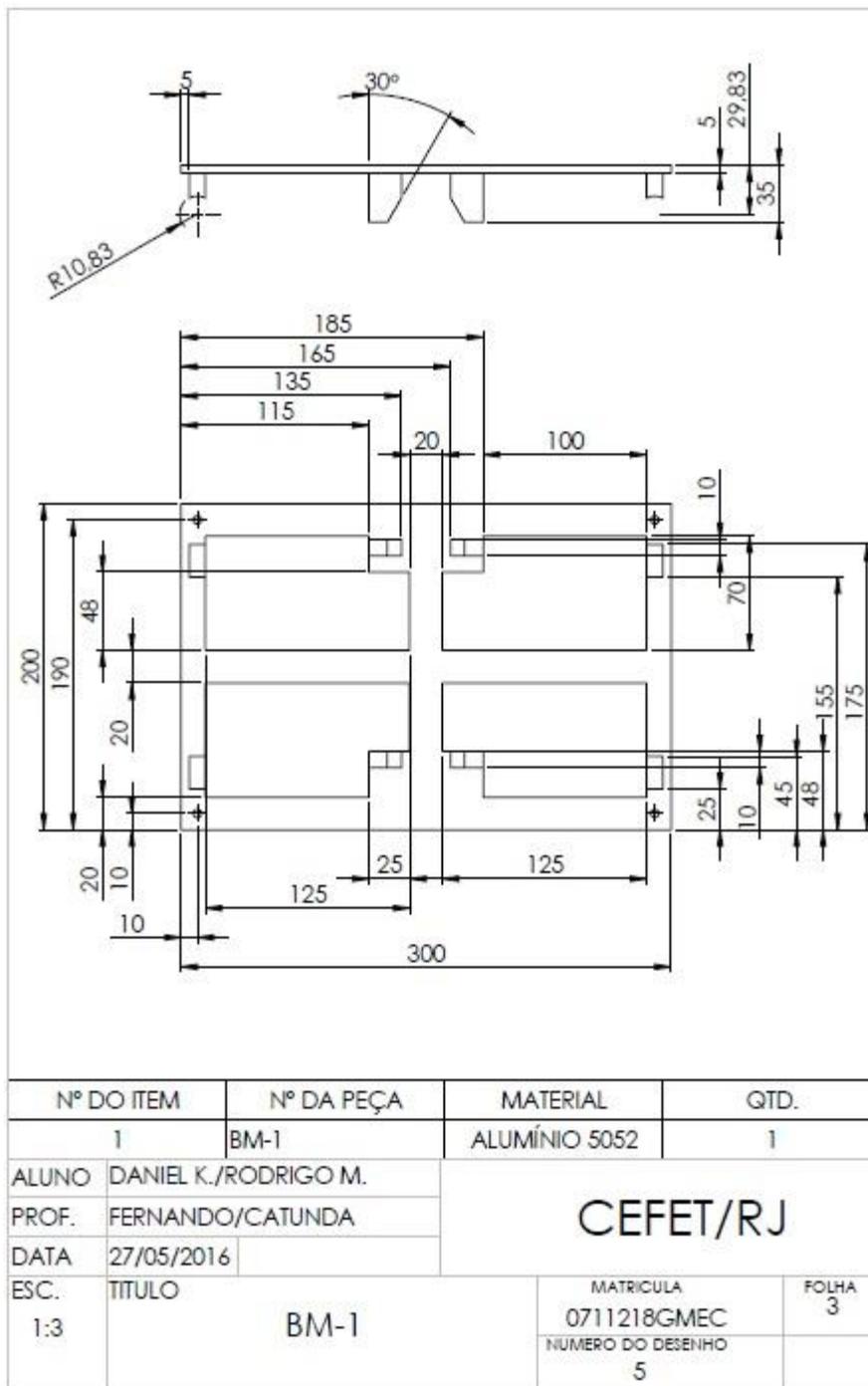


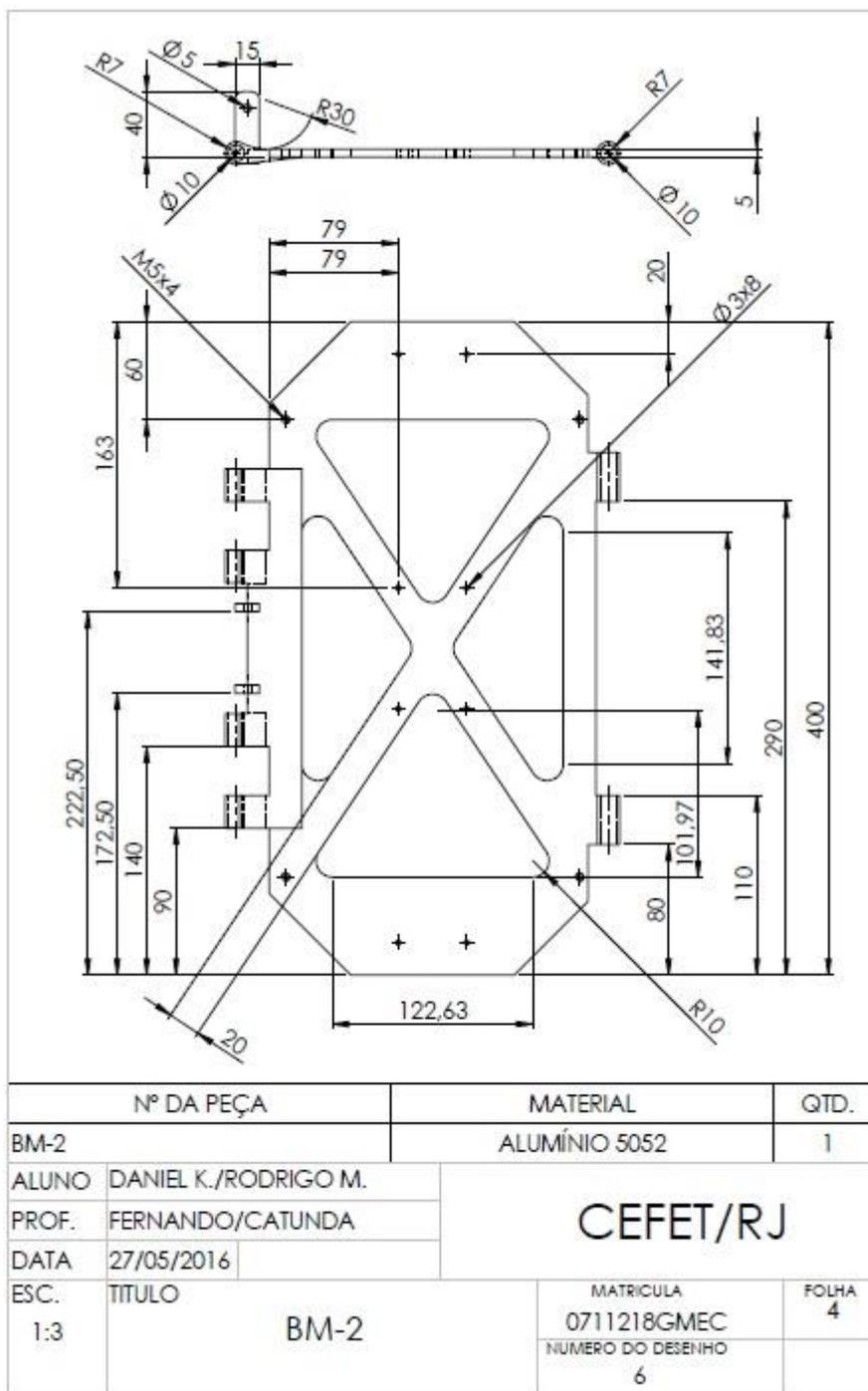
-Notas
-Todas as unidades
em milímetros

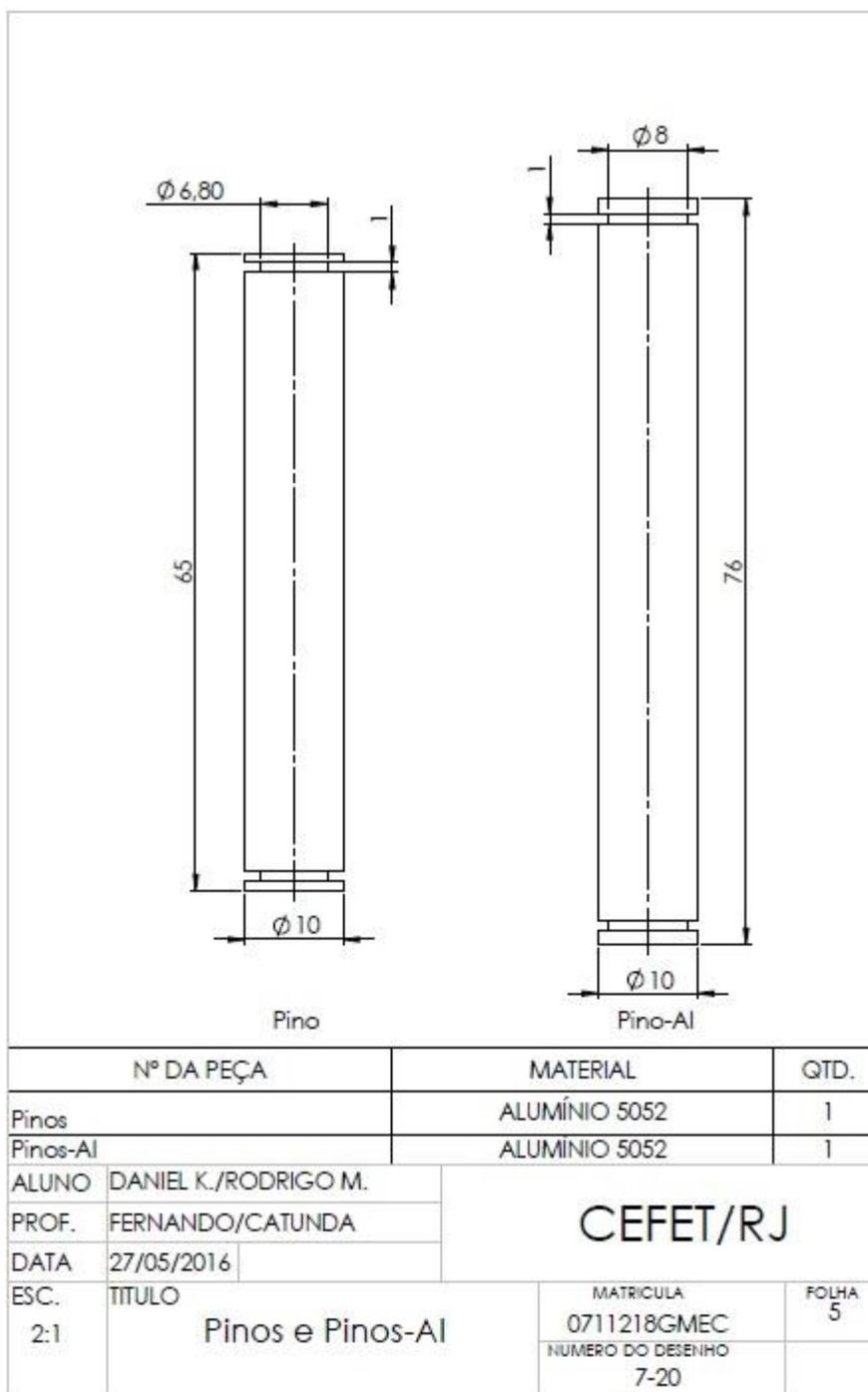
Nº DO ITEM	Nº DA PEÇA	QTD.
1	30x20x420 e3	2
2	30x20x500 e3	2
3	AP-1	2
4	BF-1	1
5	BM-1	1
6	BM-2	1
7	Pinos	2
8	Placa de suporte de bateria	1
9	SAA-1	1
10	SAA-2	2
11	LC3000N24-200330NX_3DL330	1
12	PC25SXXXXB03-0100TJ1-follo	2
13	B18.3.5M - 3 x 0.5 x 20 Socket FCHS -- 20N	8
14	B18.3.4M - 8 x 1.25 x 12 SBHCS --N	8
15	B27.8M - 3DM1-10	8
16	AM-M3-N	8
17	B18.3.1M - 5 x 0.8 x 12 Hex SHCS -- 12NHX	4
18	Pino mola	1
19	MC-1	1
20	Pinos-AI	2
21	DCG Control Series	1

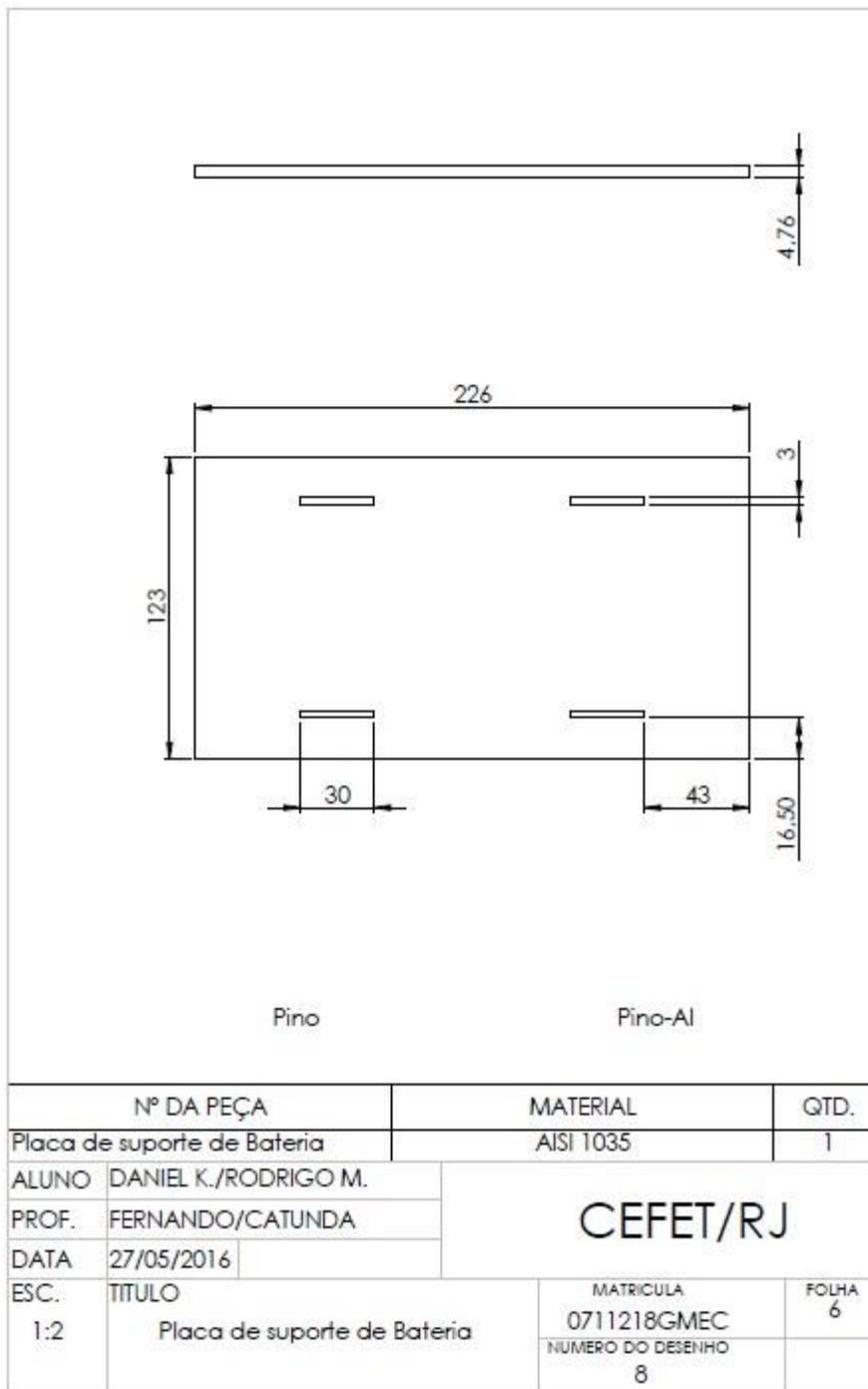
ALUNO	DANIEL K./RODRIGO M.		
PROF	FERNANDO		
DATA	27/05/2016	VISTO	
ESC.	TÍTULO	TURMA	NÚMERO
1:5	PROJETO COMPLETO MC-1		1
		NUMERO DO DESENHO	FOLHA Nº
		19	1

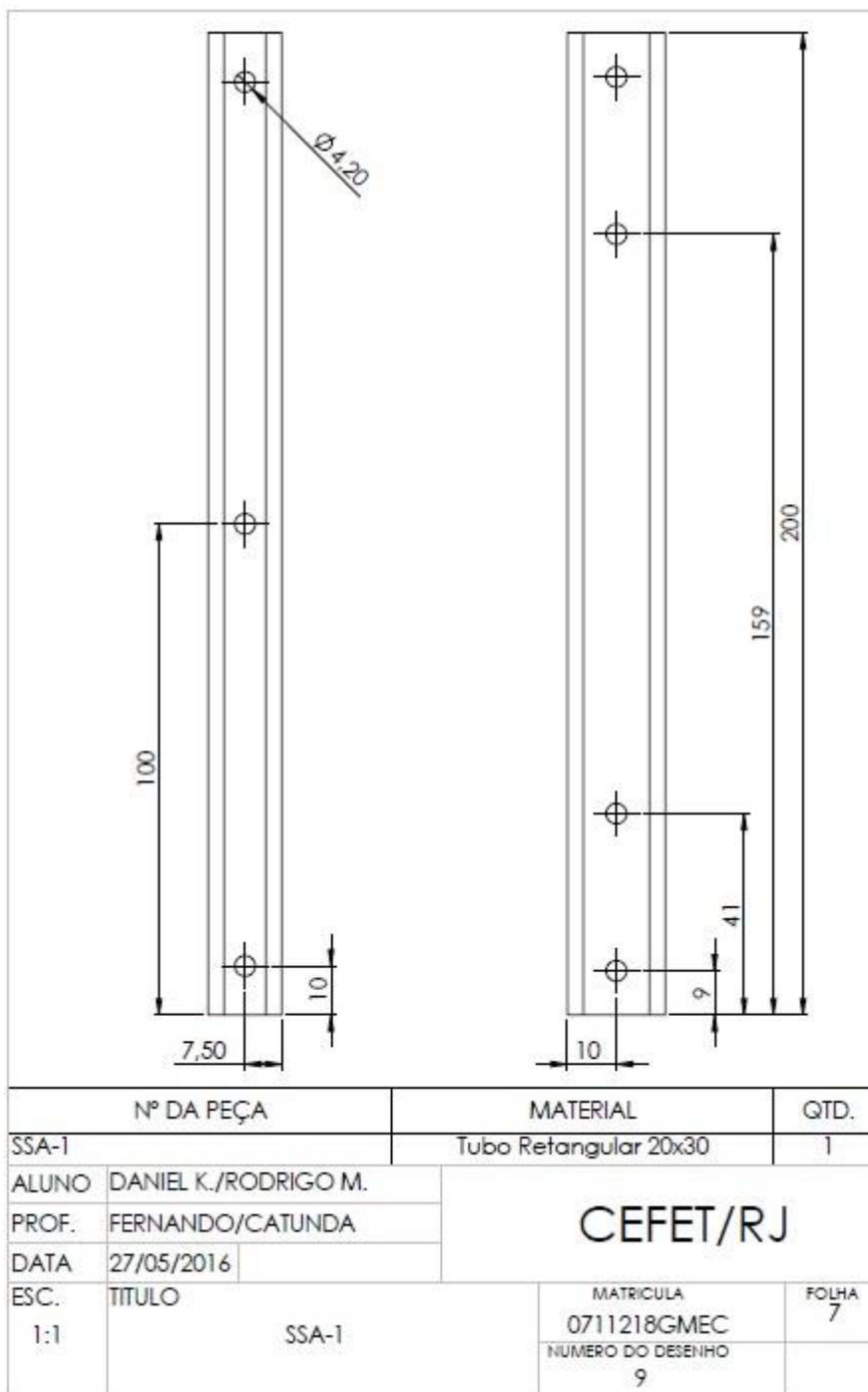


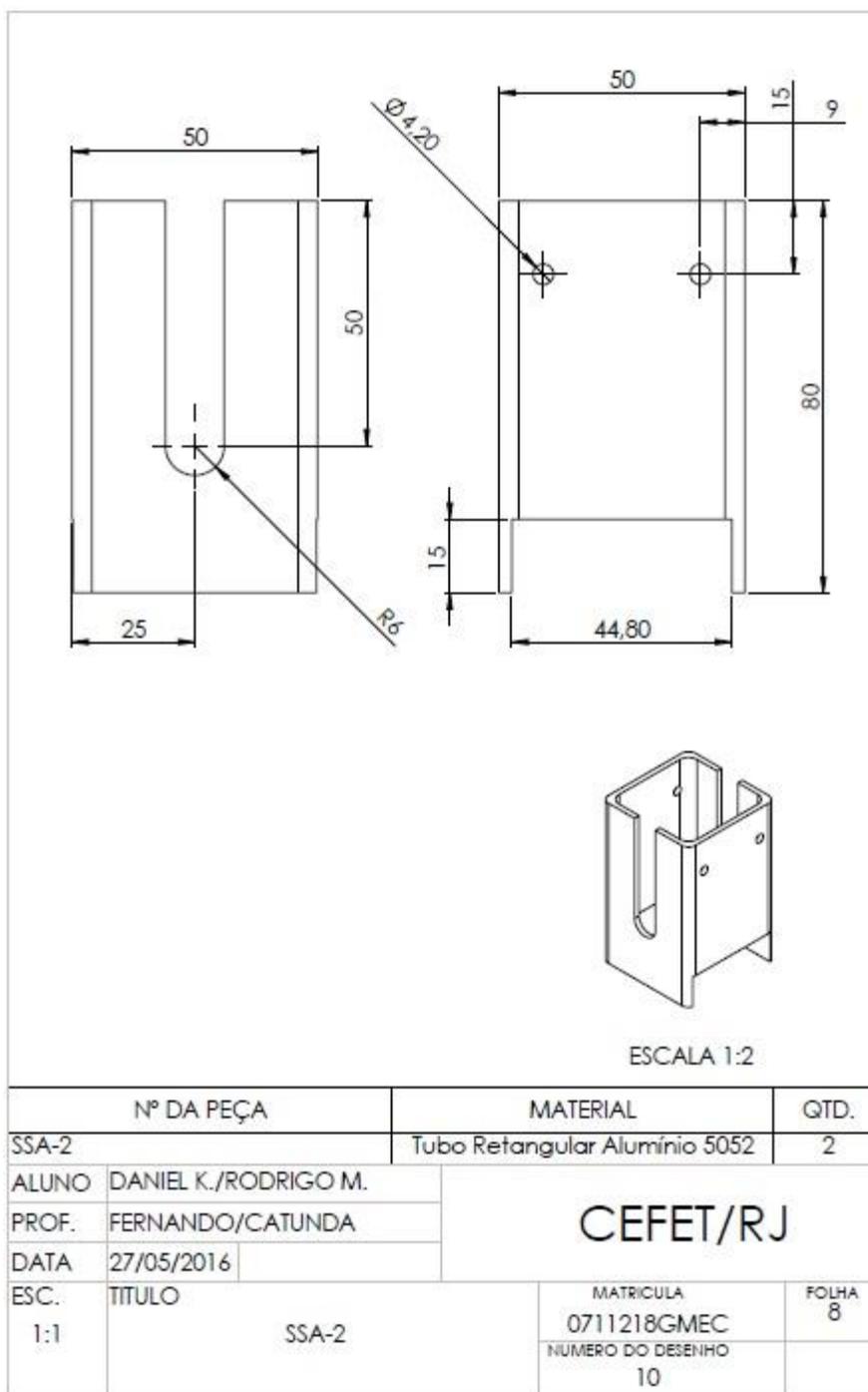


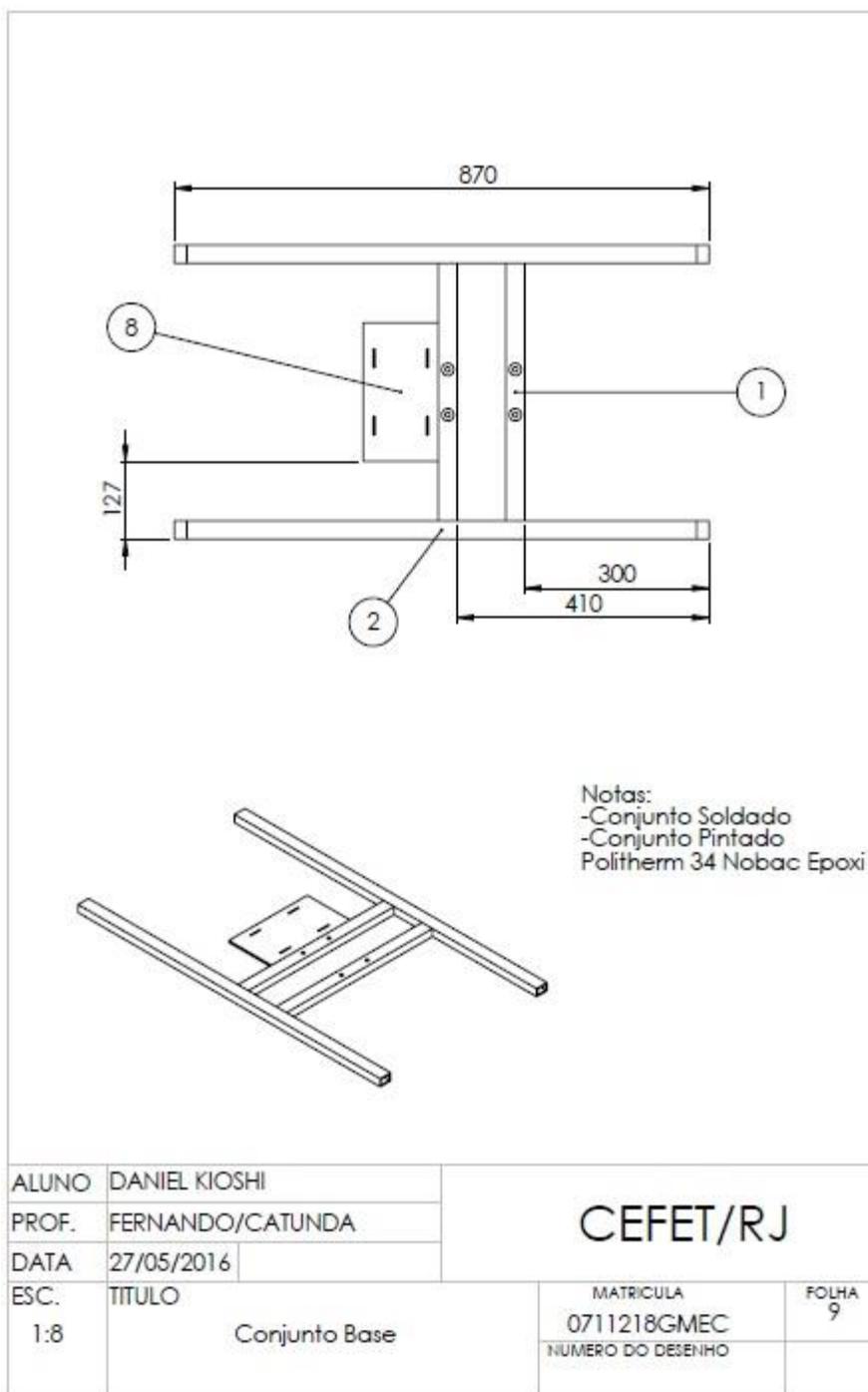


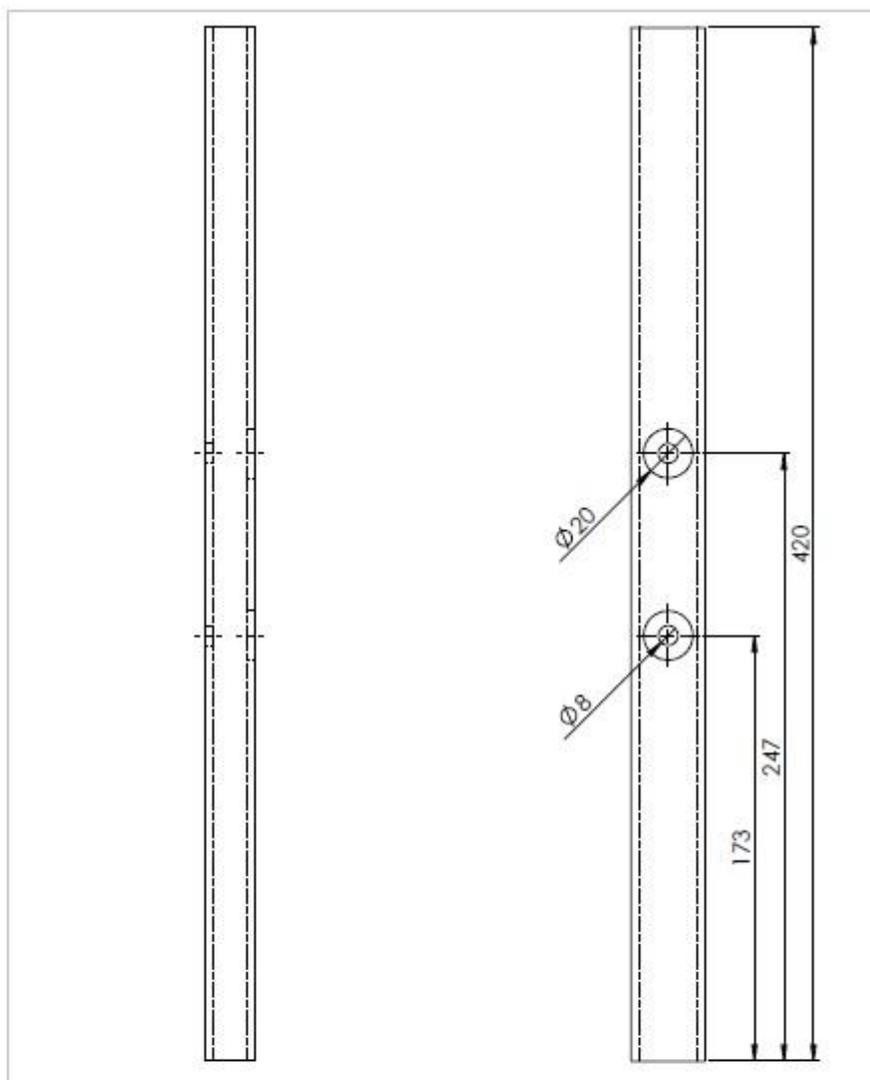




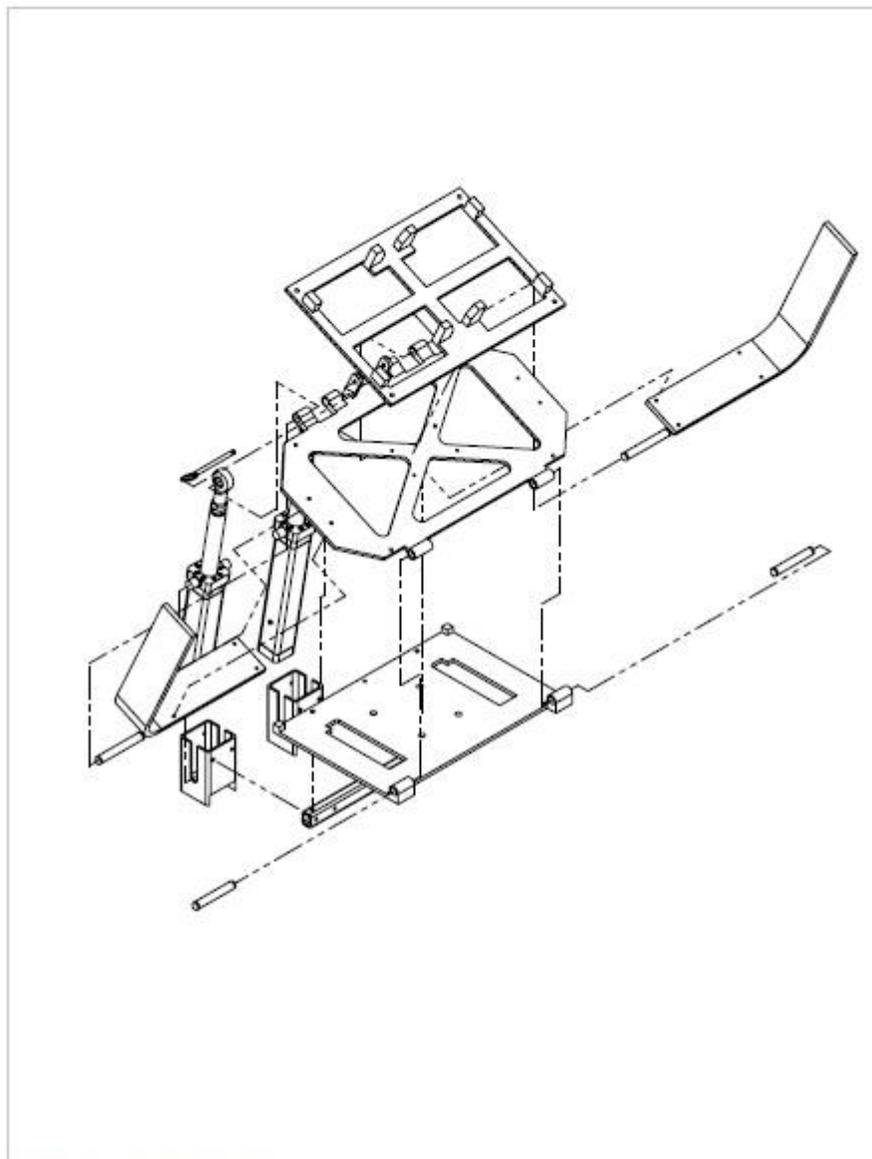




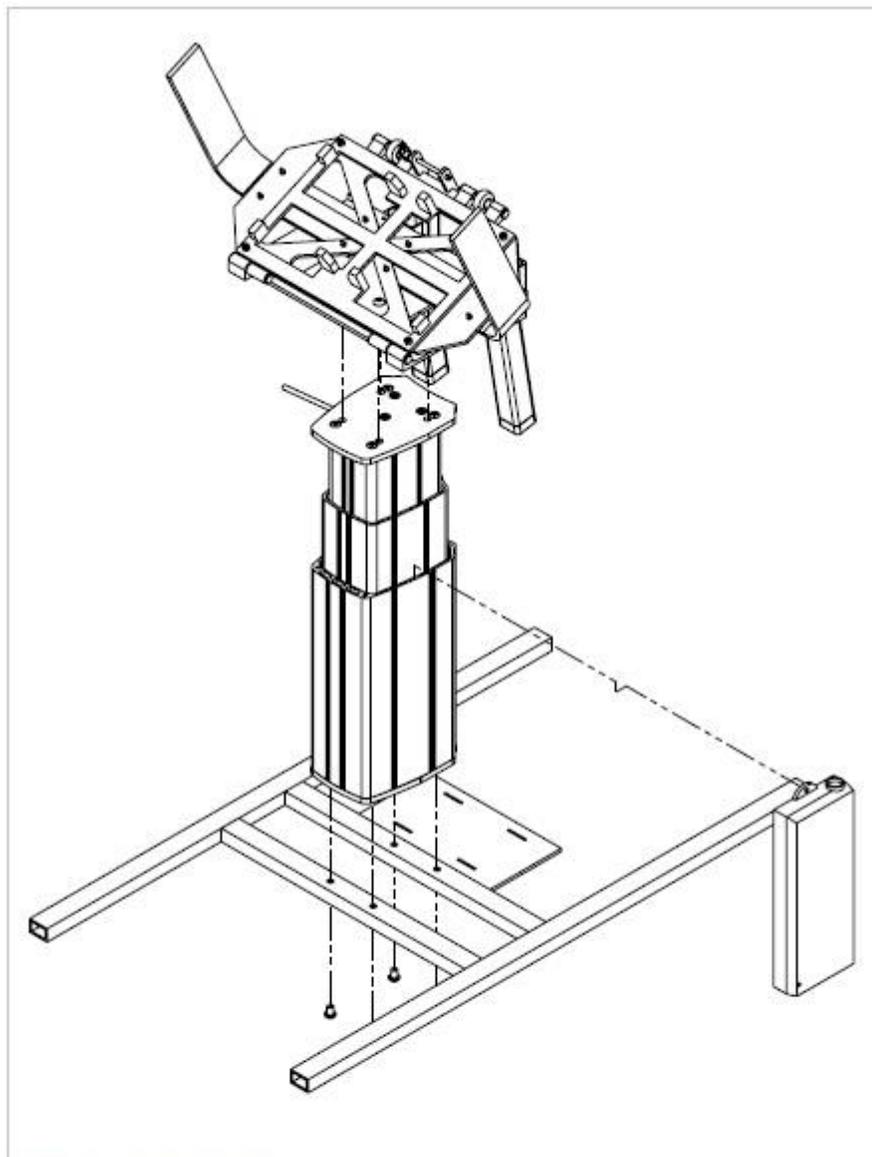




N° DA PEÇA		MATERIAL	QTD.
Tubo 20x30x420		Tubo Retangular AISI 1035	2
ALUNO	DANIEL KIOSHI		CEFET/RJ
PROF.	FERNANDO/CATUNDA		
DATA	27/05/2016		
ESC.	TITULO	MATRICULA	FOLHA
1:2	Tubo 20x30x420	0711218GMEC	10
		NUMERO DO DESENHO	
		1	



ALUNO	DANIEL KIOSHI	CEFET/RJ	
PROF.	FERNANDO / CATUNDA		
DATA	27/05/2016 VISTO		
ESC.	TITULO	MATRICULA	FOLHA
1:6	Vista explodida do topo do projeto	0711218GMEC	11
		NUMERO DO DESENHO E-1	



ALUNO	DANIEL KIOSHI		CEFET/RJ	
PROF.	FERNANDO / CATUNDA			
DATA	27/05/2016	VISTO		
ESC.	TITULO	MATRICULA	FOLHA	
1:6	Vista explodida da base projeto com topo	0711218GMEC	12	
		NUMERO DO DESENHO E-2		

APÊNDICE F: Manual do Usuário

O módulo de acionamento deve ser conectado à uma fonte de energia para permitir o acionamento dos atuadores do dispositivo.

Após feita a escolha da cadeira, a base modular para a respectiva cadeira deve ser fixada na base móvel através de 4 parafusos Allen de cabeça cilíndrica. Após esta fixação, a cadeira deve ser posicionada em cima do dispositivo de forma que a sua base se encaixe nos batentes da base modular. Para finalizar o acoplamento entre cadeira e dispositivo basta utilizar o pino de segurança localizada na parte superior traseira do dispositivo.

Após o acoplamento deve-se configurar a altura de assento ideal para o usuário, para isto basta utilizar o botão do controle que aciona o atuador de elevação. Neste ponto o dispositivo está pronto para ser utilizado.

Para se sentar, basta manter pressionado o botão do controle responsável pelo acionamento dos atuadores de elevação e inclinação até o movimento parar. Neste ponto o usuário pode se sentar. O usuário já sentado aperta o outro botão que fará com que o dispositivo retorne à altura de assento indicada para o usuário e inclinação de assento nula.

Em caso de queda de energia o dispositivo pode ser acionado através da bateria localizada em sua base.

ANEXOS

ANEXO A: Catálogos dos Componentes Comerciais

TUBOS RETANGULAR		
Diâmetro Externo	Espessura da parede mm	Peso teórico barra 6 mts
MM		
20X10	1,20	3,168
	1,50	3,864
25X15	1,20	4,297
	1,50	5,304
30X20	0,90	4,108
	1,20	5,424
	1,50	6,714
	2,00	8,804
	2,25	9,821
	2,65	11,410
	3,00	12,762

Catálogo Olitubos – Tubos de Ferro e Aço – disponível em
<http://www.olitubos.com.br/tabelas-de-especificacoes-tubos-ferro-e-aco-sp.html>

Specifications - PC25



Standard Features and Benefits

- Compact, robust and reliable
- Stroke up to 600 mm
- Load up to 1250 N
- Speed up to 1.33 m/s
- Stainless steel extension tube
- IP65 as standard
- Mounting accessories according to pneumatic ISO standard

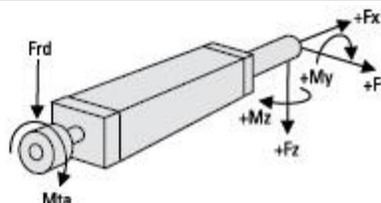
General Specifications

Parameter	PC25
Profile size (w × h) (mm)	34 × 34
Type of screw	ball screw
Protection class	IP65
Lubrication	one point lubrication of ball screw

Performance Specifications

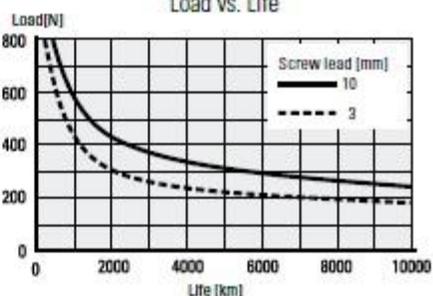
Parameter		PC25
Stroke length (S max), maximum	[mm]	600
Linear speed, maximum	[m/s]	1.33
Acceleration, maximum	[m/s ²]	10
Repeatability	[± mm]	0.01
Input speed, maximum	[rpm]	8000
Operation temperature limits	[°C]	-20 – +70
Dynamic load (F _x), maximum	[N]	1250
Dynamic load (F _y), maximum	[N]	20
Dynamic load (F _z), maximum	[N]	20
Dynamic load torque (M _z , M _y), maximum	[Nm]	10
Screw versions, diameter (d0) / lead (p)	[mm]	10/03, 10/10
Drive shaft force (F _{rd}), maximum	[N]	100
Input torque, maximum (RediMount models)	[Nm]	2.3
Drive shaft torque (M _{ta}), maximum	[Nm]	4.0

Definition of Forces

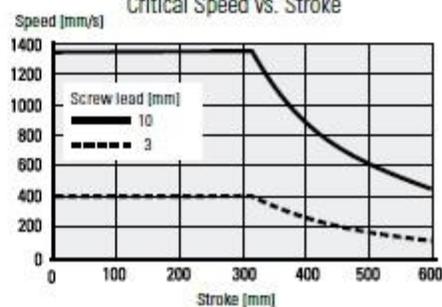


Performance Diagrams

Load vs. Life



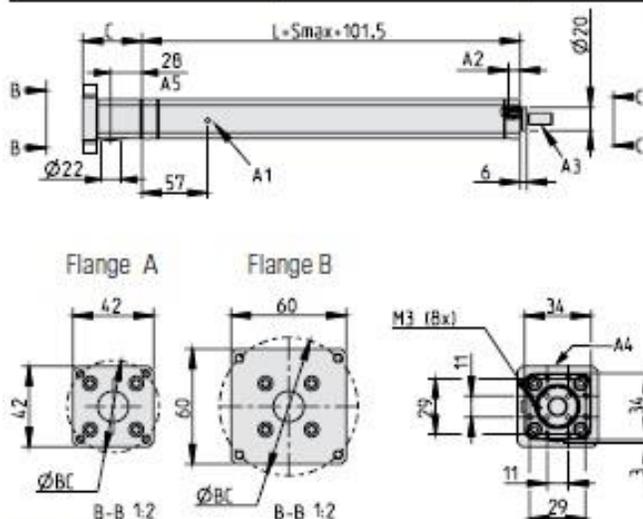
Critical Speed vs. Stroke



Catálogo Thomson - PC-Series - disponível em www.thomsonlinear.com

Dimensions - PC25

Dimensions for Inline Style with RediMount Flange



A1: grease port
 A2: M3 thread, max. depth 10 mm.
 A3: male threaded rod end shown, see ordering key and accessories for information on all available ends.
 A4: side of cover tube for mounting of sensors.
 A5: distance to center of coupling tightening hole.

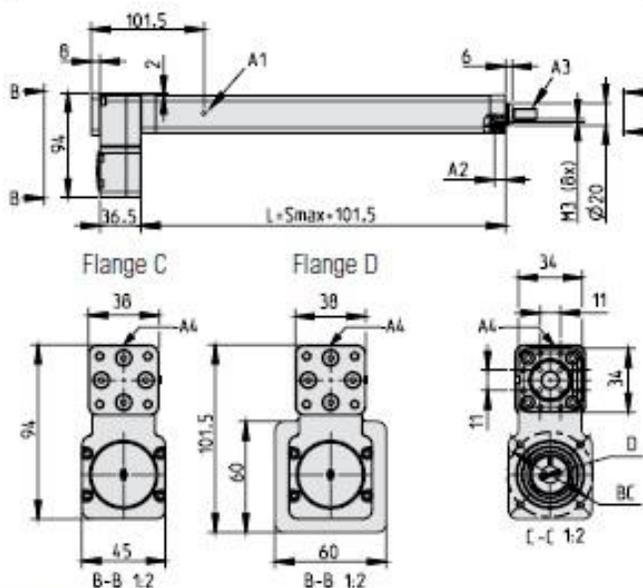
Dimensions	Projection
METRIC	

Bell House Length (C)	
Motor shaft length (mm)	C (mm)
19 - 24	52
24 - 29	57
29 - 34	62
34 - 39	67

RediMount Flange Motor Dimensions Compatibility		
Motor data	Flange A (mm)	Flange B (mm)
Bolt circle diameter (BC)	43.8 - 48	48 - 72
Shaft diameter	5 - 11	
Shaft length	19 - 39	
Pilot diameter	16 - 36	16 - 54
Pilot length	max. 4	

Weight of Unit (kg)
$0.543 + (S \text{ (mm)}) \times 0.0021$

Dimensions for Parallel Style with RediMount Motor Flange



A1: grease port
 A2: M3 thread, max. depth 10 mm.
 A3: male threaded rod end shown, see ordering key and accessories for information on all available ends.
 A4: side of cover tube for mounting of sensors.

Dimensions	Projection
METRIC	

RediMount Flange Motor Dimensions Compatibility		
Motor data	Flange C (mm)	Flange D (mm)
Bolt circle diameter (BC)	25 - 51	51 - 72
Shaft diameter	5 - 10	
Shaft length	13 - 35	
Pilot diameter	16 - 39	16 - 54
Pilot length	max. 4	
Motor square/diameter	max. 66.5	

Weight of Unit (kg)
$0.778 + (S \text{ (mm)}) \times 0.0021$

www.thomsonlinear.com

LC2000 - Specifications



Standard Features and Benefits

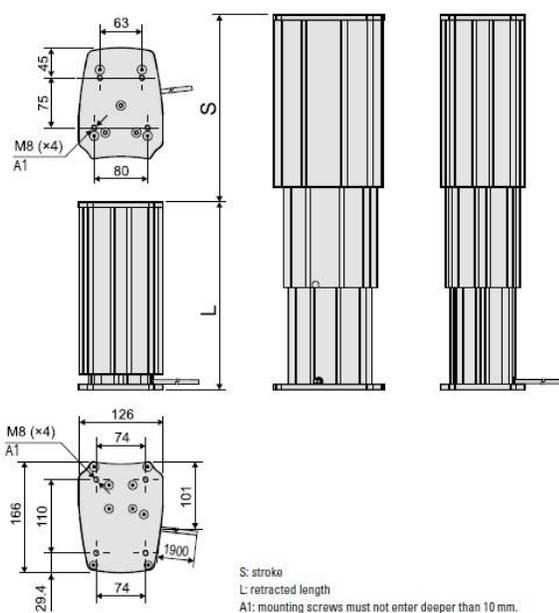
- For medical and ergonomic automation applications
- Self supporting column in extruded anodized aluminum
- Low weight and quiet operation
- Smooth operating telescopic lead screw drive
- High load torque capability
- Very short retracted length
- High extension to retraction ratio
- Maintenance free
- Load holding brake
- Integrated end of stroke limit switches
- EMC recognized for medical applications

Performance Specifications		
Parameter		LC2000
Maximum load	[N]	2000
Maximum load torque, dynamic / static	[Nm]	150* / 500
Speed, at no load / at maximum load	[mm/s]	19 / 15
Available input voltages	[VDC]	24
Minimum ordering stroke (S)	[mm]	200
Maximum ordering stroke (S)	[mm]	600
Operating temperature limits	[°C]	0 to +40
Full load duty cycle @ 20 °C	[%]	15
Maximum on time	[s]	60
Lead cross section	[mm ²]	1.5
Standard cable length	[mm]	1900
Protection class		IP44

* Higher dynamic loads up to 400 Nm available upon request, contact customer support.

Catálogo Thomson – Lifting Columns – disponível em www.thomsonlinear.com

LC2000 - Dimensions and Performance



Dimensions	Projection
METRIC	

Catálogo Thomson – Lifting Columns – disponível em www.thomsonlinear.com

Ordering Stroke, Retracted Length and Weight

The desired stroke (S) will determine the minimum retracted length (L min) and the weight of the unit. Units can be built with a retracted length (L) between the calculated L min value and maximum retracted length.

Stroke, retracted length and weight relationship		
	Minimum	Maximum
Stroke (S) [mm]	200	600
Retracted length (L) [mm]	250 or L min	441
Min. retracted length (L min) based on stroke (S) [mm]	$L \text{ min} = (S + 282) / 2$	
Weight of unit based on stroke (S) [kg]	Weight = $3.4 + L \text{ [mm]} \times 0.0203 + S \text{ [mm]} \times 0.001$	

The table below provides examples of stroke lengths and their corresponding minimum retracted length (L min) values.

Examples of strokes and the resulting minimum retracted length and weight										
Stroke (S) [mm]	200	250	300	350	400	450	500	550	600	
Minimum retracted length (L min) [mm]	250	266	291	316	341	366	391	416	441	
Weight [kg]	8.7	9.1	9.7	10.2	10.8	11.3	11.9	12.4	13	

Catálogo Thomson – Lifting Columns – disponível em www.thomsonlinear.com

Linha de produtos Nobac

Tinta líquida

WEGPOXI 711 Nobac	Sistema epóxi de altos sólidos com excelente resistência química e proteção anticorrosiva.
WEGPOXI MFA 341 Nobac	Acabamento epóxi brilhante, multiuso e de excelente aderência em diversos substratos.
WEGTHANE 507 Nobac	Acabamento poliuretano acrílico alto sólidos com excelente resistência ao intemperismo.
WEGTHANE 509 Nobac	Acabamento poliuretano acrílico com excelente dureza, alastramento e resistência ao intemperismo.
WEGPOXI HIDRO AVA 413 Nobac	Acabamento epóxi/ acrílico à base de água. Excelente aspecto decorativo, resistência a manchamento, sujeiras e resistência química. Contém aditivos fungicidas e bactericidas atóxicos que permanecem na película após a cura. Por ser uma tinta solúvel em água, pode ser aplicada em ambientes internos sem necessidade de interdição.

Tinta em pó

Politherm 30 Nobac Híbrido	Combinação de resinas epóxi/poliéster. Indicada para uso em ambientes internos.
Politherm 34 Nobac Epoxi	Indicado para uso interno. Excelente proteção anticorrosiva.
Politherm 36 Nobac Poliéster	Indicada para uso em superfícies expostas ao intemperismo contínuo.

Atenção

Mesmo tendo eficácia comprovada as tintas Nobac não eliminam a necessidade de limpar regularmente as superfícies protegidas.

Catálogo WEG – Pintura – disponível em <http://www.weg.net/br>

TRAVA RÁPIDA (BLPB)

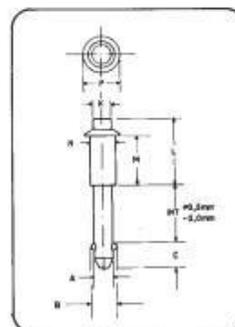
Material : Pino e Corpo : Aço Prata Especial

Esteras : Aço Inoxidável Especial

Acabamento : Zincado

* sob consulta em inox

Sistema rápido, ágil e resistente que substitui o convencional "porca-parafuso". Oferece grande resistência a esforços de tração. Acionamento manual. Apertando-se o botão, as esferas ficam livres, permitindo que o conjunto seja introduzido no furo. Ao soltar o botão, as esferas emergem e travam o sistema. Pode ser fornecida com 1, 2, ou 4 esferas.



Linha POLEGADA

Código	A mm -0,10mm -0,05mm	A* -0,004* -0,002*	B	C	K	L	M	N	P	Furo recomendado		Resistência à tração (kgf)
										Máx	Min	
CL-4-BLPB2	6,35	1/4"	7,3	7	8	22	14	16	28,5	6,45	6,35	100
CL-5-BLPB2	7,94	5/16"	9,5	8	8	24	16	16	28,5	8,05	7,95	230
CL-6-BLPB2	9,53	3/8"	11,2	9	8	24	16	16	28,5	9,63	9,53	250
CL-8-BLPB2	12,70	1/2"	15,1	11	11	33	20	16	35	12,83	12,70	500
CL-10-BLPB2	15,88	5/8"	19,1	14	11	39	25	19	41	16,00	15,88	900
CL-12-BLPB2	19,05	3/4"	22,5	17	17	43	31	25	48	19,23	19,05	1300
CL-16-BLPB2	25,40	1"	31,0	22	20	55	39	30	54	25,65	25,40	2400

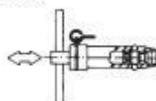
Especificar a altura de fixação (INT)

Linha MÉTRICA

Código	A -0,10 -0,05	B	C	K	L	M	N	P	Furo recomendado		Resistência à tração (kgf)
									Máx	Min	
CLM-6-BLPB2	6,00	7,0	7	8	22	14	16	28,5	6,10	6,00	100
CLM-8-BLPB2	8,00	9,6	8	8	24	16	16	28,5	8,10	8,00	230
CLM-10-BLPB2	10,00	11,6	9	8	24	16	16	28,5	10,10	10,00	250
CLM-12-BLPB2	12,00	14,4	12	12	33	20	16	35	12,13	12,00	500
CLM-16-BLPB2	16,00	19,2	15	12	39	25	19	41	16,15	16,00	900
CLM-20-BLPB2	20,00	23,5	17	18	43	31	25	48	20,18	20,00	1300

Especificar a altura de fixação (INT)

Outros modelos



Modelo BPD



Modelo DEP

TRAVA-RÁPIDA DE DUPLA AÇÃO

Modelo muito similar à trava-rápida usual, embora neste modelo a retirada da trava possa ser feita ou pressionando o botão, ou puxando-o. Desta forma, permite uma liberação mais fácil da trava. Como a trava-rápida usual, exerce travamento efetivo.

PINO COM MOLA

Neste modelo as esferas estão sujeitas à força da mola, não existindo travamento. Para inserir o pino, basta pressioná-lo. Para removê-lo, basta puxá-lo pela argola. Este modelo é muito econômico, podendo muitas vezes substituir a trava-rápida.

Catálogo TRIT- Posicionadores – disponível em <http://trit.com.br/>

LINHA 300		LINHA 400	
306		406	
	Diâmetro do Rebite (D) 3,10 Diâmetro do furo até (B) 3,30 Comprimento (L) 6,00 Espessura a rebitar (A) 0,5 a 3,0		Diâmetro do Rebite (D) 3,90 Diâmetro do furo até (B) 4,10 Comprimento (L) 6,00 Espessura a rebitar (A) 0,5 a 2,4
308		408	
	Diâmetro do Rebite (D) 3,10 Diâmetro do furo até (B) 3,30 Comprimento (L) 8,00 Espessura a rebitar (A) 3,0 a 4,8		Diâmetro do Rebite (D) 3,90 Diâmetro do furo até (B) 4,10 Comprimento (L) 8,00 Espessura a rebitar (A) 2,4 a 4,4
310		410	
	Diâmetro do Rebite (D) 3,10 Diâmetro do furo até (B) 3,30 Comprimento (L) 10,00 Espessura a rebitar (A) 4,8 a 6,80		Diâmetro do Rebite (D) 3,90 Diâmetro do furo até (B) 4,10 Comprimento (L) 10,00 Espessura a rebitar (A) 4,4 a 6,0
312		412	
	Diâmetro do Rebite (D) 3,10 Diâmetro do furo até (B) 3,30 Comprimento (L) 12,00 Espessura a rebitar (A) 6,8 a 8,50		Diâmetro do Rebite (D) 3,90 Diâmetro do furo até (B) 4,10 Comprimento (L) 12,00 Espessura a rebitar (A) 6,0 a 8,0
314		414	
	Diâmetro do Rebite (D) 3,10 Diâmetro do furo até (B) 3,30 Comprimento (L) 14,00 Espessura a rebitar (A) 8,5 a 10,50		Diâmetro do Rebite (D) 3,90 Diâmetro do furo até (B) 4,10 Comprimento (L) 14,00 Espessura a rebitar (A) 8,0 a 9,5
316		416	
	Diâmetro do Rebite (D) 3,10 Diâmetro do furo até (B) 3,30 Comprimento (L) 16,00 Espessura a rebitar (A) 10,5 a 12,50		Diâmetro do Rebite (D) 3,90 Diâmetro do furo até (B) 4,10 Comprimento (L) 16,00 Espessura a rebitar (A) 9,5 a 11,5
319		419	
	Diâmetro do Rebite (D) 3,10 Diâmetro do furo até (B) 3,30 Comprimento (L) 19,00 Espessura a rebitar (A) 12,5 a 15,50		Diâmetro do Rebite (D) 3,90 Diâmetro do furo até (B) 4,10 Comprimento (L) 19,00 Espessura a rebitar (A) 11,5 a 14,5

Catálogo Rebifix – Rebites de repuxo – disponível em <http://www.rebifix.com.br>