

LUCAS PEREIRA FERREIRA DE REZENDE

**DESENVOLVIMENTO DE UMA ESTAÇÃO DE
TREINAMENTO MUSCULAR PARA CADEIRANTES**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2018

Lucas Pereira Ferreira de Rezende

**DESENVOLVIMENTO DE UMA ESTAÇÃO DE TREINAMENTO
MUSCULAR PARA CADEIRANTES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de **Mestre em Engenharia Mecânica**.

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibração.

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Co-Orientador: Prof. Dr. Gilmar da Cunha Sousa

UBERLÂNDIA-MG

2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

R467d Rezende, Lucas Pereira Ferreira de, 1992-
2018 Desenvolvimento de uma estação de treinamento muscular para
cadeirantes [recurso eletrônico] / Lucas Pereira Ferreira de Rezende. -
2018.

Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.

Coorientador: Gilmar da Cunha Sousa.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Modo de acesso: Internet.

Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2018.1222>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Engenharia mecânica. 2. Deficientes físicos - Reabilitação. 3.
Musculação. 4. Deficientes físicos - Treinamento. I. Araújo, Cleudmar
Amaral de, 1963- (Orient.). II. Sousa, Gilmar da Cunha (Coorient.). III.
Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDU: 621

Maria Salete de Freitas Pinheiro - CRB6/1262



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
 Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
 Av. João Naves de Ávila, nº 2121, Bloco 1M, Sala 212 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
 Telefone: (34) 3239-4282 - www.posgrad.mecanica.ufu.br - secposmec@mecanica.ufu.br



TERMO

ALUNO: Lucas Pereira Ferreira de Rezende

MATRÍCULA: 11622EMC012

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: Mecânica dos Sólidos e Vibrações

LINHA DE PESQUISA: Engenharia Biomecânica

PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA: NÍVEL MESTRADO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: *“Desenvolvimento de uma Estação de Treinamento Muscular para Cadeirantes”*

ORIENTADOR: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo
Sousa

COORIENTADOR: Prof. Dr. Gilmar da Cunha

A Dissertação foi **APROVADA** em reunião privada, realizada no Anfiteatro E - Bloco 50, Campus Santa Mônica, em 23 de agosto de 2018, às 14:00 horas, com a seguinte Banca Examinadora:

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo (orientador) - UFU

Prof. Dr. Francisco Paulo Lépore Neto - UFU

Prof. Dr. Frederico Balbino Lizardo - UFU

Prof. Dr. Marcos Massao Shimano - UFTM

Uberlândia, 23 de agosto de 2018



Documento assinado eletronicamente por **Cleudmar Amaral de Araujo, Professor(a) do Magistério Superior**, em 23/08/2018, às 16:09, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marcos Massao Shimano, Usuário Externo**, em 23/08/2018, às 16:10, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Frederico Balbino Lizardo, Professor(a) do Magistério Superior**, em 23/08/2018, às 16:12, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Francisco Paulo Lepore Neto, Professor(a) do Magistério Superior**, em 23/08/2018, às 16:15, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **0665480** e o código CRC **589BA9DA**.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, a Deus pelo dom da sabedoria e todas as graças derramadas ao longo deste trabalho, que me permitiram concluí-lo mesmo diante de todas as dificuldades encontradas.

A meus pais e familiares por todo apoio e incentivo para que eu me especializasse, que foi fundamental durante todo este trabalho.

Ao Professor Dr. Cleudmar Amaral de Araújo, coordenador do Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM), por ter me aceitado como orientando e ter confiado a mim este projeto e ao Professor Dr. Gilmar da Cunha Sousa por ter me auxiliado nas áreas relacionadas à educação física e ao treinamento muscular e pela sua co-orientação neste trabalho.

A todo time do LPM que de alguma forma me ajudou na conclusão deste trabalho.

À Capes, ao CNPq, à Fapemig e ao Programa de pós-graduação em engenharia mecânica/UFU pelo apoio financeiro concedido ao longo do trabalho.

Rezende, L. P. F; 2018, **DESENVOLVIMENTO DE UMA ESTAÇÃO DE TREINAMENTO MUSCULAR PARA CADEIRANTES**, 167 f. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, MG, Brasil.

RESUMO

A cadeira de rodas é um acessório indispensável para que diversas pessoas com deficiência motora possam realizar suas atividades diárias. No entanto, embora seja um acessório essencial, seu uso contínuo está associado ao aparecimento de lesões e dores, como disfunção do manguito rotador, artrite gotosa, síndrome de colisão do ombro, dentre outras. Sabe-se que programas de treinamento e reabilitação física apresentam melhorias consideráveis na qualidade de vida dessas pessoas, promovem um aumento da saúde, aumenta sua independência melhorando sua mobilidade e, indiretamente, auxilia na redução das dores. Apesar da literatura confirmar os benefícios da atividade física para pessoas com deficiência física, o número de equipamentos destinado a esse público é escasso e, em geral, são adaptações de equipamentos convencionais existentes e, normalmente, utilizados por pessoas sem deficiência. A falta destes equipamentos e, até mesmo, a falta de pessoal especializado nesta área, são os principais fatores que desmotivam a prática de exercícios e atividades físicas dos usuários de cadeiras de rodas. O objetivo deste trabalho é contribuir para mudar essa realidade por meio do desenvolvimento de uma estação de treinamento muscular para cadeirantes que pode, inclusive, ser utilizado para reabilitação muscular. A estação foi desenvolvida utilizando critérios de projeto e o equipamento permite a realização de, pelo menos, 20 tipos de exercícios que trabalham os principais músculos envolvidos na propulsão da cadeira de rodas. A estação foi projetada de forma ergonômica e possui diversas regulagens em sua estrutura para propiciar maior conforto e segurança para seus usuários. Alguns tipos de exercícios físicos são realizados de forma lenta, de forma similar a equipamentos de musculação de academias. No entanto, a estação de treinamento também possui um sistema inovador de resistência do tipo came/mola/seguidor que possibilita treinamentos musculares em maior velocidade e cuja curva do came pode ser projetada para obedecer à máxima capacidade de produção de força do grupo muscular envolvido em uma atividade específica do cadeirante. Essa característica torna essa estação adequada para o treinamento de atletas paralímpicos e pessoas que queiram obter ganhos mais rápidos. Neste trabalho a estação foi desenvolvida e projetada.

Palavras chave: Musculação, Estação de treinamento resistido, Pessoas com deficiência, Membros superiores, Atletas Paralímpicos.

Rezende, L. P. F; 2018, **DEVELOPMENT OF A MUSCLE TRAINING STATION FOR WHEELCHAIR USERS**, 167 pages, Master's Dissertation, School of Mechanical Engineering, Federal University of Uberlândia, Uberlândia, MG, Brazil.

ABSTRACT

The wheelchair is an indispensable accessory to carry out daily activities for people with motor disabilities. However, although it is an essential accessory, its continuous use is associated with the appearance of lesions and pains, such as rotator cuff dysfunction, gout, and shoulder collision syndrome, among others. It is well known that physical training and rehabilitation programs have considerable improvements in the quality of life of these people, promote an increase in health, increase their independence, improve their mobility and indirectly help reduce pain. Although the literature confirms the benefits of physical activity for people with physical disabilities, the number of equipment intended for this public is scarce and, in general, are adaptations of existing conventional equipment used by people without disabilities. The lack of this equipment, and even the lack of specialized personnel in this area, is the main factors that discourage the practice of physical exercises and physical activities for wheelchair users. The objective of this work is to contribute to change this reality through the development of a muscular training station for wheelchair users that can even be used for muscular rehabilitation. The station was developed using design criteria and the equipment allows the accomplishment of at least 20 types of exercises that work the main muscles involved in the propulsion of the wheelchair. The station has been designed in an ergonomic way and has several adjustments in its structure to provide greater comfort and safety for its users. Some types of physical exercises are performed slowly, similarly to gym equipment. However, the training station also features an innovative cam / spring / follower type system that enables faster muscle trainings and whose cam curve can be designed to meet the maximum strength-producing capacity of the muscle group. This feature makes this station suitable for the training of Paralympic athletes and people who want to make faster gains. In this work the station was developed and designed.

Key words: Bodybuilding, Muscle Training Station, People with Disabilities, Upper Limb, Paralympic Athletes.

Lista de Símbolos

- a : aceleração máxima a que o cabo estará submetido;
 A_m : área de seção transversal metálica do cabo de aço;
 α : ângulo de contato;
 CRT: circuito de treinamento resistido (circuit resistance training);
 d : diâmetro do eixo;
 D : diâmetro da roldana;
 DASH: Deficiência do braço, ombro e mão(*Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand*);
 d_b : distância do braço de momento da força F_{en} ;
 d_c : diâmetro do cabo de aço;
 DMIT: dor muscular de início tardio;
 d_w : diâmetro dos fios constituintes do cabo de aço;
 dy : diferencial de deslocamento do seguidor;
 EMG: eletromiografia;
 E_r : módulo de elasticidade do cabo;
 ERP: exercício com resistência progressiva;
 F_a : força axial no rolamento;
 F_b : carga equivalente de flexão;
 F_e : força devido a compressão da molar;
 F_{e_i} : pré-carga inicial da mola;
 F_{en} : componente normal da força da mola segundo o plano gerado pela linha de contato came-seguidor;
 FES: estimulação neuromuscular elétrica;
 F_f : resistência de tração do cabo sob flexão;
 F_r : força radial no rolamento;
 F_t : força de tração no cabo de aço;
 F_u : carga máxima do cabo de aço;
 F : força na chaveta;
 g : aceleração da gravidade;
 h : altura da chaveta;
 HD: alta dosagem de exercícios;
 H_{nom} : potência nominal na corrente;
 H_{tab} : potência para seleção da corrente;
 I : momento de inércia de área;
 K : constante da mola;

k_1 : fator de correção quanto ao número de dentes da roda dentada;
 k_2 : fator de correção do número de fileiras de corrente;
 k_s : fator de nível de impacto;
 l : comprimento da chaveta;
 LD: baixa dosagem de exercícios;
 l_s : comprimento suspenso do cabo;
 M: momento fletor;
 m : número de cabos de aço suportando a carga;
 n : fator de segurança;
 n_d : fator de projeto;
 n_f : coeficiente de segurança contra fadiga do cabo de aço;
 n_s : coeficiente de segurança estática do cabo de aço;
 OL: fibras oxidativas-lentas;
 (p/S_u) : razão pressão-resistência obtida de forma gráfica;
 P_0 : carga estática equivalente do rolamento;
 R: raio do came;
 RG: fibras rápidas-glicolíticas;
 ROG: fibras rápidas-oxidativas-glicolíticas;
 s_0 : fator de segurança estático rolamento;
 SQR: Questionário de Avaliação do Ombro (*Shoulder Rating Questionnaire*);
 S_{sy} : limite de resistência ao cisalhamento;
 S_u : resistência máxima do fio;
 S_y : limite de resistência ao escoamento;
 T : torque no eixo;
 $T_i(\theta)$: somatória dos torques devido à inércia do mecanismo mola/seguidor/came;
 $T_m(\theta)$: torque disponível no grupo muscular motor em cada posição angular (θ) do movimento articular;
 $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$: a potência aeróbica máxima;
 w : peso/metro do cabo de aço;
 W: força total do sistema de cabo de aço;
 w_c : largura da chaveta;
 WUSPI: índice de dor no ombro em cadeirantes (*wheelchair user's shoulder pain index*);
 y : distância da fibra analisada ao eixo neutro;
 σ_y : tensão de flexão;
 ω : velocidade angular do eixo;

Sumário

Capítulo I - Introdução	1
Capítulo II – Revisão Bibliográfica	5
2.1 - Músculo Esquelético: Estrutura e função.....	5
2.1.1 - Estrutura Base para Contração	5
2.1.2 - Função do Músculo Esquelético	8
2.1.3 - Diferentes Tipos de Unidades Motoras – Fibras Tipo I e Fibras Tipo II	9
2.1.4 - Relações de Força Muscular-Velocidade e Potência-Velocidade.....	10
2.1.5 - Desenvolvimento de Força Muscular, Endurance e Flexibilidade.....	12
2.1.6 - Princípios Biológicos do Treinamento	17
2.1.7 - Dor muscular, sendo eles: dor aguda e dor muscular tardia.....	18
2.1.8 - Programas de Treinamento de Força e Endurance.....	19
2.1.10 - Flexibilidade	22
2.2 - Articulação do ombro.....	22
2.3 – Usuários de cadeiras de rodas.....	24
2.3.1 - Fatores que levam a não deambulação.....	24
2.3.2 - Dores associadas ao uso de cadeira de rodas	28
2.3.3 – Avaliação de parâmetros físicos em cadeiras de rodas	31
2.3.4 – Qualidade de vida para o público cadeirante	32
2.3.5 - Benefícios da atividade física em usuários de cadeiras de rodas.....	33
2.3.6 - Recomendações clínicas para o público cadeirante	36
2.3.7 - Músculos envolvidos na propulsão da cadeira de rodas	42
2.3.8 – Movimentação passiva e ativa dos membros inferiores	43
2.3.9 - Ergonomia na cadeira de rodas	44
2.3.10 - Facilitadores e barreiras à realização de atividade física em usuários de cadeiras de rodas.....	45
2.4 - Equipamentos de Treinamento Muscular para cadeirantes.....	46
2.5 - Equipamentos comercialmente disponíveis	56
2.6 - Tipos de mecanismos de geração de resistência	60

Capítulo III - Materiais e Métodos	65
3.1 - Estrutura Proposta para a Estação de Treinamento	66
3.1.1 - Estrutura do Módulo Central.....	67
3.1.2 – Sistema do Banco.....	73
3.1.3 - Módulo de Cabo de Aço	75
3.1.4 – Exercícios de treinamento muscular realizados no Módulo Central.....	77
3.1.5 – Exercícios de fortalecimento realizados no Módulo de Cabo de Aço	85
3.2 - Dimensionamentos dos principais componentes da estação	94
3.2.1 – Estimativa das forças máximas	95
3.2.2 – Determinação do Diâmetro das guias lineares dos sistemas de carga.....	96
3.2.3 – Dimensionamento do eixo do Came	98
3.2.4 – Dimensionamento do eixo Intermediário.....	101
3.2.5 Guia linear módulo sustentação mola	104
3.2.6 – Seleção do macaco mecânico.....	105
3.3 - Modelagem por Elementos Finitos.....	109
3.3.1 - Simulação Eixo came	110
3.3.2 - Simulação Eixo Intermediário.....	111
3.3.3 - Simulação Eixo Sextavado.....	112
3.3.4 - Simulação Eixo Final	114
3.3.5 - Simulação Estrutura suporte came	115
3.3.6 - Simulação Módulo Cabo de Aço	117
3.3.7 - Simulação dos sistemas de carga e suas guias	120
3.3.8 - Simulação da estrutura base e guias de deslocamento do banco.....	122
3.3.9 - Simulação estrutura do acento.....	123
Capítulo IV – Resultados e Discussões.....	126
4.1 - Eixo came	126
4.2 - Eixo Intermediário.....	127
4.3 - Eixo Sextavado.....	129
4.4 - Eixo final	130

4.5 - Estrutura do suporte came	131
4.6 - Módulo do cabo de aço	133
4.7 - Sistemas de carga e guias	136
4.8 - Estrutura base e guias de deslocamento do banco	137
4.9 - Estrutura do assento	138
4.10 – Dimensões e faixas de variação da estação de treinamento proposta.....	140
Capítulo V - Conclusões.....	143
Capítulo VI – Referências Bibliográficas.....	145
Capítulo VII - Apêndice	150
7.1 – Dimensionamentos Estruturais da Estação de Treinamento	150
7.1.1 – Determinação do Diâmetro das guias lineares do sistema do banco	150
7.1.2 - Rolamento linear do sistema do banco.....	152
7.1.3 - Rolamento Linear dos sistemas de carga.....	153
7.1.4 – Suporte para as Guias Lineares.....	154
7.1.5 – Seleção da Primeira Corrente	154
7.1.6 – Seleção da Corrente Intermediária.....	158
7.1.7 – Seleção da Corrente Final	158
7.1.10 – Dimensionamento do eixo Sextavado.....	162
7.1.11 – Dimensionamento do eixo Final	164

Capítulo I

INTRODUÇÃO

De acordo com dados coletados pelo IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística) na publicação: “Características Gerais da População, Religião e Pessoas com Deficiência” de 2010, 23,9 % da população brasileira, o que equivale a 45 606 048 pessoas, declararam ter algum tipo de deficiência. Desse total, aproximadamente 30 %, ou 7 % da população brasileira da época, apresentavam algum tipo de deficiência motora, ou seja, que levava a dificuldades de locomoção (IBGE, 2010).

Dentre essas pessoas com deficiência motora, muitas precisam de cadeira de rodas como acessório indispensável para locomoção e realização das tarefas diárias. No entanto, o uso prolongado da cadeira de rodas está associado ao aparecimento de dores em seus usuários. Dentre as dores mais comumente citadas na literatura tem-se: lesão no punho, síndrome do túnel do carpo e lesões no ombro relacionado às desordens no manguito rotador. As lesões no túnel do carpo afetam de 40 a 66 % da população cadeirante, dores nas mãos e punhos afetam de 15 a 48 %, dores nos cotovelos de 5 a 16 %, lesão no túnel cubital afetam de 22 a 45 % e dores nos ombros de 30 a 60 %. A presença de dor limita a realização de atividades diárias, causa depressão, redução da qualidade de vida e pode causar, indiretamente, o desemprego (MEDICINE, 2005).

Para minimizar as chances de aparecimentos de lesões, os centros de reabilitação podem ensinar procedimentos ergonômicos e que exigem um mínimo esforço para a realização das atividades diárias, assim como, ensinar a técnica de propulsão adequada para evitar o aparecimento de dores (SAWATZKY *et al.*, 2015).

Ainda assim, a atividade física e o treinamento muscular são as principais formas de redução dos quadros de dores presentes no público cadeirante, além de aumentar a qualidade de vida dessa população (GINIS *et al.*, 2009) (GINIS *et al.*, 2011) (HICKS *et al.*, 2011) (OSTERÂS, TORTENSEN e OSTERÂS, 2010) (PELLETIER *et al.*, 2014).

Além de melhorar as dores oriundas do uso prolongado da cadeira de rodas, a exercícios resistidos também aumentam os níveis de força muscular (STRAATEN *et al.*, 2014). Outros benefícios dos exercícios são o aumento do volume máximo de oxigênio e aumento de potência aeróbica e anaeróbica (NASH *et al.*, 2007).

Para que a prática de exercícios seja mais eficaz e produza melhores resultados, dois princípios básicos devem ser seguidos: o princípio da sobrecarga crescente e o da especificidade. O primeiro destaca que a resistência com que se realiza os exercícios deve aumentar à medida que o usuário ganha condicionamento físico e força muscular; o segundo, que o treinamento deve ser específico para o fim a que se destina no que diz respeito aos grupos musculares envolvidos, velocidades e acelerações do movimento (FOSS e KETEVIAN, 2000).

Embora os benefícios da atividade física, especialmente os treinamentos resistidos para o público cadeirante sejam comprovados, existem poucos equipamentos dedicados a esse público, sendo que a maioria destes equipamentos são adaptações de outros sistemas voltados para pessoas sem deficiência. Essa falta de equipamentos específicos é uma das principais barreiras para a realização de exercícios resistidos pelos cadeirantes (SERONA, ARRUDA e GREGUOL, 2015).

Em uma ampla busca realizada em banco de patentes e em empresas do setor de equipamentos para musculação, verificou-se que a maioria das propostas de equipamentos para cadeirantes ainda são incipientes e encontram-se, na maioria dos casos, somente como documentos de patentes, ou seja, ainda não foram disponibilizados para o público. Os poucos fabricantes que disponibilizam equipamentos para esse público, geralmente encontram-se fora do Brasil. Adicionalmente, esses equipamentos, não raro, são apenas adaptações de equipamentos de treinamentos existentes e, portanto, não refletem a real necessidade da população usuária de cadeira de rodas.

Assim, a proposta do presente trabalho visa contribuir para sanar a falta de equipamentos de musculação, específicos e dedicados, para pessoas com deficiência motora ou dificuldade de locomoção. O objetivo do estudo foi desenvolver uma estação de treinamento dedicada para cadeirantes, que leva em consideração as limitações desse público, considerando diversas possibilidades de treinamento muscular.

A estação de treinamento muscular foi projetada para a realização de, no mínimo, 20 tipos de exercícios físicos. Foi utilizado um sistema de resistência mecânica do tipo pilha de pesos, cabos e polias. No entanto, devido a outras necessidades, principalmente, de atletas paralímpicos, para que alguns exercícios pudessem ser realizados com velocidade mais alta considerando propriedades dos princípios do treinamento muscular, especialmente o da especificidade, também foi projetado outro sistema de geração de resistência do tipo

came/mola/seguidor desenvolvido por (SIQUIEROLI, 2007). Esse sistema pode ter o came alterado para ser específico para um treinamento e gera resistência ao movimento sempre próxima à máxima capacidade de produção de força do grupo muscular envolvido mesmo em velocidades e acelerações elevadas. A utilização desse novo sistema de geração de resistência permite treinamentos em velocidade com resistência gerada próxima à máxima capacidade de produção muscular de força, conseqüentemente, as fibras musculares do tipo II serão mais recrutadas que em exercícios de baixa velocidade e intensidade. Assim, esse equipamento pode ser utilizado para treinamentos voltados para o máximo desempenho e gerar resultados melhores que os obtidos por máquinas de treinamento convencionais.

A estação de treinamento foi projetada visando uma ampla quantidade de exercícios para trabalhar os músculos de membros superiores, principalmente, aqueles envolvidos na propulsão da cadeira de rodas.

O projeto se iniciou com a constatação da necessidade de equipamentos específicos às pessoas com deficiência motora que foi confirmada com uma ampla busca bibliográfica em livros, artigos, bancos de patentes, sites.

Após essa etapa inicial de constatação da necessidade e busca bibliográfica para embasamento teórico, definiu-se então as necessidades do projeto, ou a especificação do que o produto deveria ter para suprir a necessidade constatada na primeira etapa do projeto. Essa especificação das necessidades e hipóteses do projeto do equipamento foi definida e está apresentada no capítulo 3.

Após a definição das hipóteses do projeto, iniciou-se a concepção estrutural do equipamento realizada com o software Inventor®. Os componentes mecânicos, tais como correntes, rolamentos, unidades de rolamento, dentre outros foram selecionados com base em catálogos e normas.

Já os componentes estruturais foram analisados por meio de métodos analíticos e as principais partes estruturais da estação de treinamento muscular foram projetadas utilizando modelagem por elementos finitos.

A dissertação foi dividida em capítulos para melhor apresentação do trabalho. A seguir destacam-se, de forma resumida, como foi organizada a redação do trabalho.

O capítulo I apresenta a introdução sobre o assunto destacando os objetivos principais do trabalho.

O capítulo II apresenta uma ampla revisão da literatura que aborda de forma detalhada aspectos da fisiologia muscular, a articulação do ombro e sua susceptibilidade a lesões, problemas e recomendações aos cadeirantes, os equipamentos propostos em

patentes e comercialmente disponíveis que possibilitam o treinamento muscular de cadeirantes.

No capítulo III, a estrutura concebida foi apresentada, assim como a abordagem para se chegar às dimensões finais da estrutura. São apresentados dimensionamentos analíticos de alguns componentes da estação de treinamento, além de toda a metodologia desenvolvida para o desenvolvimento da modelagem por elementos finitos.

No capítulo IV, os principais resultados são discutidos para se avaliar a confiabilidade da estação de treinamento muscular proposta quanto ao seu projeto e características operacionais.

O capítulo V apresenta as conclusões do presente trabalho e as sugestões para trabalhos futuros destacando os próximos passos para que o equipamento projetado possa ser fabricado e testado visando, efetivamente, chegar para os cadeirantes.

O Capítulo VI mostra as referências bibliográficas utilizado no desenvolvimento do trabalho e o Capítulo VII mostra o apêndice sobre outras análises realizadas e que são complementares para o melhor entendimento de todo o projeto.

Capítulo II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 - Músculo Esquelético: Estrutura e função

2.1.1 - Estrutura Base para Contração

O músculo esquelético é formado por diversas fibras musculares (célula muscular). Cada fibra muscular é envolvida por um tecido conjuntivo denominado endomísio e uma membrana adjacente a ele em direção ao centro da fibra denominado sarcolema. As fibras musculares se agrupam em uma estrutura denominada fascículo que é envolvido por um tecido conjuntivo chamado de perimísio. Os fascículos estão agrupados para compor o músculo pelo tecido conjuntivo denominado epimísio (Figura 2.1), (FOSS e KETEVIAN, 2000).

Os tecidos conjuntivos, epimísio, perimísio, endomísio coalescem e se tornam contínuos com os tendões nas extremidades dos músculos que são responsáveis por fazer a transmissão de força do músculo e têm a vantagem de serem formados por tecido conjuntivo, não se danificarem facilmente e de aguentarem grandes tensões relativamente à sua área de seção transversal. Para contração o músculo necessita de oxigênio proveniente do sangue recém-oxigenado, por isso os músculos são irrigados por uma rica rede de artérias, arteríolas, capilares e vênulas. O treinamento físico gera um aumento da capacidade de oxigenação dos músculos, em indivíduos treinados cada fibra muscular é cercada por média de cinco a sete capilares contra três ou quatro em indivíduos não treinados (FOSS e KETEVIAN, 2000).

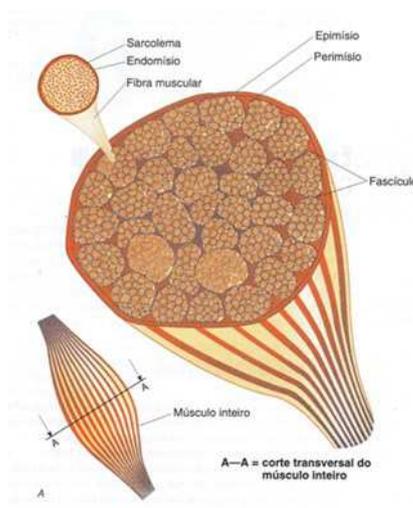


Figura 2.1 - Esquema de um músculo esquelético mostrando a disposição e agrupamento das fibras musculares e os tecidos conjuntivos presentes (FOSS e KETEVIAN, 2000).

Os músculos contêm nervos que são formados por fibras motoras e sensoriais, estas responsáveis pela condução de informações acerca da tensão e da contração do músculo ao sistema nervoso central, aquelas responsáveis pelos estímulos que geram a contração do músculo (FOSS e KETEVIAN, 2000).

Cada fibra muscular em seu interior é preenchida pelo sarcoplasma, que é composto por componentes subcelulares, mioglobina, gordura, glicogênio, fosfocreatina, ATP e centenas de filamentos proteicos enroscados denominados miofibrilas. As miofibrilas são onde se encontram os sarcômeros, unidades responsáveis pela contração do músculo. Os sarcômeros são formados por miofilamentos denominados miosina e actina, sendo que as actinas são menores e circundam a miosina. Os filamentos de actina e miosina estão organizados de uma maneira específica de modo a constituir faixas: a Faixa A que contém filamentos de actina e miosina; a Faixa I que contém filamentos de actina; a linha Z (linha de divisão entre um sarcômero e outro)(Figura 2.2), (FOSS e KETEVIAN, 2000).

A faixa A contém uma pequena região central sem filamentos de actina denominada faixa H. Para a contração muscular os filamentos de actina deslizam sobre os filamentos de miosina diminuindo o comprimento da faixa I e eliminando a faixa H, é importante observar que o comprimento dos miofilamentos não se altera, mudando apenas a disposição espacial dos mesmos dentro de cada sarcômero. O encurtamento muscular advém de um impulso nervoso que faz com que pontes cruzadas sejam feitas e desfeitas entre os dois filamentos, mecanismo esse que não será explicado em detalhes (Figura 2.3) (FOSS e KETEVIAN, 2000).

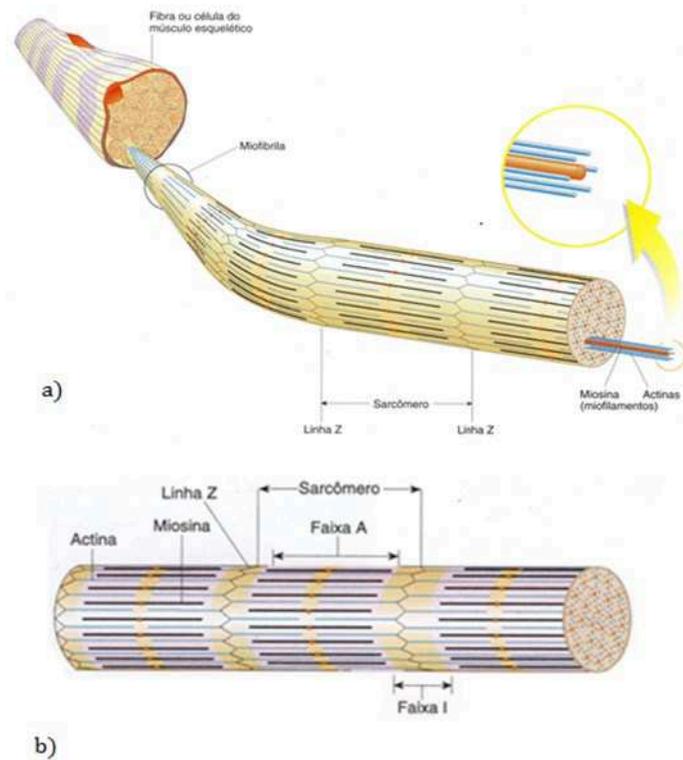


Figura 2.2 - a) Músculo esquelético mostrando a delimitação microscópica da fibra, da miofibrila e dos miofilamentos, b) subdivisões presentes em uma miofibrila. Adaptado de (FOSS e KETEYIAN, 2000).

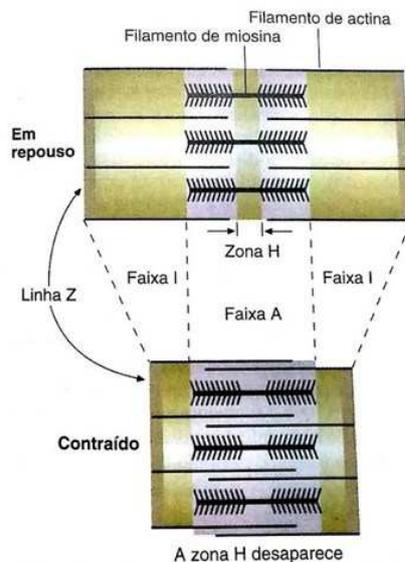


Figura 2.3- Teoria do deslizamento dos filamentos para contração muscular. Quando um sarcômero se contrai a zona H deixa de existir, a faixa I se encurta e a faixa A mantém seu tamanho. Nem os filamentos de actina nem os de miosina mudam de tamanho (FOSS e KETEYIAN, 2000).

2.1.2 - Função do Músculo Esquelético

O músculo é composto por milhares de fibras musculares, porém um número bem menor de fibras nervosas, assim sendo, um neurônio motor inerva cerca de até 500 ou mais fibras musculares, o motoneurônio e as fibras musculares inervadas por ele recebem o nome de unidade motora. Uma consequência disso é que todas as fibras musculares inervadas por um nervo motor se contraem conjuntamente ao receber o estímulo. As fibras musculares e as unidades motoras individuais obedecem à lei do tudo ou nada, que diz que a contração da fibra ou fibras será total independente da intensidade do estímulo do nervo motor. Porém, em se tratando do músculo essa lei não é válida e o músculo pode se contrair em diferentes intensidades (FOSS e KETAYIAN, 2000).

2.1.2.1 - Unidade Motora e Gradações da Força

Como as fibras e unidades motoras obedecem à lei do tudo ou nada, a gradação de força no músculo pode ser conseguida de duas maneiras, sendo elas: somação de múltiplas unidades motoras e somação por ondas. Sabe-se que uma unidade motora responde ao estímulo do nervo por uma contração rápida (contração espasmódica), caso antes do músculo se relaxar completamente ocorra outro estímulo para contração se terá a somação dos dois movimentos. Caso os estímulos de contração ocorram repetidamente com uma dada frequência, chega-se a um ponto no qual pode ocorrer completa fusão dos movimentos individuais, não se percebendo nesse caso variação da força, condição essa chamada de tetania e que se for continuada por muito tempo pode levar o músculo à fadiga. Essa gradação de força por meio de estímulos repetidos é a somação por ondas (Fig. 2.4), (FOSS e KETAYIAN, 2000).

A somação de múltiplas unidades motoras, ou recrutamento consiste no fato de que o músculo pode se contrair com uma ou várias unidades motoras. Levando-se em conta que as unidades motoras podem ser constituídas de diferentes números de fibras musculares, pode-se gerar uma grande variação da força capaz de ser produzida. A Figura 2.5 mostra como seria a gradação de força por recrutamento alterando-se primeiramente o número de unidades motoras sendo contraídas e o número de fibras que compõe cada unidade motora (FOSS e KETAYIAN, 2000).

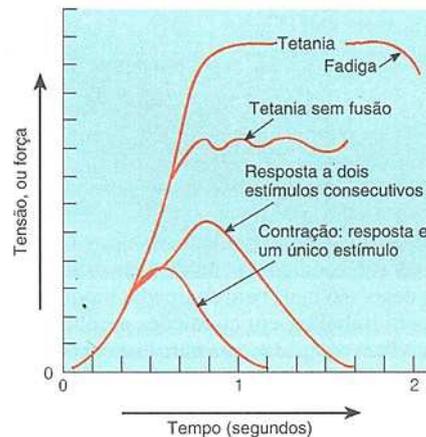


Figura 2.4 - Somação por ondas. O gráfico mostra que uma unidade motora responde à contração produzindo um movimento rápido de contração, seguido por relaxamento; caso antes da unidade estar completamente relaxada ocorra outro estímulo, os dois se somarão produzindo uma força maior que aquela de um único estímulo; se vários estímulos se sobrepõe ocorrerá a tetania do músculo em cuja força chega a ser de três a quatro vezes a de um estímulo simples e se prolongada por muito tempo gera a fadiga (FOSS e KETEVIAN, 2000).

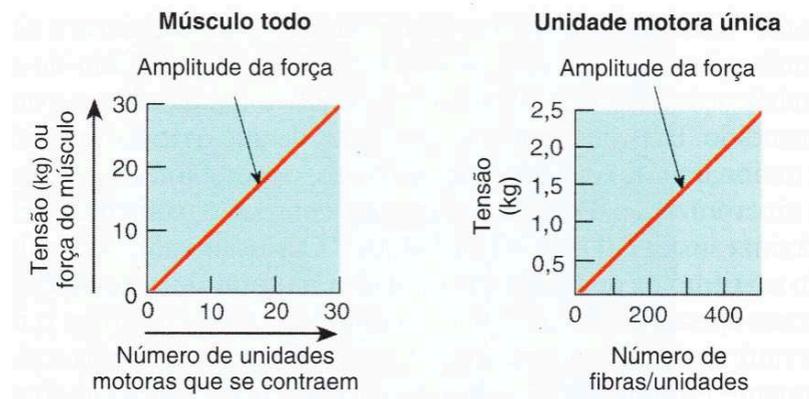


Figura 2.5 - Somação de múltiplas unidades motoras. A força pode ser variada através do número de unidades motoras que se contraem ou da quantidade de fibras da unidade motora sendo contraída (FOSS e KETEVIAN, 2000).

2.1.3 - Diferentes Tipos de Unidades Motoras – Fibras Tipo I e Fibras Tipo II

Embora as unidades motoras funcionem da mesma forma no que diz respeito à contração, existem fibras com diferentes propriedades. Algumas fibras são mais bem estruturadas, bioquímica e estruturalmente para trabalharem aerobiamente (Fibras tipo I ou fibras lentas). Outras são mais bem equipadas para trabalharem anaerobicamente que são

as fibras tipo II ou fibras rápidas. Para humanos a mais frequente classificação dos tipos de fibras musculares são: fibra tipo I (lentas, oxidativas, resistentes à fadiga), tipo IIA (rápidas, oxidativas, propriedades metabólicas intermediárias) e IIX (mais rápidas, glicolíticas, fadigáveis) (FRONTERA e OCHALA, 2015).

2.1.3.1 - Diferenças funcionais entre as fibras tipo I e tipo II

As fibras tipo I são recrutadas preferencialmente em exercícios de baixa intensidade, as fibras tipo II para exercícios de intensidade mais alta ou de maior duração e as fibras tipo II X para exercícios que demandam força máxima ou quando as outras células começam a demonstrarem fadiga. Para exercícios de potência máxima o músculo recruta todos os tipos de fibras musculares conjuntamente. As fibras tipo I são sempre recrutadas independente da intensidade do exercício enquanto as fibras do tipo II começam a ser recrutadas em exercícios de mais alta intensidade ou quando as fibras do tipo I começam a fatigar-se (FOSS e KETEVIAN, 2000).

Quanto às diferenças entre homens e mulheres atletas, tem-se que todos os tipos de fibras são maiores nos homens do que nas mulheres, e dentre de um mesmo sexo, as pessoas treinadas tem fibras maiores do que aquelas não treinadas. O aumento do tamanho do músculo se deve, principalmente devido à hipertrofia das células (FOSS e KETEVIAN, 2000).

2.1.4 - Relações de Força Muscular-Velocidade e Potência-Velocidade

A máxima força que o músculo é capaz de produzir é obtida em baixa velocidade, à medida que a velocidade do movimento do músculo aumenta o torque máximo que esse músculo é capaz de produzir diminui. A relação força-velocidade típica obtida de músculos in vitro ou grupos musculares isolados é descrita por uma equação hiperbólica como mostra a linha sólida da Fig. 2.6, (JARIC, 2015).

A potência é definida como a quantidade de trabalho realizado por unidade de tempo, no caso de movimento angular a potência será dada pelo produto entre o torque e a velocidade angular em radianos por segundo. A potência máxima que um músculo é capaz de gerar aumenta rapidamente para pequenas velocidades, até o ponto que ela pode estabilizar e começar a diminuir. No início do movimento o torque está diminuindo, porém a velocidade está aumentando e a potência aumenta, chega um ponto no qual o aumento da velocidade não mais consegue sobressair-se à queda do torque e a potência máxima gerada no músculo começa a diminuir. Assim, a curva da potência de um grupo muscular isolado tem formato de uma parábola de concavidade para baixo como pode ser visto na linha tracejada da Fig. 2.6, (JARIC, 2015).



Figura 2.6 - Curva Força-Velocidade e Potência-velocidade para um grupo muscular isolado (JARIC, 2015).

Para uma mesma velocidade de contração do músculo, quanto maior o percentual de fibras do tipo II, maior será a força máxima que esse pode produzir, outra maneira de dizer esse comportamento é: para uma dada força máxima produzida pelo músculo, quanto maior a porcentagem de fibras tipo II, maior será a velocidade que o movimento pode ser realizado. Semelhantemente, quanto maior a porcentagem de fibras do tipo II maior será a potência obtida para uma dada velocidade angular do movimento (FOSS e KETEVIAN, 2000).

Embora para músculos *in vitro* ou grupos musculares isolados seja aproximadamente dada por uma equação hiperbólica, vários artigos sugerem que para tarefas multiarticulares de desempenho máximo uma relação aproximadamente linear poderia existir entre força e a velocidade de todo o corpo ou membros do corpo. Padrões de força-velocidade aproximadamente lineares já foram obtidos a partir de vários saltos verticais, extensões simultâneas da perna onde os músculos da perna agem por meio de cadeias cinéticas fechadas, ciclismo, e vários movimentos do braço e parte superior do corpo. Para esses casos de tarefas multiarticulares o gráfico do movimento se parece ao mostrado na Fig. 2.7 com a relação força velocidade linear mostrada pela linha sólida e a potencia-velocidade uma parábola perfeita mostrada pela linha tracejada, (JARIC, 2015).

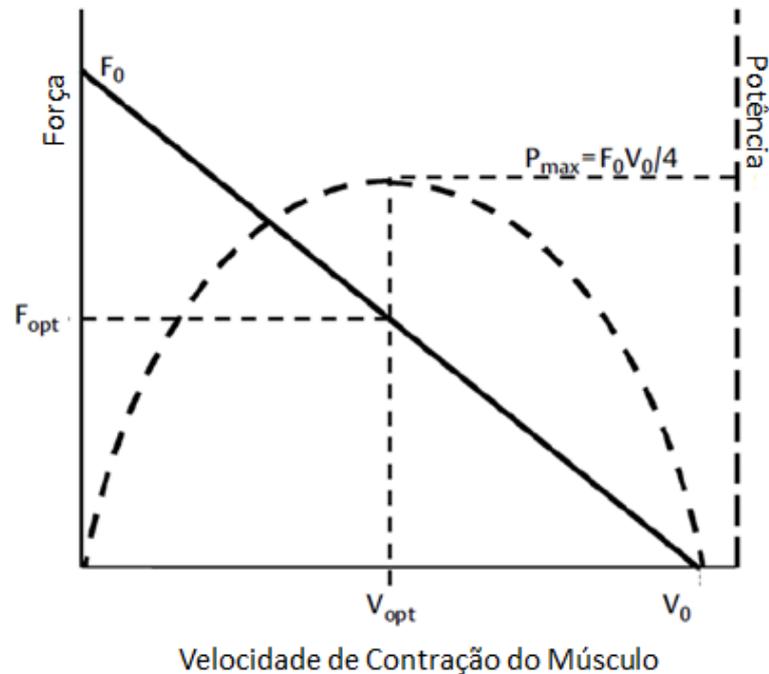


Figura 2.7 - Curva Força-Velocidade e Potência-velocidade para um grupo muscular isolado (JARIC, 2015).

2.1.5 - Desenvolvimento de Força Muscular, Endurance e Flexibilidade

O objetivo do presente capítulo é apresentar as principais variáveis relacionadas ao treinamento muscular voltado para o desenvolvimento de força muscular, endurance e flexibilidade. Será apresentado o comportamento do músculo durante diferentes tipos de treinamento e alguns termos e definições relacionados ao treinamento muscular.

2.1.5.1 - Força Muscular: Definição e Tipos de contração

A força muscular é a força que um músculo ou um grupo muscular consegue exercer contra uma resistência a ele imposta. Como o músculo tem certo ângulo de inserção na estrutura óssea da articulação correspondente, geralmente essa força muscular se apresenta como forma de momento (torque) na articulação. Existem quatro tipos básicos de contração muscular, sendo eles: dinâmica (isotônica), concêntrica e excêntrica, estática (isométrica) e isocinética, (FOSS e KETEYIAN, 2000).

A contração dinâmica possui as fases concêntrica (aquela que ocorre quando o músculo tem que superar uma resistência constante para se encurtar) e excêntrica (músculo volta a sua posição). Analisando-se o músculo isoladamente, tem-se que a máxima força que o mesmo consegue produzir é quando ele está estendido (estirado), entretanto o momento que o músculo é capaz de gerar na articulação depende não somente da força do

músculo, mas também de seu ângulo de inserção na estrutura óssea e do ângulo da articulação, assim, a máxima força que o músculo é capaz de gerar não se dá na posição estendida e varia continuamente com o ângulo da articulação. A Fig. 2.8 mostra a variação da força máxima capaz de ser exercida por um grupo muscular em função do ângulo da articulação para diferentes articulações do corpo humano. Como pode ser visto nos gráficos da Fig. 2.8, a forma como a força máxima varia com o ângulo da articulação depende muito da articulação em análise. Uma consequência dessa figura é que para que a contração isotônica seja possível ao longo de toda extensão da articulação, deve-se selecionar um peso que seja igual à menor força que o músculo consegue gerar. Uma vez selecionado a resistência ao movimento com base na carga mínima; o músculo só apresentará esforço máximo no ângulo articular que gera a menor força, trabalhando fora do esforço máximo nos outros ângulos da articulação. A Fig. 2.9 mostra a porcentagem da carga máxima sendo aplicada pelo músculo durante contração dinâmica em função do ângulo articular, (FOSS e KETEVIAN, 2000).

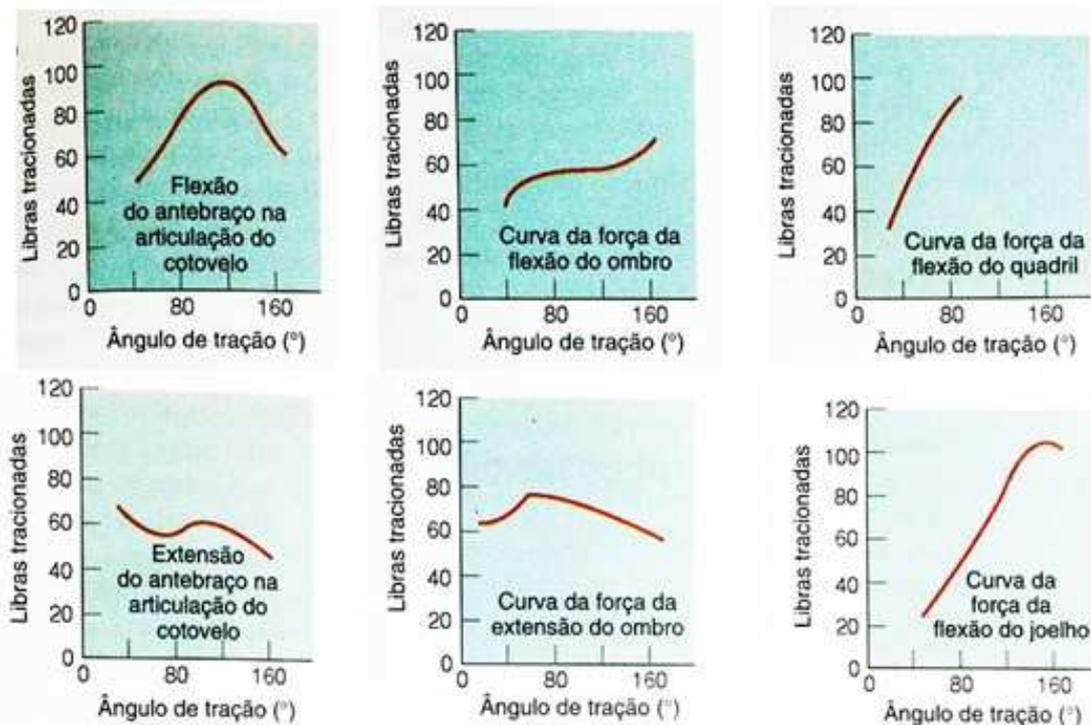


Figura 2.8 - Relação entre força máxima produzida pelo músculo em função do ângulo da articulação para diferentes grupos musculares (FOSS e KETEVIAN, 2000).

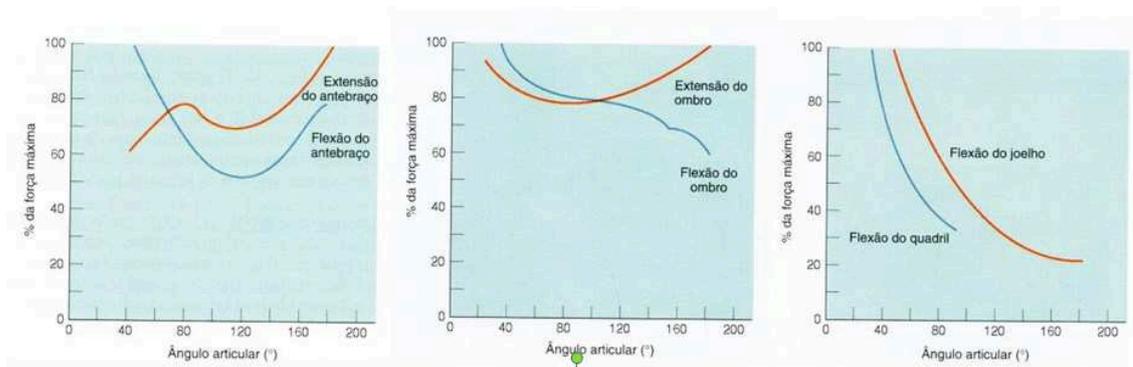


Figura 2.9 - Na contração isotônica para que o movimento seja possível em toda sua extensão, deve-se selecionar a carga máxima suportada no ângulo mais fraco do músculo, isso faz com que o músculo só seja exigido ao máximo nesse ponto (FOSS e KETEVIAN, 2000).

Para a obtenção de maiores ganhos de força muscular, o músculo deve trabalhar sempre próximo à sua capacidade máxima de geração de força, o que não ocorre na contração dinâmica. Para contornar essa limitação do treinamento com carga constante, alguns fabricantes de equipamentos desenvolveram equipamentos com dispositivos de acomodação do tipo cames. Nestes, a partir da variação do raio da came em cada ângulo do movimento, varia-se o torque resistivo ao exercício, e se aproxima então para cada ângulo da articulação da máxima força que o músculo é capaz de produzir, (FOSS e KETEVIAN, 2000).

A contração estática, por sua vez, ocorre quando o músculo está gerando tensão e as fibras estão contraindo, no entanto, a máxima força sendo gerado por ele não é capaz de vencer a resistência externa imposta a ele, e como consequência o comprimento externo do músculo não varia (a articulação não se move), (FRONTERA e OCHALA, 2015).

A Contração excêntrica é aquela que ocorre quando o músculo está se alongando durante a contração, um exemplo disso é quando o usuário aplica uma força contrária a uma carga que tende a estender o músculo, sem, no entanto impedir o movimento de alongamento do músculo, (FRONTERA e OCHALA, 2015).

Por fim, a contração isocinética é aquela na qual o movimento da articulação se dá a uma velocidade angular constante ao longo de todo o movimento. Para realizar esse tipo de contração são necessárias máquinas especiais que por meio de circuitos de controle mantêm a velocidade constante independentemente da força aplicada pelo usuário. Instruindo-se o usuário para tentar realizar o movimento com máxima velocidade possível, o músculo estará se contraindo com a máxima força ao longo de todo o comprimento da articulação, (FRONTERA e OCHALA, 2015), (FOSS e KETEVIAN, 2000).

As máquinas isocinéticas possuem ajuste de velocidade e geralmente são instrumentadas com sensores para leitura de torque, força e ângulo da articulação, tal característica faz com que essas máquinas sejam utilizadas amplamente para medidas de potência e força em um indivíduo, (FOSS e KETEYIAN, 2000).

Essas máquinas também podem ser utilizadas para treinamento muscular, especialmente em atletas devido ao alto custo do equipamento; quando elas são utilizadas para treinamento, tem-se a vantagem de induzir a força máxima no músculo ao longo de toda a articulação e de permitir movimentos em velocidades mais altas, possibilitando o aumento da potência muscular (FOSS e KETEYIAN, 2000). Um exemplo de máquina isocinética é mostrado na Fig. 2.10.

2.1.5.2 - Definição de Resistência Muscular

Resistência muscular é a ativação dos músculos em uma intensidade que permite que o indivíduo mantenha a atividade por períodos prolongados de tempo sem sofrer fadiga. Para que isso seja possível o transporte de oxigênio no músculo deve ser eficiente e a entrega de nutrientes essenciais ao músculo. Os músculos treinados para serem para resistência tem a quantidade de capilares sanguíneos aumentada, assim como o número de mitocôndrias. Assim sendo se um músculo tem alta endurance ele irá resistir mais tempo a um esforço sem se fadigar, característica essa, que é de fundamental importância para atletas que necessitam manter os seus músculos trabalhando em esforço máximo durante toda a prova sem que eles comecem a perder rendimento, (FRONTERA e OCHALA, 2015).



Figura 2.10 - Equipamento System 4 pro que permite treinamento isocinético e a mensuração de parâmetros de força e velocidade muscular (Biodex Medical Systems, Inc., s/Data).

2.1.5.3 - Alterações Fisiológicas que Acompanham o Aumento da força

O treinamento muscular está associado com diversas alterações fisiológicas, como por exemplo: o aumento da área de corte transversal e força muscular. Geralmente o ganho de força é relacionado com o aumento da área de corte transversal do músculo, mas esse também está relacionado com outros fatores, por exemplo: a capacidade de um músculo ser ativado por um esforço voluntário, a posição em que o músculo trabalha e seu comprimento, a composição do tipo de fibras que compõe o músculo e a velocidade de contração do mesmo (FOSS e KETEVIAN, 2000).

Quando um músculo é treinado, as suas fibras constituintes aumentam de diâmetro, fenômeno esse que é denominado de hipertrofia. Quando as fibras diminuem de diâmetro tem-se a atrofia. Em um músculo não treinado as fibras têm diferentes tamanhos, o aumento da seção transversal do músculo durante o treinamento se deve principalmente devido ao aumento de diâmetro das fibras menores, que deverá ficar com um tamanho próximo das maiores. A Fig. 2.11 mostra como a força dos flexores do braço varia com o aumento de seção do músculo, convém observar que essa relação independe de ser homem ou mulher, (FOSS e KETEVIAN, 2000).

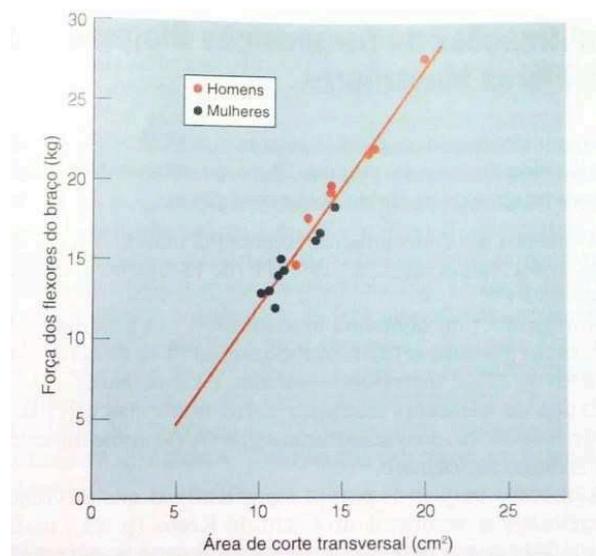


Figura 2.11 - Relação entre a área de corte transversal dos músculos flexores do braço e a força máxima produzida por ele. A força máxima para uma mesma seção transversal independe de ser homem ou mulher (FOSS e KETEVIAN, 2000).

As fibras tipo II tem hipertrofia seletiva quando relacionado às fibras tipo I, isso significa dizer que as fibras tipo II são recrutadas preferencialmente durante exercícios de força, sendo assim indivíduos que apresentam maior percentual de fibras tipo II tem a

tendência de responderem melhor ao treinamento muscular e apresentar ganho de força e massa muscular mais rápido. Convém lembrar que o treinamento muscular não altera a proporção e distribuição dos tipos de fibras (FOSS e KETEVIAN, 2000).

A fadiga pode estar relacionada com os ganhos de força e endurance, assim sendo, os treinamentos que visam ao aumento da força muscular devem ser realizados com um intervalo mínimo de descanso entre repetições e séries. A força máxima que um músculo pode produzir por vezes é limitada pelo sistema nervoso central ao inibir que todas as unidades motoras disponíveis sejam recrutadas ao mesmo tempo. Os treinamentos de força estão relacionados a uma diminuição da inibição mediada por reflexos dos neurônios motores ao nível da medula espinhal e facilitação neural reflexa. Assim, pode-se ganhar força muscular sem que os músculos tenham aumentado de tamanho simplesmente pelo maior recrutamento de unidades motoras. Os principais benefícios de treinamento com pesos são: pouca ou nenhuma modificação do peso corporal, reduções significativas na gordura corporal relativa e absoluta e aumento da massa corporal magra, (FOSS e KETEVIAN, 2000).

2.1.6 - Princípios Biológicos do Treinamento

Existem alguns princípios que regem a eficácia de um treinamento muscular, dentre os quais os mais importantes são o princípio da sobrecarga e o princípio da especificidade, (FOSS e KETEVIAN, 2000).

2.1.6.1 - Princípio da sobrecarga

Esse princípio diz que para que um músculo tenha ganhos significativos de força, endurance e hipertrofia, esse deve ser exercitado com uma carga perto da sua carga máxima admissível, ou seja, uma carga com a qual o músculo não é exercitado regularmente. O princípio da sobrecarga também é chamado de exercício com resistência progressiva (ERP), pois à medida que o músculo se desenvolve, a intensidade do exercício deve ser também aumentada de modo que o treinamento continue próximo à carga máxima que o músculo pode fornecer. A resistência progressiva pode ser também aplicada em relação ao tempo de estímulo, ou seja, caso o músculo seja exercitado por uma série que tenha intervalos de tempo crescentes em dias consecutivos, essa série também estará atendendo ao princípio da sobrecarga. Com o princípio da sobrecarga, estimula-se que o músculo desenvolva ações musculares voluntárias máximas, que significa que o músculo está desenvolvendo um nível de força que gera uma fadiga suportável. Assim, o usuário não precisa necessariamente levantar a carga máxima de 1 RM, caso o músculo já esteja

fadigado, uma carga menor já induz ações musculares voluntárias máximas (FLERCK e KRAEMER, 2006).

2.1.6.2 - Princípio da especificidade

O princípio da especificidade é aplicado principalmente quando se deseja aprimorar o rendimento de atletas. Esse princípio diz que, para que um treinamento com sobrecarga crescente produza aumentos de força e endurance que irão propiciar o melhor aumento no desempenho do atleta em uma modalidade específica, o treinamento deve ser específico para o atleta. Entende-se por treinamento específico aquele que trabalhe preferencialmente os grupos musculares e os padrões de movimento utilizados mais frequentemente durante a execução da atividade de competição do atleta; os perfis de velocidade e aceleração do movimento devem ser os mesmos. Por exemplo, um velocista precisa desenvolver os músculos dos membros inferiores, e como nas competições esses músculos trabalham em grande velocidade, o treinamento deve ser feito em alta velocidade e se possível com o mesmo gesto motor que será utilizado nas provas. Para o caso do velocista, um treinamento convencional de hipertrofia irá aumentar a massa do atleta e levar a perda do rendimento na corrida em virtude do maior peso para deslocar e conseqüentemente o maior trabalho e potência necessária para deslocar-se (FLERCK e KRAEMER, 2006).

2.1.7 - Dor muscular, sendo eles: dor aguda e dor muscular tardia

Existem dois tipos reconhecidos de dor após o treinamento muscular. A dor aguda é causada pela falta de fluxo sanguíneo suficiente nos músculos ativos (isquemia) gerada por uma tensão no músculo que é alta suficiente para obstruir o fluxo sanguíneo da região. Com o fluxo sanguíneo prejudicado os produtos da atividade metabólica, tais como o ácido láctico e potássio, não podem ser removidos do músculo e se acumulam até chegar a um ponto em que eles estimulam os receptores dolorosos localizados nos músculos. Assim que a tensão cessa e o fluxo sanguíneo é reestabelecido e a dor aguda para de atuar (FOSS e KETAYIAN, 2000). A dor muscular de início tardio (DMIT) inicia-se após o treinamento muscular e pode persistir por 24 horas a 48 horas ou mais após o exercício. Esse tipo de dor ocorre principalmente após contrações excêntricas, pois nesse tipo de contração o músculo se alonga sob tensão, distendendo os elementos conjuntivos associados aos tendões e às fibras musculares, o que não ocorre nas contrações isotônicas e isométricas. As causas da DMIT não são bem entendidas, porém acredita-se que a dor seja gerada principalmente por danos teciduais, por exemplo, a ruptura (laceração) das fibras musculares e lesão dos tecidos conjuntivos musculares. As principais formas de evitar a DMIT são: realizar

exercícios com sobrecargas crescentes (não iniciar o treinamento com cargas altas demais) e alongar-se devidamente após o exercício (FOSS e KETEVIAN, 2000).

2.1.8 - Programas de Treinamento de Força e Endurance

Existem basicamente quatro tipos de programas de treinamento, sendo eles: programas dinâmicos com resistência constante, programas isométricos, programas excêntricos e programas isocinéticos. Nesta seção, tem-se um breve resumo das principais características de cada um (FLERCK e KRAEMER, 2006), (FOSS e KETEVIAN, 2000).

2.1.8.1 - Programas de treinamento dinâmicos com resistência constante

Programa mais comum nas academias realizado com pesos livre ou equipamentos nos quais o peso ou a resistência sejam mantidos constantes durante todo exercício, no qual se tem algumas séries de exercícios compostas de diversas repetições, os exercícios são selecionados para trabalhar diferentes grupos musculares e cada série geralmente é composta por aproximadamente dez repetições. O objetivo do treinamento pode variar, quando se deseja força muscular geralmente se faz as séries com cargas altas e poucas repetições; quando se deseja endurance, as séries são compostas de cargas menores e maior número de repetições. Isso não significa que um treino de força não promova melhoras na endurance e vice-versa, no entanto, sabe-se que um treino de força promove melhores resultados na endurance do que o treino de endurance promove na força (FLERCK e KRAEMER, 2006), (FOSS e KETEVIAN, 2000).

2.1.8.2- Programas Isométricos

Consiste em contrair o músculo com determinada tensão estaticamente, pode ser realizado em equipamentos com carga maior do que a que se consegue levantar, ou estruturas imóveis tais como paredes e barras (FLERCK e KRAEMER, 2006). Um tipo de treinamento isométrico, por exemplo, consiste em quatro séries de uma contração com 70 % da contração voluntária máxima durante 30 segundos e repouso de um minuto entre séries. Esse tipo de treinamento pode resultar em aumento de força e endurance, no entanto, os ganhos de força só acontecem no ângulo de articulação treinado e é mais significativo em pequenas velocidades. Caso se deseje melhoria em todo movimento da articulação, deve-se treinar em diferentes ângulos, e caso se deseje ganho de força em velocidades mais altas, deve-se priorizar outras formas de treinamento (FOSS e KETEVIAN, 2000).

2.1.8.3 - Programas Excêntricos

Os programas excêntricos são aqueles nos quais o treinamento muscular é feito pela contração excêntrica. Eles não têm muito apelo profissional em virtude das dores musculares serem mais intensas nesse tipo de contração e devido a esses programas não serem tão efetivos no aumento de força como os outros. O uso desse tipo de programa é interessante nos casos de terapia e reabilitação e nos casos onde se deseja aumento da capacidade de trabalho excêntrico do músculo, como por exemplo, na ginástica e luta romana (FLERCK e KRAEMER, 2006), (FOSS e KETAYIAN, 2000).

2.1.8.4 - Programas Isocinéticos

Nos programas isocinéticos o treinamento do músculo é feito com velocidade constante da articulação sendo treinada. Nesse tipo de contração, caso o usuário tente contrair com a máxima velocidade possível, o músculo estará desenvolvendo força máxima ao longo de toda sua extensão à exceção do início e final do movimento quando a articulação ainda não atingiu a velocidade pré-determinada (FLERCK e KRAEMER, 2006). Dentre os programas de treinamento, esse é considerado o mais eficiente. A Fig. 2.12 mostra os ganhos de força isocinética após um programa de treinamento de sete semanas, com quatro seções por semana, nas quais os usuários realizavam extensão e flexão do joelho em uma velocidade constante de 180 graus por segundo. Um membro inferior de cada participante era treinado com 10 séries de 6 segundos cada e com intervalo de 114 segundos entre séries; o outro membro inferior era treinado com 2 séries de exercícios com 30 segundos cada e com intervalo de 20 minutos entre as séries. Pode-se perceber que os ganhos de forças foram equivalentes nos dois tipos de treinamento e que o treinamento aumentou significativamente a força na velocidade de treinamento e em velocidades abaixo, porém não foi muito efetivo em aumentar a força em velocidades mais altas. Assim sendo, caso um atleta precise de ganho de força em uma dada velocidade, o treinamento dele deve ser realizado em velocidade igual ou superior à velocidade requerida (FOSS e KETAYIAN, 2000).

2.1.9 - Conservação da Força e da Endurance

Depois de desenvolvidas a força e a endurance, elas regredem em um ritmo mais lento do que aquele que elas se desenvolveram. A Fig. 2.13,A mostra que os ganhos obtidos por um treinamento de força realizado três dias na semana com três séries com intensidade de 6 repetições máximas durante um período de três semanas se mantiveram após seis semanas sem treinamento algum, e os ganhos aumentaram mesmo com a intensidade do treinamento sendo mudada de três vezes por semana para apenas uma vez.

A Fig. 2.13,B mostra que os ganhos obtidos na endurance por meio de três sessões por semana durante oito semanas, na ausência de treinamento, estabilizaram-se em cerca de 70 % do que tinha sido obtido após 12 semanas sem treinamento, FOSS e KETEVIAN, 2000).

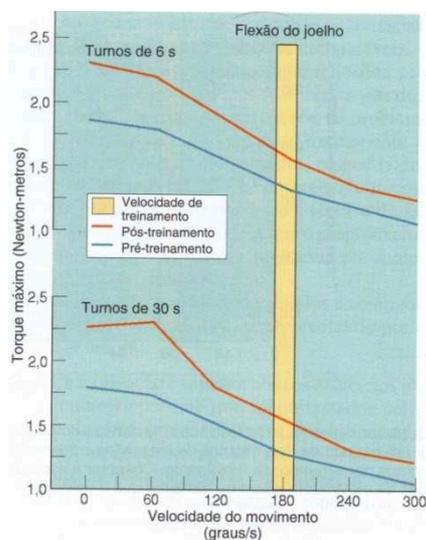


Figura 2.12 - Aumento de força em um programa isocinético, pode-se perceber que pequenos períodos de treinamento são suficientes para gerar resultados e que os ganhos de força são mais significativos em velocidades menores ou iguais aquela de treinamento (FOSS e KETEVIAN, 2000).

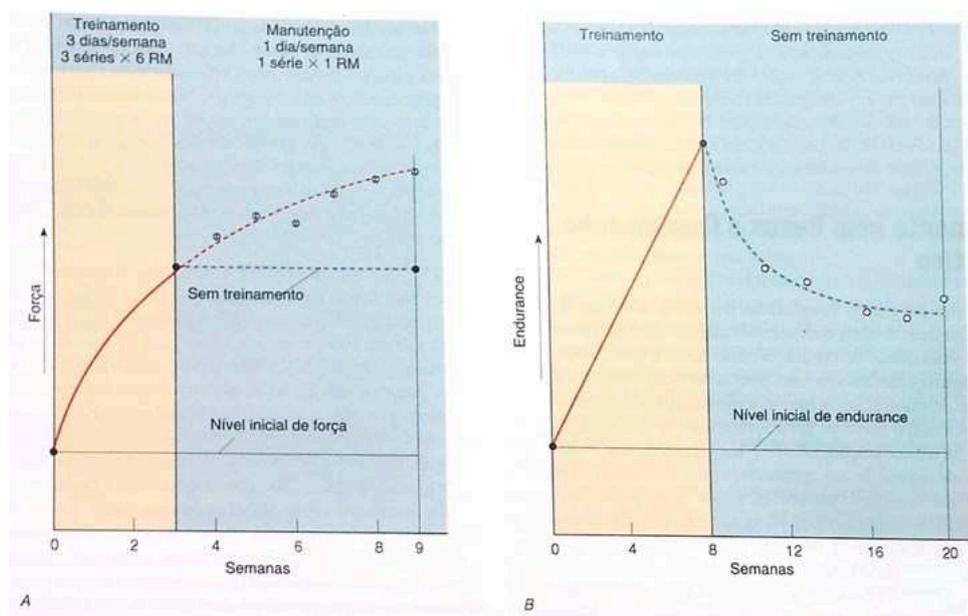


Figura 2.13 - Conservação da força e endurance. A – conservação dos ganhos de força. B – conservação dos ganhos de resistência (FOSS e KETEVIAN, 2000).

2.1.10 - Flexibilidade

A flexibilidade, que pode ser definida como a amplitude de movimento ao redor de uma articulação, é importante na realização de certas tarefas, para a saúde como um todo e para a aptidão física. Ao aumentar a flexibilidade os músculos ficam menos susceptíveis a lesões musculares, portanto juntamente com programas de treinamento de força e potência muscular, devem ser prescritos programas de desenvolvimento da flexibilidade (FOSS e KETEVIAN, 2000).

2.2 - Articulação do ombro

A articulação do ombro (também conhecida como articulação glenoumeral ou escapuloumeral) é formada da junção entre a cavidade glenoidal da escápula com a cabeça do úmero. Essa articulação é mais móvel do que as outras articulações do corpo, permitindo movimentos de flexão, extensão, hiperextensão, abdução, adução, rotação medial, rotação lateral e circundução do braço. A grande mobilidade da articulação do ombro se deve ao fato da cabeça do úmero ser grande em relação à cavidade glenoidal e à frouxidão da cápsula articular (tecido que reveste a cabeça do úmero em um de seus lados, conectando-se com a glenóide no outro lado). A resistência da articulação do ombro se deve principalmente devido aos músculos do manguito rotador (supraespinal, infraespinal, redondo menor e subescapular) que mantêm a cabeça do úmero na cavidade glenoidal. A articulação do ombro é recoberta pelo músculo denominado deltóide, que é bastante espesso e potente e dá o formato arredondado da articulação do ombro. Esses músculos e outros presentes podem ser vistos na Fig. 2.14 e Fig. 2.15 em visão posterior e anterior respectivamente (J.TORTORA e NIELSEN, 2013).

Uma lesão comum no ombro é a lesão do manguito rotador que é uma distensão ou laceração nos músculos do manguito rotador. É comum em esportes que exigem circundução vigorosa, tais como: natação, beisebol, natação, raquete, dentre outros; também é comum em casos de trabalho dos braços acima do nível da cabeça. A região mais afetada é o tendão do músculo supraespinal devido à sua localização entre a cabeça do úmero e o acrômio da escápula, região que é comprimida durante movimentos do ombro. A Fig. 2.16 mostra o local e a morfologia da lesão (J.TORTORA e NIELSEN, 2013).

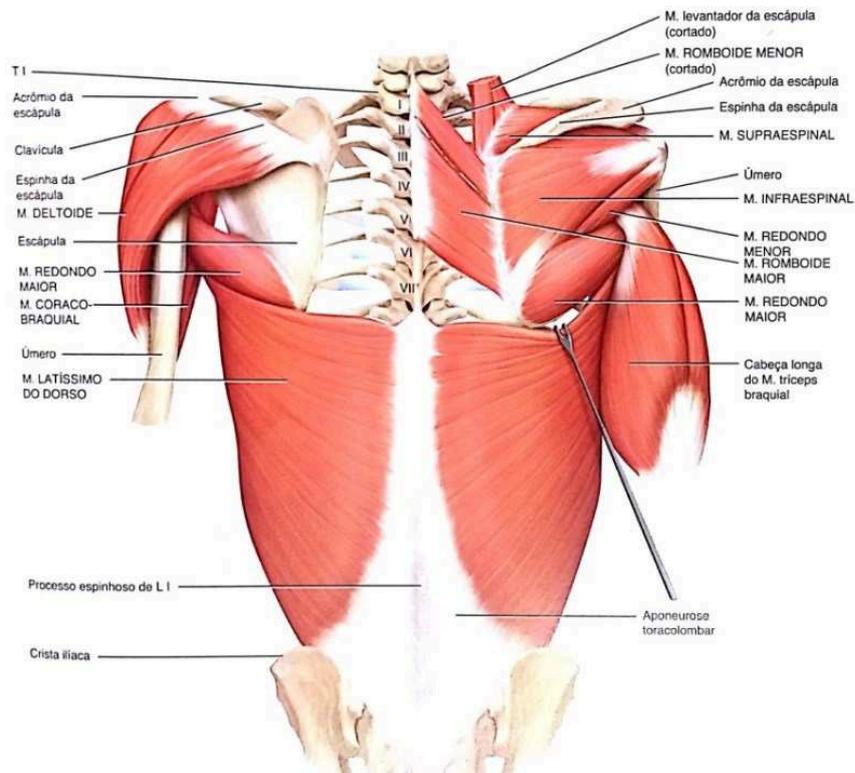


Figura 2.14 - Músculos do tórax e do ombro que movem o úmero, visão posterior, (J.TORTORA e NIELSEN, 2013).

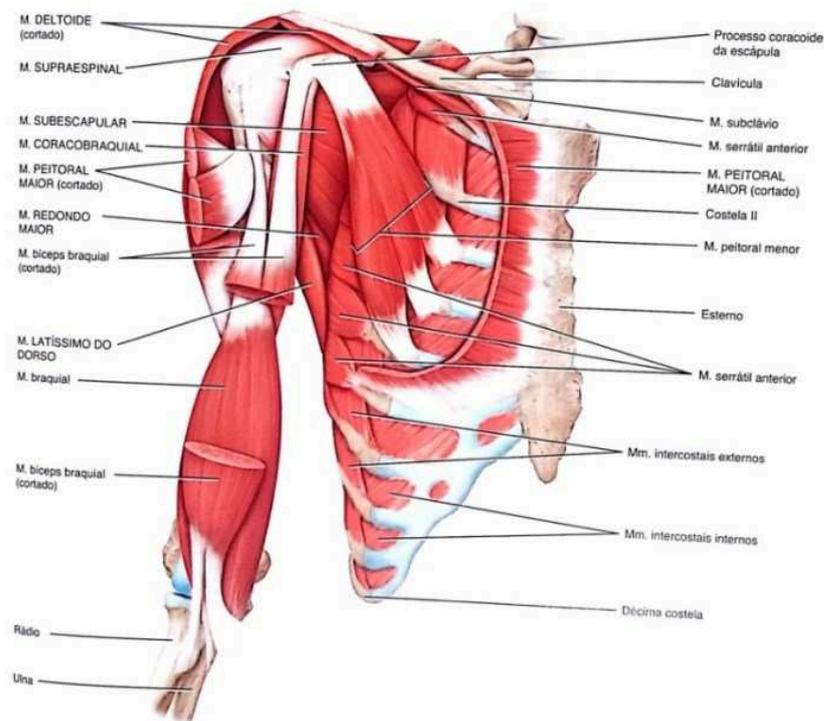


Figura 2.15 - Músculos do tórax e do ombro que movem o úmero, visão profunda anterior, (J.TORTORA e NIELSEN, 2013).

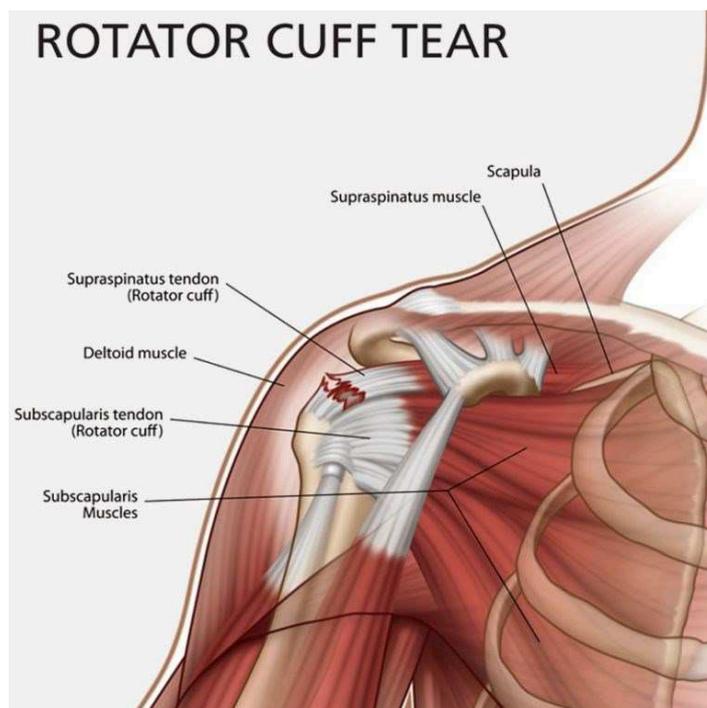


Figura 2.16 - Lesão no manguito rotador através da laceração do tendão do músculo supraespal, figura retirada de: (GEHRMAN e GEHRMAN).

2.3 – Usuários de cadeiras de rodas

2.3.1 - Fatores que levam a não deambulação

Vários são os fatores que podem levar alguém a necessitar do uso de cadeira de rodas para locomoção, dentre os quais se pode citar: anomalias congênitas, lesões medulares, doenças neuromusculares, amputações ou outras enfermidades que levem à dificuldade de locomoção. As duas principais causas da não deambulação são as doenças neuromusculares e lesões medulares (TEIXEIRA *et al.*, 2003).

De acordo com Teixeira et al. (2003) as doenças neuromusculares são doenças adquiridas ou hereditárias que compõem um grupo de desordens que afetam a unidade motora, ou seja: corpo do neurônio motor, plexos e raízes nervosas, nervo periférico, placa mioneural e tecido muscular. Em um sentido mais amplo, doenças que afetam o corticospinal, o cerebelo e as vias espinocerebelares também podem ser considerados doenças neuromusculares. Dentre as várias doenças que compõem esse grupo os sintomas são diversos e geralmente evoluem com o tempo, dentre os sintomas mais comuns tem-se: atrofia muscular, má coordenação motora, espasticidades, hiperreflexia, hipotonia,

arreflexia, anormalidade no funcionamento de órgãos internos, dentre outros. Sendo a maioria delas doenças progressivas acabam por levar o paciente a não deambulação e necessidade do uso de cadeira de rodas. Alguns exemplos dessas doenças são: paraparesia espástica familiar (doença de Strümpell), esclerose lateral amiotrófica, amiotrofia espinal, doença de Charcot-Marie-Tooth, distrofias musculares progressivas, distrofia miotônica, distrofia muscular congênita e miopatias congênitas estruturais.

2.3.1.1 - Lesão na Medula Espinal

Outra condição que pode levar à necessidade do uso de cadeiras de rodas é a lesão medular, que é de natureza traumática em sua maioria, porém podem ter outras causas, sendo elas: tumores, infecções, problemas vasculares e doenças degenerativas que afetam a medula espinal. A lesão na medula espinal é considerada uma das piores e mais traumáticas formas de deficiência motora, uma vez que, tal lesão é irreversível para a medicina atual e afeta funções do corpo do lesionado, as modificações somáticas provocadas pela lesão são: motoras, sensitivas, autonômicas e psíquicas, que podem se instalar abruptamente ou de maneira gradual, dependendo da etiologia da lesão (TEIXEIRA, SAURON, *et al.*, 2003).

A maioria das lesões medulares são traumáticas. Dentre as principais formas podem-se citar: acidente automobilístico, arma de fogo, acidente de trabalho e mergulho, (SERONA, ARRUDA e GREGUOL, 2015).

Em caso de lesão medular, o nível de comprometimento motor depende da vertebra em que a lesão ocorreu. A medula espinal, que é protegida pela coluna vertebral, possui um total de 26 vertebrae, sendo elas: 7 cervicais, 12 torácicas, 5 lombares, 5 sacrais (que se fusionam e formam o sacro) e 4 coccígeas (que se unem e formam o cóccix), a Figura 2.17 mostra todas as vertebrae da coluna vertebral e os nervos que compõem a medula espinhal. Lesões na medula cervical ocasionam tetraplegia enquanto lesões nos segmentos torácicos ou inferiores a ele provocam paraplegia (FRANCO, 2013), a Figura 2.18 mostra algumas funções musculares e os respectivos segmentos medulares responsáveis, indicando que uma lesão medular naquela vertebra irá comprometer aquela função e todas as funções das vertebrae inferiores à da lesão.

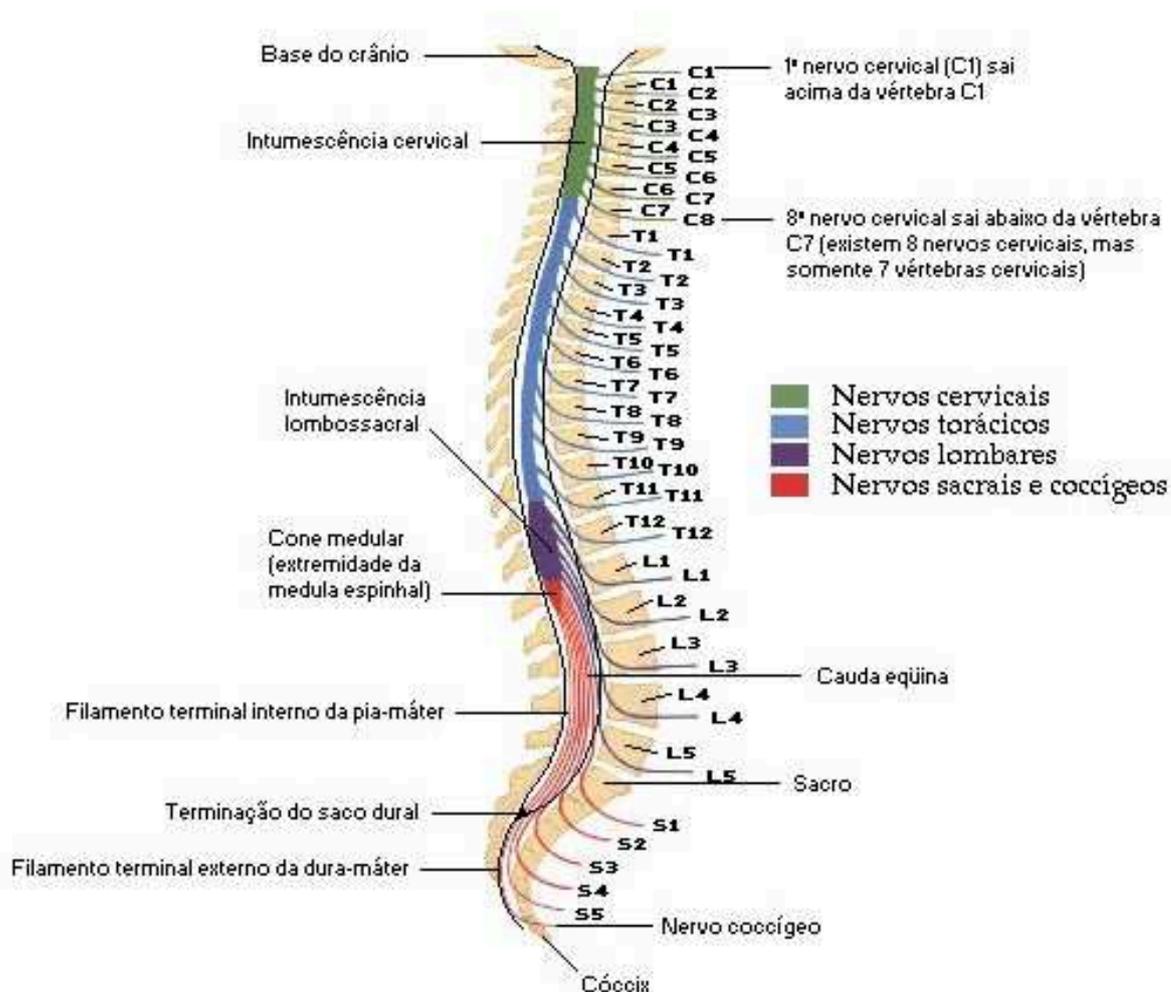


Figura 2.17 - Vértebras constituintes da coluna vertebral e nervos da medula espinhal (FRANCO, 2013).

Além das perdas motoras existem outras complicações que podem afetar a pessoa com lesão medular, sendo as principais:

- alterações respiratórias associadas à paralisia diafragmática ou paralisia da musculatura intercostal;
- trombose venosa profunda: coágulos de sangue que afetam principalmente veias profundas da parte inferior da perna e braços dificultando a circulação sanguínea;
- úlceras de pressão resultantes de contato prolongado de partes do corpo do lesionado com a cadeira de rodas ou cama, principalmente em regiões corporais que apresentam alguma saliência óssea sendo pressionada;
- hipotensão ortostática, queda de pressão repentina oriunda de mudanças bruscas de posição;

- problemas com a regulação térmica em virtude da perda de capacidade de controle de temperatura do corpo;
- ossificação heterotópica: ossificação das articulações provocando dificuldade de movimentação da articulação acometida e a reabilitação do paciente;
- espasticidades e automatismos medulares devido a uma hiperatividade do reflexo miotático, que ocorre principalmente quando o músculo executa movimentos rápidos de contração ou extensão;
- disfunção vesical que faz com que o lesionado perda o controle da micção;
- disfunção intestinal que podem levar a formação de fecalomas (bolo de fezes endurecido no reto e, em certos casos, no colo sigmóide, que causa uma obstrução crônica do trânsito intestinal) (TEIXEIRA *et al.*, 2003).

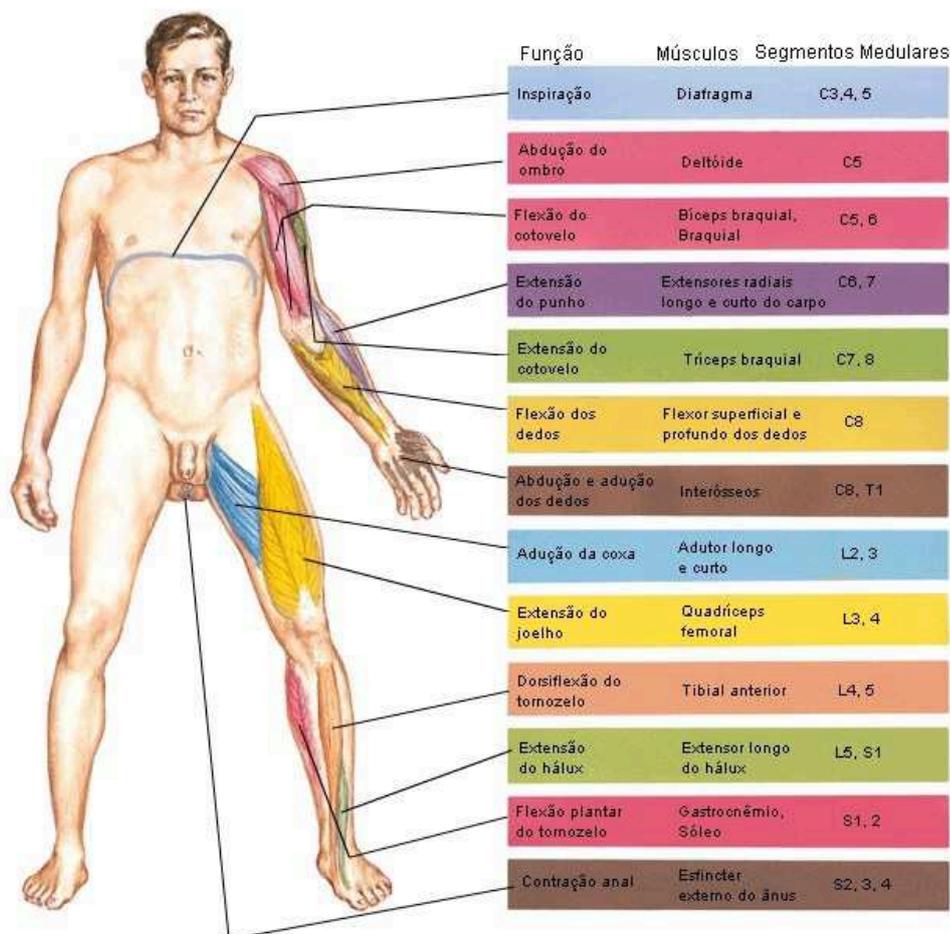


Figura 2.18 - Funções do corpo humano e os respectivos segmentos medulares responsáveis. Ao se analisar a tabela tem-se que lesões medulares nos segmentos da terceira coluna à direita irão comprometer a função da primeira coluna e todas abaixo dela (FRANCO, 2013).

Os portadores de lesão medular que utilizam de cadeira de rodas para locomoção geralmente são acometidos por dores, sendo elas oriundas da lesão medular ou do uso contínuo da cadeira de rodas. As dores que afetam os portadores de lesão medular podem ser qualificadas basicamente em dois grandes grupos, que são: as dores nociceptivas e neuropáticas. O primeiro tipo é a dor músculo-esquelética acima do nível de lesão, da ativação de nociceptores no músculo e/ou articulações. Já as dores neuropáticas apresentam-se em áreas anestésicas e podem ser geradas por hiperatividade anormal de neurônios espinais envolvidos na transmissão da dor ou no tálamo, ou por diminuição da função endógena de inibição da dor. Dores crônicas estão entre as principais razões para diminuição da qualidade de vida em pessoas que sofreram lesão medular, por esse motivo Widerström-Noga et al. (2001) objetivaram em seu estudo entender mais e caracterizar as dores que aparecem após lesões medulares. Para isso, eles selecionaram 217 pessoas com traumatismo medular e idade média de $30,7 \pm 11,1$ anos, sendo 75% homens e 25% mulheres, 54,4% desse total apresentavam paraplegia, que se voluntariaram para preencher um formulário detalhado sobre: o histórico da lesão, principais locais afetados pela dor, tipo da dor, intensidade, período de início após a lesão e períodos de alívio da dor. Os resultados mostram que a área mais afetada pela dor são as costas (61,8%) seguidos de dores nas coxas (54,8%), pernas e pés (51,6%) e a região das nádegas (50,2%). O tipo mais comum de dor é queimação, com um total de queixas de 59,9% das pessoas seguido dor latejante com 54,4%. As pessoas com tetraplegia são mais propensas a sentirem dores nos ombros, pescoço, braços e mãos do que as pessoas com paraplegia. O estudo também mostra que quando mais cedo a dor surgir após a lesão, maior tende a ser a intensidade dela e menor os períodos de alívio ou interrupção da dor, (WIDERSTRÖM-NOGA, CUERVO e YEZIERSKI, 2001).

2.3.2 - Dores associadas ao uso de cadeira de rodas

Alm, Saraste e Norrbrink (2008) em seu estudo objetivou analisar a prevalência de dores nos ombros associada com características dos pacientes, intensidade e interferência na realização de atividades diárias em usuários de cadeiras de rodas. Para tanto foram utilizados três questionários com questões sobre características dos usuários, histórico médico e da lesão e o teste WUSPI (*wheelchair user's shoulder pain index*, índice de dor no ombro em cadeirantes) adaptado para a língua sueca. Oitenta e oito pessoas completaram e retornaram os questionários, sendo que cinquenta e oito possuíam lesão medular alta (T2 – T8) e trinta possuíam lesão medular baixa (T9 – T12).

De acordo com os resultados obtidos nesse estudo, 67% do grupo amostral possuía histórico de dores no ombro, 40% demonstravam dores no ombro na ocasião da pesquisa,

36 % tinham dores crônicas no ombro (dores que duram mais de três meses) e 50 % tinham também queixas de dores nos punhos e cotovelos. Dentre as características dos usuários, a única que mostrou correlação com as dores nos ombros foi a idade, sendo que quanto maior a idade do indivíduo maiores as chances de dores nos ombros. As atividades que apresentavam maiores queixas de dores segundo o teste WUSPI aplicado eram: propulsão da cadeira em rampas ou lugares inclinados externos, carregamento da cadeira de rodas no carro, retirada de objetos de uma posição sobre cabeça e transferência da cadeira de rodas para o carro, (ALM, SARASTE e NORRBRINK, 2008).

O movimento de propulsão em uma cadeira de rodas manual pode ser bastante estressante fisicamente, levando ao uso excessivo das articulações e músculos dos ombros e do punho e levando a dores frequentes nessas regiões mesmo em usuários de cadeira de rodas atletas. Movimentos para alívio de peso na posição sentada e transferências da cadeira de rodas podem impor esforços ainda maiores nos músculos e articulações do ombro que fazem aumentar as chances de dores na parte superior do corpo mesmo que os esforços ocorram por períodos reduzidos de tempo. Vibração e choques mecânicos também podem afetar pessoas com sensibilidade na medula espinhal ou dores nas costas intensificando os quadros de dor, nesses casos cadeiras de rodas com pneus pneumáticos e/ou sistema de molas é recomendado (WOUDE, GROOT e JANSSEN, 2006).

O uso de cadeira de rodas está associado ao aparecimento de diversas dores. De acordo com Sawatzky et al. (2015) de 40%-66% dos usuários de cadeiras de rodas sofrem com dores no túnel do carpo e punho, 5%-16% com dores no cotovelo e de 30%-60% com dores nos ombros. Quanto maior o tempo desde a lesão, maiores são as chances de dores nos ombros, sendo que a incidência de dores nos ombros em usuários cadeirantes a mais de 16 anos chega a ultrapassar os 70%. Para minimizar as chances de aparecimento de lesões os centros de reabilitação e treinamento de pessoas lesadas medulares devem ensinar técnicas para realizar as atividades da vida diária com o mínimo esforço possível e de forma mais ergonômica. Dentre os fatores relacionados ao aparecimento de lesão nos membros superiores de cadeirantes, podem-se citar: posicionamento e configuração da cadeira de rodas, técnica de propulsão e forças envolvidas na propulsão. A técnica de propulsão é de extrema importância para a minimização de esforços durante a propulsão e redução da probabilidade de aparecimento de lesões. Existem basicamente quatro padrões de propulsão mais reconhecidos, sendo eles: padrão em arco, semicircular, loop por cima simples e loop por cima duplo. O mais eficiente é o semicircular, no entanto apenas aproximadamente 5,4 % da população selecionam esse padrão por conta própria, indicando a necessidade de ensino desse padrão de propulsão durante a fase de reabilitação e

instrução do uso de cadeira de rodas. A representação dos padrões é apresentada na Fig. 2.19.

Uma das formas de tentar reduzir as dores decorrentes do uso de cadeira de rodas são mecanismos alternativos para propulsão das cadeiras de rodas, geralmente pedais ou manivelas. O triciclo, por exemplo, é uma forma com propulsão manual com movimentos circulares dos braços que permite maiores velocidades a um esforço físico reduzido, no entanto devido às suas grandes dimensões só pode ser utilizado em ambientes externos (WOUDE, GROOT e JANSSEN, 2006).



Figura 2.19 - Padrões de propulsão mais comumente encontrados (SAWATZKY *et al.*, 2015).

A BerkelBike BV, que é uma empresa Holandesa, se dedica a criação de triciclos para pessoas com perda total ou parcial do movimento das pernas, ou ainda que tenham dificuldade de se manterem em uma bicicleta comum por falta de equilíbrio. Os produtos da empresa contam com tecnologia assistida que ajudam o usuário no caso de dificuldade em realizar o movimento. O usuário escolhe o nível que deseja de assistência dentro de seis níveis possíveis; caso o usuário coloque o suporte no pedal em um nível alto, as pernas irão mover-se automaticamente, sem que ele tenha que reforçar, sendo, portanto a escolha ideal para pessoas com perda total do movimento das pernas. Se a escolha for um nível mais baixo de assistência, as rodas vão mover-se lentamente e o usuário precisará reforçar o movimento. A Figura 2.20 mostra um dos triciclos disponíveis para venda no site da empresa (BV, s/Data).



Figura 2.20- Triciclo BerkelBike Pro com tecnologia assistida ideal para pessoas com perda total ou parcial do movimento das pernas (BV, s/Data).

2.3.3 – Avaliação de parâmetros físicos em cadeiras de rodas

As avaliações funcionais dos cadeirantes são geralmente feitas em ergômetros ou esteiras adaptadas para cadeiras de rodas, no entanto, segundo Woude et al.(2006) tais instrumentos tem sérias limitações uma vez que sendo realizados em laboratório não representam de maneira meticulosa os movimentos vivenciados na realização de atividades diárias e propulsão da cadeira de rodas em locais abertos. Existem dispositivos que permitem a monitoração da dinâmica do movimento em tempo real e durante a realização dos movimentos fora do laboratório, um desses dispositivos é apresentado na Fig. 2.21, que é um dispositivo para medição e é instalado diretamente no cubo da roda.



Figura 2.21 - Sensor para instalação no cubo da roda e mensuração de forças e velocidades. (WOUDE, GROOT e JANSSEN, 2006).

2.3.4 – Qualidade de vida para o público cadeirante

De acordo com Woude; Groot; Janssen (2006) a reabilitação das pessoas com deficiência física que necessitam do uso de cadeira de rodas é de fundamental importância, assim como a facilitação da mobilidade e reinserção desse indivíduo como parte integrante e necessária à sociedade. A reabilitação em um sentido mais amplo inclui: restauração da habilidade motora, mesmo que assistida por cadeira de rodas ou outro mecanismo facilitador, recuperação das funções sensoriais, recuperação da capacidade funcional, independência na realização de atividades diárias, realização de atividades físicas para melhorar a qualidade de vidas, incentivo à participação de diversas atividades do convívio social, dentre outras.

Fliess-Douer et al. (2012) realizou uma pesquisa sobre mobilidade das pessoas em cadeiras de rodas _ termo que se refere à habilidade de se locomover para qualquer lugar com ou sem ajuda de equipamentos facilitadores e de se transferir de qualquer superfície ou espaço para outro_ cujo objetivo principal foi descobrir as principais habilidades necessárias para se ter mobilidade e onde essas foram aprendidas. A pesquisa foi realizada durante as parolimpíadas de Berlim por meio de questionários que foram respondidos por um total de 79 atletas (49 homes e 30 mulheres, 64 paraplégicos e 15 tetraplégicos). Os resultados mostram que as principais habilidades são: transferência para o carro ou do carro para a cadeira de rodas, propulsão da cadeira por cinquenta metros e subir uma rampa e abrir uma porta; 57 % dos participantes responderam que as habilidades essenciais foram aprendidas durante a fase da reabilitação, no entanto apenas 42% relataram ter aprendido tais habilidades com o profissional de reabilitação; a habilidade de mobilidade é maior em paraplégicos do que nos tetraplégicos.

Ginis et al. (2009) realizou uma ampla busca bibliográfica a respeito da correlação entre atividade física e bem estar social. Segundo os autores para se detectar uma correlação estatisticamente significativa ($P < 0,05$) com pequena correlação ($r = 0,10$) ou média correlação ($r = 0,30$) são necessários 783 e 85 participantes, respectivamente. Portanto, não é surpreendente que vários estudos possam não ter identificado correlação entre essas duas variáveis devido a estudos pouco potentes. Para sanar essa deficiência, realizou-se um estudo de meta-análise que combina os resultados de diversos artigos em uma única análise estatística por meio de variáveis de efeito de tamanho, ao fazer isso se conseguiu reunir 21 estudos independentes e chegar a um tamanho de amostra de 2354 indivíduos com lesão na medula espinal. A conclusão do estudo foi que existe uma correlação positiva de pequena a média entre atividade física e bem estar social, atividade física e redução de sintomas de depressão e atividade física e satisfação em viver.

Um estudo da taxa de mortalidade em 361 homens com lesão medular (idade média de $50,6 \pm 15,0$ anos e $17,5 \pm 12,8$ anos desde a lesão) e sua correlação com suas principais causas por um período de 55,6 meses constatou que as principais causas de mortalidade nessa população foram: diabetes, problemas cardíacos, problemas pulmonares, dificuldades respiratórias e ser fumante. Tal resultado mostra que os principais fatores que levam à alta taxa de mortalidade em pessoas lesados medulares poderiam ser tratados precocemente reduzindo assim o risco de óbito precoce dessa população, (GARSHICK et al., 2005).

2.3.5 - Benefícios da atividade física em usuários de cadeiras de rodas

Straaten et al. (2014) analisou a influência que um programa de treinamento com séries com grande número de repetições e acompanhamento via vídeo conferência teria na redução de dores nos ombros de um total de 16 indivíduos, sendo três mulheres e treze homens com nível de lesão na medula espinhal variando de C6-7 até L2, sendo que, desse total 10 eram atletas. O programa de treinamento consistia de doze semanas de exercícios de fortalecimento usando bandas resistivas elásticas com exercícios específicos para o serrátil anterior, rotadores laterais do ombro e retratores e abaixadores de escápula; a dose-alvo utilizada para cada exercício de fortalecimento foi de 3 séries de 30 repetições com um descanso de 30 segundos entre séries, 3 vezes por semana. Exercícios de alongamento também foram prescritos. Três questionários foram utilizados para avaliar a dor dos participantes: WUSPI que consiste de perguntas sobre a intensidade da dor ao realizar atividades diárias, SQR (*Shoulder Rating Questionnaire*, questionário de avaliação do ombro) e DASH (*Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand*, Deficiência do braço, ombro e mão). Melhoras estatisticamente significativas foram obtidas na redução das dores nos ombros evidenciadas pelos três questionários utilizados, também foram observadas melhorias nos níveis de força isométricas do serrátil anterior e retratores escapulares, indicando que o treinamento prescrito foi efetivo para reduzir dores, aumentar a facilidade de realizar tarefas diárias e aumentar a qualidade de vidas das pessoas com lesão medular.

Nash et al.(2007) estudou um protocolo de treinamento para ser testado em sete homens (idades entre 39 e 58) com paraplegia por lesão motora completa da medula espinhal variando de lesões nas vertebrae de T5 a T12 e que já sofriam com dores nos ombros durante a execução de atividades diárias e que estavam inativos por pelo menos seis meses. Foi implementado um protocolo de treinamento resistido em circuito, CRT (*circuit resistance training*), que consiste de exercícios de força muscular intercalado com pequenos períodos de exercícios para potência muscular. Os treinamentos foram executados durante 16 semanas, três vezes por semana e com cada seção durando entre 40 – 45 minutos. Após o treinamento foi observado aumento médio do volume máximo de

oxigênio (VO_2) de $1,64 \pm 0,45$ para $1,81 \pm 0,54$ L/min ($P=0,01$), aumento de força de 38,6 % para 59,7 % ($P=0,01$), aumento de potência anaeróbica máxima em 6,0 % ($P=0,005$), aumento de potência anaeróbica média em 8,6 % ($P= 0,005$) e diminuição das dores nos ombros de $31,8 \pm 23,5$ para $5,0 \pm 7,7$ ($P=0,008$) de acordo com o teste WUSPI.

Osterås, Tortensen, Osterås (2010) compararam uma alta dosagem de exercícios (HD) com uma baixa dosagem de exercícios (LD) na melhoria de dores nos portadores de dores no ombro subacromiais de longo prazo. Para tanto, eles selecionaram pacientes entre 18 e 60 anos da cidade de Trondheim na Noruega. Após os desistentes, 26 pacientes estavam alocados no grupo de alta dosagem e 23 no grupo de baixa dosagem. Para analisar a evolução ao longo do tempo das dores e funcionalidades, os pacientes eram requisitados a preencher uma escala analógica visual com 100 mm de comprimento, que vai desde “nenhuma dor” até “maxima dor imaginável” e o questionário de classificação de ombro (SRQ), que consiste de perguntas em cinco campos relacionados à presença de dores em atividades diárias e nível de satisfação. No treinamento de alta dosagem para cada exercício eram feitas três séries de 30 repetições, enquanto que, para a baixa dosagem eram feitas duas séries de 10 repetições e em ambos os casos os exercícios eram intercalados com exercícios aeróbicos feitos em ergômetros estacionários, esteira adaptada ou máquina de passo. Após doze semanas de intervenção, com três sessões de exercícios por semana, constatou-se que o grupo submetido à alta dosagem de exercícios apresentou redução de dores e aumento de funcionalidades maiores que o grupo que foi submetido ao tratamento de baixa dosagem de exercícios. O grupo HD apresentou redução de dores de 63,8 % enquanto que o grupo LD apresentou redução de dores de 33 %, a diferença entre os dois grupos foi estatisticamente significativa e igual a 48,8 %. Tal fato se deve a vários fatores, entre eles: efeito celular nos tendões e outros tecidos de conexão na região subacromial, funções cognitivas, dentre outras.

Hicks et al. (2011) estudou a influência de programas de treinamento físico tanto muscular, como aeróbicos na melhoria do condicionamento físico (performance funcional, força muscular, potência muscular e composição corporal) de pessoas com lesão medular recentes (menos de um ano da lesão) ou crônicas (mais de um ano da lesão). Para tanto, analisou-se um total de 82 artigos que atenderam aos requisitos para elegibilidade. Os resultados mostraram uma forte correlação indicando que atividades físicas aumentam a capacidade física em pessoas com lesão medular crônica, sendo que o treinamento mais eficiente é composto de exercícios de resistência combinados com exercícios em ergômetros de duas a três vezes na semana com intensidade moderada (60-80 % da máxima frequência cardíaca ou 60-65 % do volume máximo de oxigênio). A atividade física também melhorou a força muscular, sendo que o melhor treinamento para essa finalidade

foi treinamento de resistência muscular de duas a três vezes na semana, com cada repetição sendo realizada com carga entre 50- 80 % da carga máxima. Não foi encontrada correlação suficiente para afirmar que atividade física tenha influência na composição corporal e capacidade funcional em lesados medulares crônicos. Para os lesados medulares recentes não foi encontrada correlação entre atividade física e melhoria do condicionamento físico, o que se deve em parte a baixa qualidade dos estudos existentes.

Ginis et al. (2012) em um trabalho de revisão bibliográfica analisou a influência da atividade física ou esporte adaptado em dois aspectos do bem físico, sendo eles: prevenção de doenças crônicas e melhoria do condicionamento físico. Concluiu-se que há fortes evidências que comprovam o benefício da atividade na melhoria do condicionamento físico, no entanto é difícil comprovar a eficácia da atividade física na redução de doenças crônicas em virtude de limitações de metodologia e inconsistências. Em relação ao bem estar social, as atividades físicas o melhoram muito, contribuindo para maior participação social e integração na comunidade, diminuindo quadros depressivos e aumentando a qualidade de vida.

Pelletier et al. (2014) analisou a preferência de 36 pessoas com lesão medulares (17 tetraplégicas com nível de lesão entre C3 – C8 e 19 paraplégicas com nível de lesão entre T3 – T12), sobre máquinas de exercícios aeróbicos e de treinamento muscular e mensurou a demanda cardiovascular e metabólica dentre os vários equipamentos testados. Foram analisados quatro tipos de máquinas de exercícios aeróbicos (ergômetro de braço circular, ergômetro de braço deslizamento, ergômetro combinado de perna e braço do tipo simulador de caminhada, ergômetro combinado perna e braço circular) e duas máquinas comerciais de treinamento muscular (estação de treinamento com pilha de pesos e “wall pulleys” que permite exercícios para os músculos peitorais, bíceps e tríceps braquial). Não existiu preferência entre equipamentos nos dois grupos de estudo, no entanto em relação à sensação de segurança os usuários declararam se sentirem mais seguros em ergômetros só de braço quando comparados a ergômetros de braço e perna simultâneos. A percepção de segurança é maior nos usuários paraplégicos quando comparado a usuários tetraplégicos em virtude do maior controle e estabilidade da parte inferior do corpo nesse primeiro grupo. Em relação à demanda cardiovascular e metabólica os usuários paraplégicos tiveram melhores resultados que os usuários tetraplégicos. Contrariando as expectativas, dentro de um mesmo grupo, o uso de ergômetro simultâneo de braço e perna não levou a alterações no batimento cardíaco ou volume de oxigênio admitido quando comparado a ergômetros simples, o que sugere que é necessária estimulação elétrica caso se deseje aumento do metabolismo quando utilizando tais equipamentos. A Fig.2.22 mostra os ergômetros utilizados para realização de exercícios aeróbicos.

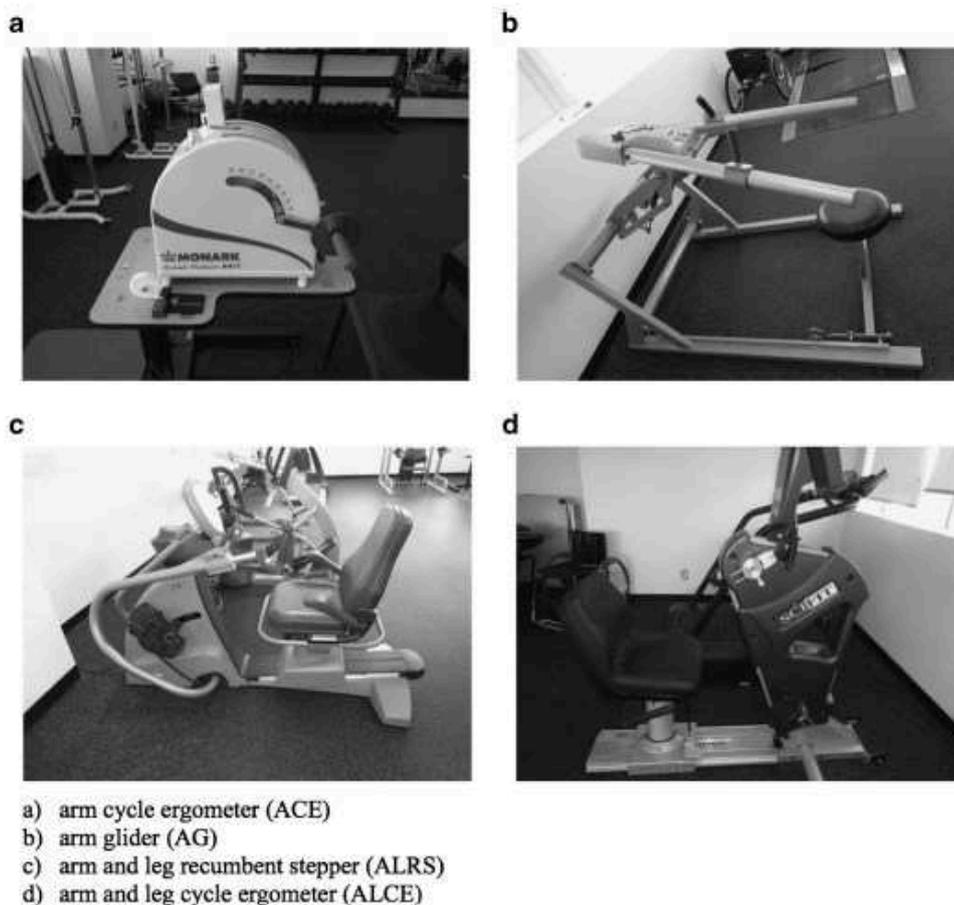


Figura 2.22 - Tipos de ergômetros utilizados para treinamento aeróbico: a) ergômetro de braço circular, b) ergômetro de braço deslizamento, c) ergômetro combinado de perna e braço do tipo simulador de caminhada, d) ergômetro combinado perna e braço circular (PELLETIER *et al.*, 2014).

2.3.6 - Recomendações clínicas para o público cadeirante

Ginis *et al.* (2011) desenvolveu um guia para atividade física para pessoas com lesão na medula espinal de maneira sistemática utilizando o protocolo guia para elaboração AGREE II (Laudo dos guias, pesquisas e avaliações). Para tanto foi feita uma extensa revisão bibliográfica e criada uma mesa redonda com profissionais multidisciplinares. Estudos pilotos foram realizados com pessoas com lesão na medula espinal para o melhoramento da apresentação e facilidade de leitura do protocolo. O guia final de treinamento muscular relata que, para melhorar a força muscular e aumentar a resistência cardiovascular, deve-se realizar, duas vezes na semana, pelo menos 20 minutos de atividade aeróbica com intensidade moderada ou intensa. Realizar também treinamento muscular duas vezes na semana para cada grupo muscular principal com pelo menos três séries de 8 – 10 repetições para cada exercício e 1-2 minutos de descanso entre séries.

Burr et al. (2012) estudou a viabilidade da realização de atividades físicas por pessoas que sofreram lesão medular ou acidente vascular encefálico e criaram tabelas guias com recomendações clínicas sobre como os treinos dessas pessoas devem ser no que diz respeito à intensidade e necessidade de acompanhamento por profissional de educação física ou médico. Os autores afirmam que atividades físicas são recomendadas para ambos os casos desde que os pacientes sejam pré-avaliados e tenham uma rotina de treinamento que sigam as recomendações clínicas e sejam específicas para o paciente. De acordo com a tabela de recomendações para atividade física de pacientes lesados medulares: pacientes com baixo risco para realizarem atividades físicas devem realizar atividades leves até moderadas sem a necessidade de acompanhamento; pacientes com risco moderado devem realizar atividades vigorosas ou de grande esforço, porém acompanhadas de profissionais de saúde e pacientes com risco alto devem realizar atividades com máximo esforço com acompanhamento de profissional de educação física e supervisam médica.

De acordo com o manual de recomendações clínicas para preservação dos membros superiores de pessoas com lesão medular diversas dores podem acometer as pessoas com lesão medular. A Tab 2.1 mostra uma tabela retirada do referido manual que mostra a prevalência de dor encontrada em diversos estudos envolvendo cadeirantes. A presença de dor está muitas vezes relacionada a uma independência limitada na realização de atividades diárias, necessidade de mais ajuda para realizar tarefas básicas, depressão, redução da qualidade de vida e até mesmo ao desemprego, portanto meios para redução das dores devem ser buscados. Para reduzir dores, deve-se incentivar o cadeirante a diminuir a realização de tarefas repetitivas, buscar maneiras mais ergonômicas para realizar as tarefas do dia a dia, rotina de exercícios e alongamentos e outras maneiras de minimizar os esforços e forças necessárias para propulsão e transferências na cadeira de rodas. Para reduzir o número de tarefas repetitivas, deve-se: buscar maneiras de aumentar a eficiência da propulsão, diminuindo a frequência de propulsão dos aros por meio da melhoria da técnica de propulsão; reduzir o número de transferências sempre que possível e caso recomendado por profissional médico mudar para cadeira de rodas motorizada. Sempre que possível, as atividades da vida diária devem ser realizadas sem que os extremos das articulações do punho sejam alcançados, extensão máxima do ombro combinado com rotação e abdução internas devem também ser evitadas, a realização de tarefas nas quais a mão fique acima do nível do ombro não são recomendadas. As atividades físicas são recomendadas e ajudam a minimizar as dores ou evitar que elas apareçam, uma série de treinamento deve conter alongamento em todo o corpo, em especial dos músculos peitorais

e os músculos anteriores do ombro e atividades de treinamento muscular de duas a três vezes na semana, composto de 8 a 10 exercícios com 8 a 12 repetições (MEDICINE, 2005).

A cadeira de rodas deve ser o mais leve possível, feita de materiais de alta resistência e ajustável. Em relação aos ajustes: o banco deve ser ajustado para ficar mais para trás possível sem, no entanto, prejudicar a estabilidade da cadeira de rodas; a altura do assento deve ser aquela que leve a um ângulo de 100 a 120 ° entre antebraço e braço quando a mão está posicionada no ponto mais alto do aro de propulsão; o padrão de propulsão deve ser o semicircular (MEDICINE, 2005).

Sempre que possível e disponível deve-se utilizar apoios de mãos corrimões para realizar transferências. Fazer transferência apoiando a mão em superfícies planas aumenta os esforços no túnel de carpo (MEDICINE, 2005).

Sawatzky et al. (2015) estudou o guia de recomendações chamado “Preservation of Upper Limb Function Following Spinal Cord Injury” (Preservação da Função do Membro Superior após Lesão da Medula Espinhal) de 2005 à procura de possíveis modificações em uma nova versão e com relação à conformidade com resultados de estudos mais atuais da área. Ele sugere que devem ser incluídas recomendações para pessoas que apresentam dificuldades motoras advindas de outros fatores que não sejam lesão na medula espinhal, por exemplo: Esclerose múltipla, paralisia cerebral e espinha bífida. Outra recomendação é que se tenha recomendações específicas para a pediatria e geriatria, uma vez que as respostas desse público ao tratamento e reabilitação são diferentes.

Tabela 2.1 - Prevalência de dor no público cadeirante encontrada em diversos artigos da área (MEDICINE, 2005).

Referência	População Estudada (quantidade)	Técnicas de Diagnóstico	Diagnóstico	Incidência
Aljure et al., 1985	Paraplegia (47)	História e exame Eletrodiagnóstico	<ul style="list-style-type: none"> • Síndrome do túnel do carpo • Lesão no nervo mediano • mononeuropatia ulnar 	<p>40 %</p> <p>63%</p> <p>45 %</p>

Ballinger et al., 2000	Paraplegia e tetraplegia (89)	Questionário, exame, radiografia	<ul style="list-style-type: none"> • Dor no ombro • Estreitamento de juntas • osteófitos 	30 % 31 % 16 %
Barley et al., 1987	Paraplegia (94)	Questionário, exame e artografia	<ul style="list-style-type: none"> • Dor no ombro durante transferências • Lesão no manguito rotador 	33 % 16 %
Boninger et al., 2001	Paraplegia (28)	Questionário, exame e MRI	<ul style="list-style-type: none"> • Dor no ombro • Alterações degenerativas no ombro • Lesão no manguito rotador 	32 % 68 % 4 %
Dalyan et al., 1999	Paraplegia (68) Tetraplegia (62)	Pesquisa de sintomas	<ul style="list-style-type: none"> • Dores nos membros superiores 	59 %
Davidoff et al., 1991	Paraplegia (31)	Eletrodiagnóstico	<ul style="list-style-type: none"> • Lesão no nervo mediano • mononeuropatia ulnar 	55 % 22 %

Gellman, 1987 Gellman et al., 1988b	Paraplegia (84)	História e exame	<ul style="list-style-type: none"> • Dor no ombro • Dor no cotovelo • Dor no punho • Síndrome do túnel do carpo 	35 % 5 % 5 % 64 %
Gellman et al., 1988a	Paraplegia (77)	História e exame	<ul style="list-style-type: none"> • Síndrome do túnel do carpo 	49 %
Lal, 1998	Paraplegia (20) Tetraplegia (33)	Raios-x	<ul style="list-style-type: none"> • Alterações degenerativas no ombro 	75 % 70 %
Nichols et al., 1979	Paraplegia e Tetraplegia (491)	Pesquisa de sintomas	<ul style="list-style-type: none"> • Dor no ombro 	51 %
Pentland & Twomey, 1994	Paraplegia (52)	Pesquisa de sintomas	<ul style="list-style-type: none"> • Dor no ombro • Dor no cotovelo • Dor no punho 	39 % 31 % 40 %
Schroer et al., 1996	Paraplegia (162)	Pesquisa de sintomas	<ul style="list-style-type: none"> • Dor diária na mão e punho 	48 %

Sie et al., 1992	Paraplegia 103)	História e exame	• Dor no ombro	36 %
	Tetraplegia(136)		• Dor no cotovelo	16 %
• Dor no punho		13 %		
• Síndrome do túnel do carpo		66 %		
• Dor no ombro		46 %		
Silfverskiold, 1986(Silfverski old & Waters, 1991)	Paraplegia (20)	Questionário (aplicado nos 18 primeiros meses)	• Dor no ombro	35 %
	Tetraplegia(40) 6 meses após a lesão			78 %
Subbarao et al., 1994	Paraplegia e Tetraplegia (451)	Pesquisa de sintomas	• Dor no punho	46 %
Wylie & Chakera, 1988	Paraplegia (37)	Raios-x	• Dor no ombro	60 %
			• Alterações degenerativas no ombro	31 %

2.3.7 - Músculos envolvidos na propulsão da cadeira de rodas

Rankin, Richter e Neptune (2011) em seu estudo de simulação dinâmica, com modelo validado experimentalmente, identificaram os principais músculos envolvidos no movimento de propulsão de uma cadeira de rodas para que depois eles pudessem analisar qual padrão de propulsão é mais benéfico para os músculos superiores. Durante a fase inicial de propulsão o deltóide parte acromial teve a maior contribuição dentre os músculos do ombro, após a fase inicial os músculos peitoral maior, deltóide parte clavicular e infraespinal foram os responsáveis pela maior parte de potência mecânica produzida. Este último também tem uma função estabilizadora da articulação glenoumeral e por isso produz grandes forças e momentos durante sua atuação sendo, portanto, mais susceptível a fadiga. O músculo redondo menor também contribuiu no início da fase de propulsão, porém de maneira pouco significativa. No final da fase de propulsão, o deltóide parte acromial, subescapular e latíssimo do dorso absorveram potência. Outros músculos como o bíceps braquial, tríceps braquial, subescapular, latíssimo do dorso, redondo maior, pronador quadrado, pronador, subescapular e coracobraquial também são requisitados, porém de forma menos significativa.

Durante a fase inicial de recuperação, retorno do braço à posição inicial para propelir novamente os aros da cadeira de rodas, em relação aos músculos da região do ombro, os músculos deltóide parte acromial, deltóide parte espinal, redondo maior e latíssimo do dorso absorveram potência. Na fase intermediária da recuperação, os músculos braquial e braquiorradial, deltóide parte espinal e subescapular entregaram potência aos músculos do braço. No final do movimento de recuperação, o deltóide parte acromial e bíceps braquial primeiramente absorveram potência para depois entregá-la. Ainda em relação aos músculos envolvidos na recuperação do movimento, os músculos, deltóide parte clavicular, peitoral maior, infraespinal e tríceps braquial inicialmente entregaram uma pequena potência para os braços no início da recuperação, mas depois absorveram potência durante boa parte da recuperação. No final da fase de recuperação, o tríceps braquial cabeça lateral absorveu potência e o deltoide parte clavicular gerou potência muscular para os braços (RANKIN, RICHTER e NEPTUNE, 2011).

Assim, o movimento de propulsão da cadeira de rodas e recuperação requisitam praticamente todos os músculos dos ombros e braços e um protocolo de treinamento completo para a região superior do corpo é extremamente necessário para aumentar a força muscular e minimizar lesões nesses músculos.

2.3.8 – Movimentação passiva e ativa dos membros inferiores

A espasticidade pode ser definida como o aumento do tônus muscular e o aumento dos reflexos tendinosos, que refletem em contrações involuntárias dos músculos. A espasticidade dos membros inferiores com frequência é uma sequela da lesão-medular. Dentre as técnicas que podem reduzir a espasticidade tem-se: massagem cutânea, alongamento, estimulação neuromuscular elétrica (FES). Esta consiste na aplicação de impulsos elétricos no músculo que induzem a contração do mesmo, com o posicionamento adequado de vários eletrodos pode-se realizar movimentos ativos dos membros inferiores em pacientes lesado medulares. Sköld et al. (2002) analisou a influência da estimulação muscular elétrica (FES) na composição muscular e na redução da espasticidade em um grupo de 15 pessoas com lesões medulares completas, sendo que 8 dessas foram submetidas a sessões de FES três vezes por semana durante seis meses . A composição corporal foi analisada por tomografia e a espasticidade foi analisada pelos seguintes métodos: escala modificada de Ashworth, eletromiografia (EMG), torque resistivo (Kin-Com) e auto avaliação. Os resultados mostraram aumento de volume muscular em 10 % (média 1307 cm³, Desvio padrão 511 cm³ p<0,001) sem variação da massa corporal ou redução de gordura. Não foram observadas melhorias estatisticamente significativas na espasticidade por nenhum dos métodos utilizados, sugerindo que a melhoria na espasticidade geralmente ocorre logo após a aplicação de FES e o efeito geralmente acaba em até 24 horas, não resultando em melhorias em longo prazo.

Krause et al. (2008) estudou a influência da movimentação ativa e passiva dos membros inferiores de pacientes lesado medulares na melhoria de contrações musculares espasmódicas em um grupo de cinco participantes. Para a movimentação ativa, as pernas dos pacientes eram fixadas ao ergômetro e os membros inferiores eram forçados a movimentar pela estimulação elétrica neuromuscular (FES) durante 30 minutos. A movimentação passiva foi realizada utilizando-se de um ciclo ergômetro para membros inferiores sendo que a frequência e o tempo do movimento eram iguais àquelas alcançadas por cada usuário durante a movimentação ativa. A espasticidade do músculo foi medida pela escala de Ashworth modificada e do método do pêndulo semiautomático, as variáveis analisadas foram a máxima velocidade de contração no primeiro ciclo de contração e o índice de relaxação (índice que mede a espasticidade muscular). Após a sessão de estimulação elétrica neuromuscular (FES), o índice de relaxamento melhorou em 68 % e a velocidade máxima em 50 %, em relação à sessão com movimentação passiva as melhorias foram de 12 % e 1 % respectivamente. Os resultados da estimulação elétrica neuromuscular foram significativamente maiores que aqueles obtidos com a movimentação passiva dos

membros inferiores, no entanto deve-se considerar que a estimulação elétrica é mais complexa que a movimentação passiva.

2.3.9 - Ergonomia na cadeira de rodas

Sawatzky et al. (2015) recomenda que as cadeiras de rodas devem ser o mais leves possíveis e que quando os pneus traseiros forem preenchidos com ar, que a pressão deve ser mantida em um nível adequado. Pressões em 50 % do nível recomendado podem aumentar os esforços de propulsão em 12 %, e tal queda de pressão pode acontecer em apenas um mês.

Mason, Woude e Goosey-Tolfrey (2013) em seu estudo de revisão bibliográfica estudou a influência de vários parâmetros da cadeira de rodas sob uma visão ergonômica para se obter o máximo rendimento de atletas em jogos de quadra, tais como: basquete, rugby e tênis. As variáveis analisadas foram: posicionamento do assento, cambagem da roda traseira, tamanho da roda traseira e configuração do aro de propulsão. Embora o estudo tenha objetivado o máximo desempenho em atletas de jogos de quadra, as informações podem ser utilizadas para auxiliar no projeto de equipamentos de treinamento muscular para esse público de modo a se ter uma interface usuário-equipamento otimizada e mais ergonômica. A altura do assento deve ser tal que gere no indivíduo uma extensão máxima do cotovelo entre 100 e 130 °. Assentos muito altos reduzem a eficiência mecânica na propulsão e aumentam o volume máximo consumido de oxigênio (indicando maior esforço), assentos muito baixos também tem um aumento da taxa de oxigênio consumida.

Em relação à posição do assento em relação ao eixo horizontal, quanto mais próximo o centro de gravidade ficar do eixo da roda traseira menor será a resistência de rolagem, outro aspecto importante é que posições muito à frente do eixo da roda traseira podem estar associadas com a diminuição do comprimento do aro efetivo de propulsão levando o usuário a uma maior quantidade de número de propulsões para manter o mesmo ritmo; assim, posições mais posteriores estão associadas a uma menor taxa de propulsão e o ombro trabalha com uma extensão maior minimizando, portanto, as chances de lesões no ombro. Aumentar a cambagem das rodas aumenta a estabilidade lateral da cadeira de rodas, melhorando a manobrabilidade da cadeira de rodas ao fazer curvas e auxiliando, ainda, na proteção das mãos do usuário, pois evitam o contato delas com as rodas da cadeira. No entanto, quanto maior a cambagem da rodas, maior tende a ser o esforço físico necessário para propelir a cadeira de rodas em velocidade constante. A partir de um determinado ângulo de cambagem os benefícios de aumento de manobrabilidade param de ser perceptíveis, porém a resistência à rolagem continua a aumentar, assim uma faixa ótima de

ângulos que geralmente está compreendida entre 15° e 24° é recomendada (MASON, WOUDE e GOOSEY-TOLFREY, 2013).

Em relação ao tamanho das rodas, rodas menores têm sido associadas a uma maior resistência durante a propulsão. Para propulsionar a cadeira de rodas a uma velocidade constante, rodas menores geram maior esforço físico e geram um maior gasto de potência. Em relação ao tamanho do aro de propulsão para um tamanho fixo de rodas, aros maiores estão associados com maiores esforços físicos devido à redução da eficiência mecânica, aumento do consumo de oxigênio e aumento da taxa de batimentos cardíacos. Os aros de tubos maiores e com material emborrachado se mostraram melhores para a propulsão, levando a uma maior eficiência mecânica na propulsão (MASON, WOUDE e GOOSEY-TOLFREY, 2013).

2.3.10 - Facilitadores e barreiras à realização de atividade física em usuários de cadeiras de rodas

Bento et al. (2016) em seu trabalho de revisão bibliográfica analisou como as diversas alterações funcionais, psicológicas e sociais podem levar a não realização de atividades físicas por parte do lesado medular e como isso pode estar associado à maior possibilidade de desenvolvimento de doenças cardiovasculares. Eles concluíram que, por meio de programas de treinamento especificamente desenvolvidos para cadeirantes, pode-se promover o condicionamento ao esforço físico, reduzindo o risco de doenças cardiovasculares, contribuindo para a saúde, qualidade de vida e independência na realização de atividades diárias.

Serona et al. (2015) analisou a percepção das pessoas com deficiência motora, da cidade de Londrina/PR, quanto aos fatores que elas consideram barreiras ou facilitadores para a prática de atividades físicas. Para realizar essa pesquisa um total de 43 indivíduos participantes do estudo foram divididos em dois grupos: os fisicamente ativos (25 pessoas), que responderiam questionários relativos aos facilitados, e os fisicamente inativos (18 pessoas), que responderiam questionários relativos às barreiras para realização de atividades físicas. Os resultados mostraram que os principais facilitadores são: simpatia e conhecimento do profissional, apoio de amigos e familiares. As principais barreiras apontadas foram as limitações físicas e falta de programas específicos, porém também foram citadas como barreiras: falta de energia, falta de interesse, falta de recurso financeiro e falta de espaço para a realização da atividade.

Conforme descoberto por Serona et al. (2015), uma das principais barreiras para a prática de atividades físicas são: a falta de programas específicos e equipamentos específicos.

2.4 - Equipamentos de Treinamento Muscular para cadeirantes

A patente norte americana US 9 364 702 B2 se refere a uma estação de treinamento adaptada para pessoas com mobilidade reduzida, que permite que o usuário se aproxime com a cadeira de rodas, faça o travamento da cadeira de rodas, quando necessário, ajuste a resistência ao exercício por meio da seleção da quantidade de anilhas em uma pilha de pesos e realize o exercício. A Fig. 2.23 mostra alguns dos exercícios que podem ser realizados nesse equipamento, dentre os quais se podem citar: supino máquina, desenvolvimento de ombro frontal, tríceps corda, puxador frente, bíceps polia e bíceps unilateral (STATEN *et al.*, 2016).

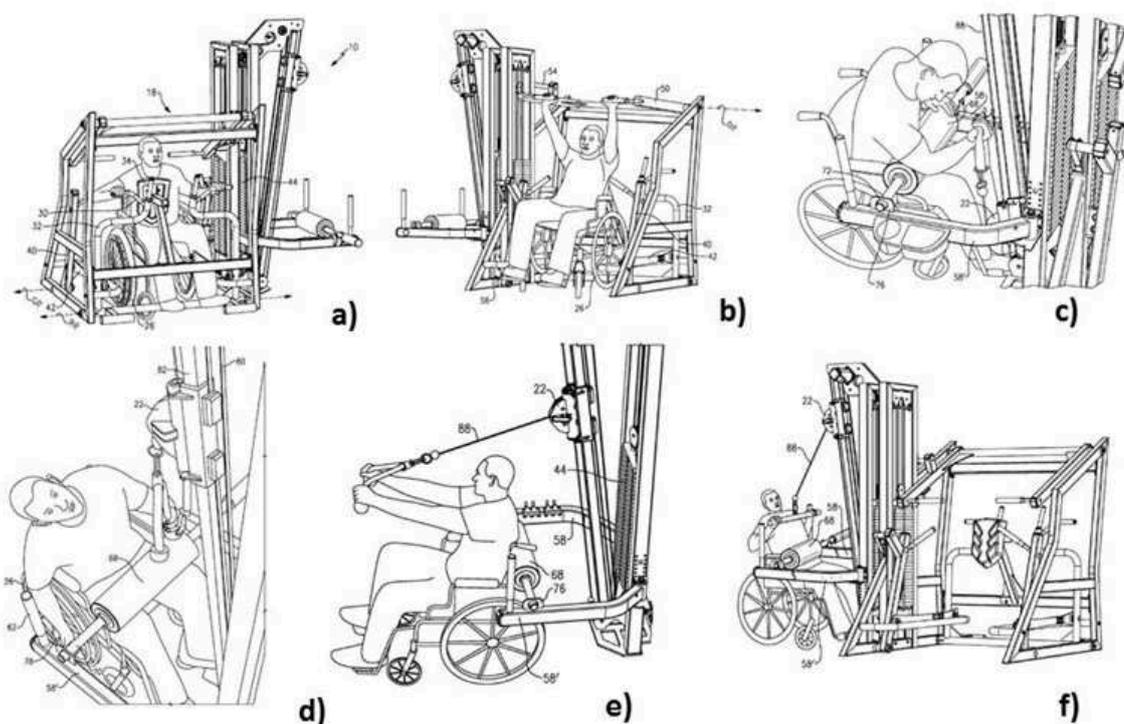


Figura 2.23 - Alguns exercícios possíveis da patente US 9 364 702 B2: a) supino máquina b) desenvolvimento de ombro frontal c) bíceps polia d) tríceps corda e) tríceps f) puxador frente (STATEN *et al.*, 2016).

Já a US 6 648 358 B2 apresenta um sistema que permite acoplar uma cadeira de rodas a um sistema de geração de resistência similar a uma bicicleta ergométrica permitindo, portanto, que o usuário realize um exercício de pedalar sem que seja necessária

a transferência da cadeira de rodas. O equipamento proposto, apresentado na Fig. 2.24, conta com um par de trava rodas para travar as rodas dianteiras da cadeira impedindo movimento relativo de translação e rotação entre a cadeira e o equipamento de exercício, sendo que esse sistema de travamento tem ajuste de largura e de comprimento para aumentar ou diminuir a distância cadeira-equipamento de exercício. O travento entre a roda e o trava rodas é feito por pinos (CATANESCU, CATANESCU e CATANESCU, 2003).

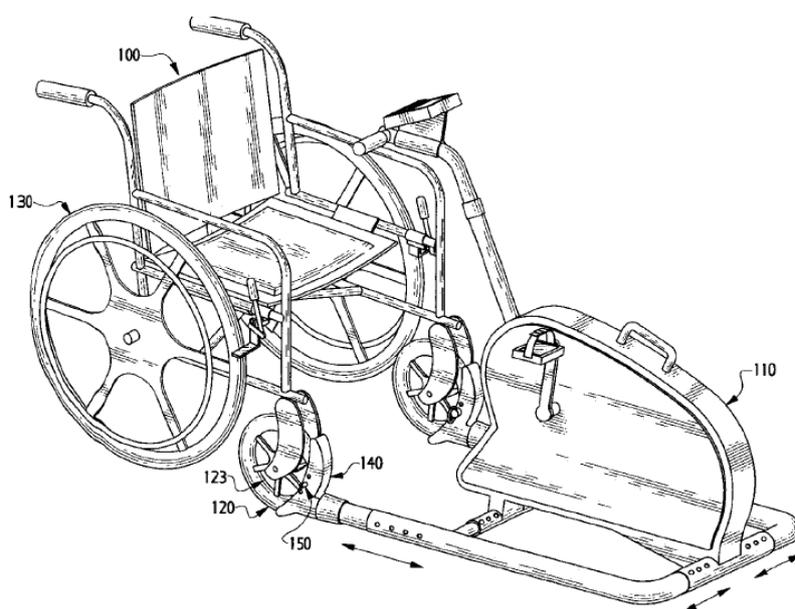


Figura 2.24 - Sistema para acoplamento entre cadeira de rodas e uma máquina de pedalar (CATANESCU, CATANESCU e CATANESCU, 2003).

Outra proposta de equipamento são as plataformas que se assemelham a uma esteira para cadeira de rodas, como a apresentada pela US 6 645 127 B1, que é uma plataforma de exercícios para usuários de cadeira de rodas. Essa plataforma contém rolos para acomodar as rodas traseiras da cadeira de rodas, braços articulados para travar e manter a cadeira fixa durante o exercício e uma barra com pesos que serve de volante de inércia para fornecer resistência ao movimento e manter as rodas girando entre intervalos de propulsão (quando o cadeirante retorna o braço para propelar a cadeira novamente). O equipamento desenvolvido é apresentado na Fig. 2.25, (PESTES, 2003).

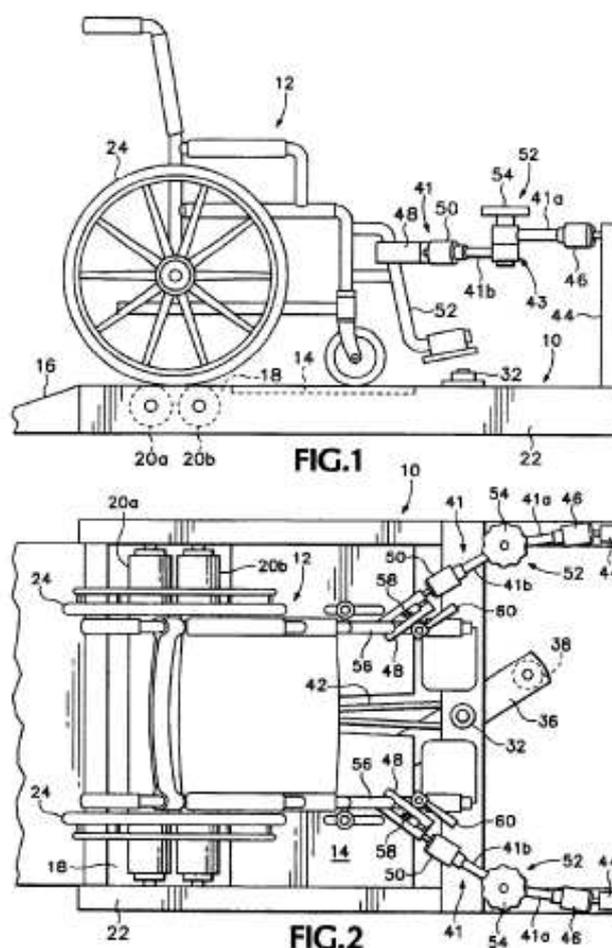


Figura 2.25 - Plataforma com rolos para treinamento de pessoas usuárias de cadeira de rodas (PESTES, 2003).

Uma proposta diferente de equipamentos de treinamento para cadeirantes é a apresentada por Nativ (2009) que desenvolveu uma cadeira de rodas que é também uma cadeira de treinamentos. A cadeira conta com articulações no encosto, assento e no suporte das pernas que permitem que o usuário faça exercícios de extensão do tronco, extensão das nádegas e exercícios para as pernas. O usuário pode escolher por exercitar apenas o dorso, apenas as pernas ou por exercitar ambos de maneira simultânea. Para realizar o exercício o usuário se reclin para trás; ao fazer isso, o encosto se reclin enquanto a assento se desloca para frente, permitindo extensão dos músculos dorsais e das nádegas, esse movimento pode ter intensidade variável por elásticos, molas ou amortecedores de constante variável que ficam presos ao assento. O suporte para as pernas também conta com elásticos para que o usuário empurre para frente o suporte dos pés exercitando, portanto as pernas. A Fig. 2.26 mostra o equipamento desenvolvido na posição normal e na posição estendida.

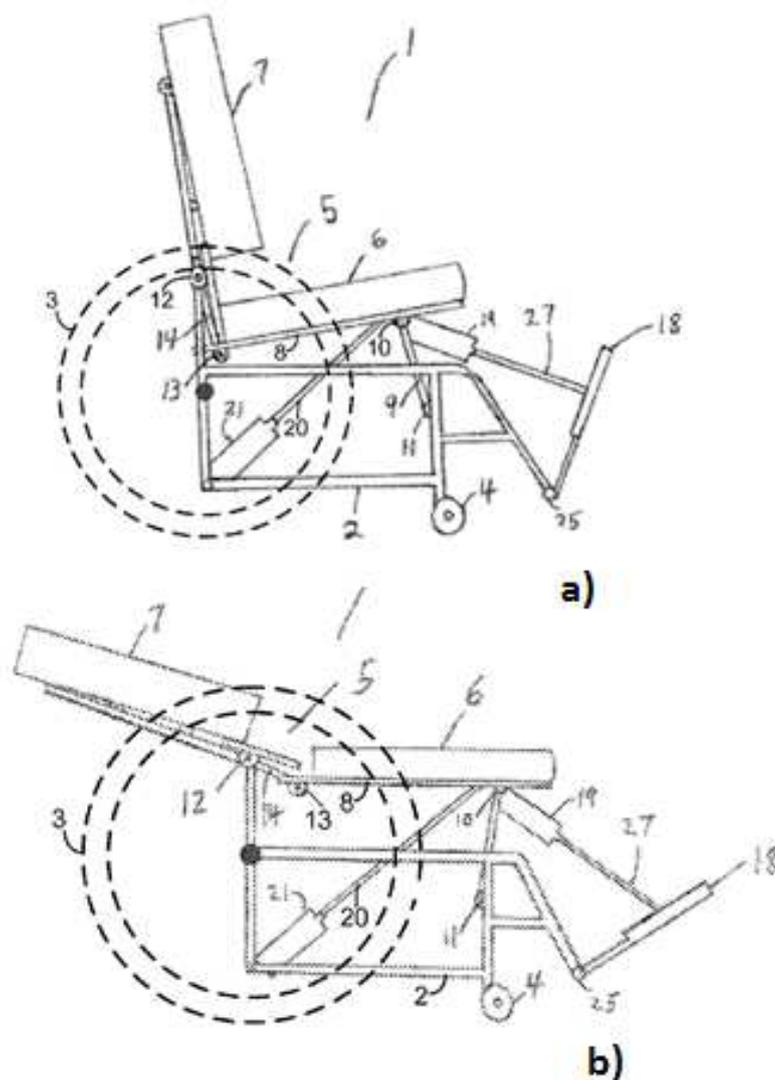


Figura 2.26 - Cadeira de rodas articulada para realização de exercícios: a) posição normal b) posição estendida (NATIV, 2009).

Ryan e Naumann (1991) desenvolveram um equipamento de treinamento adaptado para pessoas cadeirantes que lhes renderam a patente número US 5 044 629. A cadeira de rodas fica dentro da estrutura do equipamento fixada pela banda de travamento (80) e trava para os joelhos e pernas (74). Para a realização do exercício o usuário ajusta a inclinação do quadro guia (14) que é destravada pelo recolhimento do manipul (34) em seguida ele seleciona a carga e realiza o exercício. O exercício é feito empurrando a barra (16) para frente, que está conectada à pilha de peso por cabos de aço. A grande vantagem desse equipamento é a possibilidade de trabalhar diferentes grupos musculares por meio da mudança do ângulo do exercício. A Fig. 2.27 mostra o equipamento de treinamento descrito.

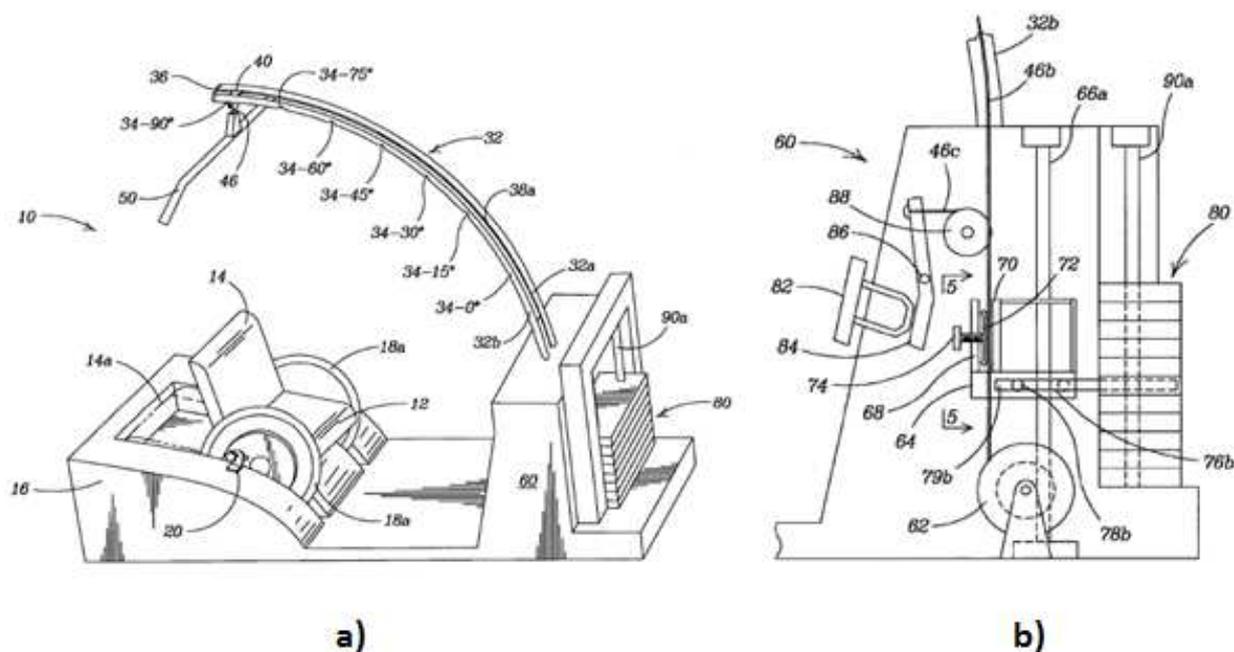


Figura 2.28 - Equipamento de treinamento para membros superiores e inferiores especialmente desenvolvido para pessoas com mobilidade reduzida. a) visão isométrica do equipamento b) vista lateral do suporte (MUHAMMAD, 2016).

Gonzales (1994) desenvolveu um sistema de fixação a ser adaptado em máquinas de treinamento convencionais permitindo com que os usuários se exercitem sem sair da cadeira de rodas. Esse mecanismo tem um caráter geral segundo o inventor que permite que diferentes máquinas de treinamento musculares, presentes nas academias, possam ser adaptadas com o mínimo de modificações. A ideia básica consiste em se remover o assento da máquina para que a cadeira de rodas se aproxime e fique na mesma posição que um usuário sem deficiência ficaria, colocar um suporte encostado no assento para impedir movimento da cadeira pra trás e adicionar a máquina também um suporte que vai sobre a coxa do cadeirante que impede tanto movimento da cadeira de rodas para frente, como que o usuário se eleve do assento da cadeira durante o exercício. A Fig. 2.29 mostra um esquema de adaptação para uma máquina de treinamento dos músculos peitorais.

A patente número CN 202490404 U, apresentado na Fig. 2.30, é um equipamento de treinamento para usuários de cadeiras de rodas que respeita o gesto motor do movimento de propulsão, seguindo portanto o princípio da especificidade. O equipamento consiste de uma base de suporte (1) sobre a qual esta fixada uma cadeira de treinamento similar a uma cadeira de rodas (10). Essa cadeira contém aros de propulsão (4) que tem a resistência ao seu movimento oferecida pela pressão exercida por roletes (7), por meio do aumento da

força de contato por um parafuso. A cadeira conta com ajuste da largura dos aros de propulsão e inclinação do assento para melhor acomodação do usuário (ZHAOMING e RONG, 2012).

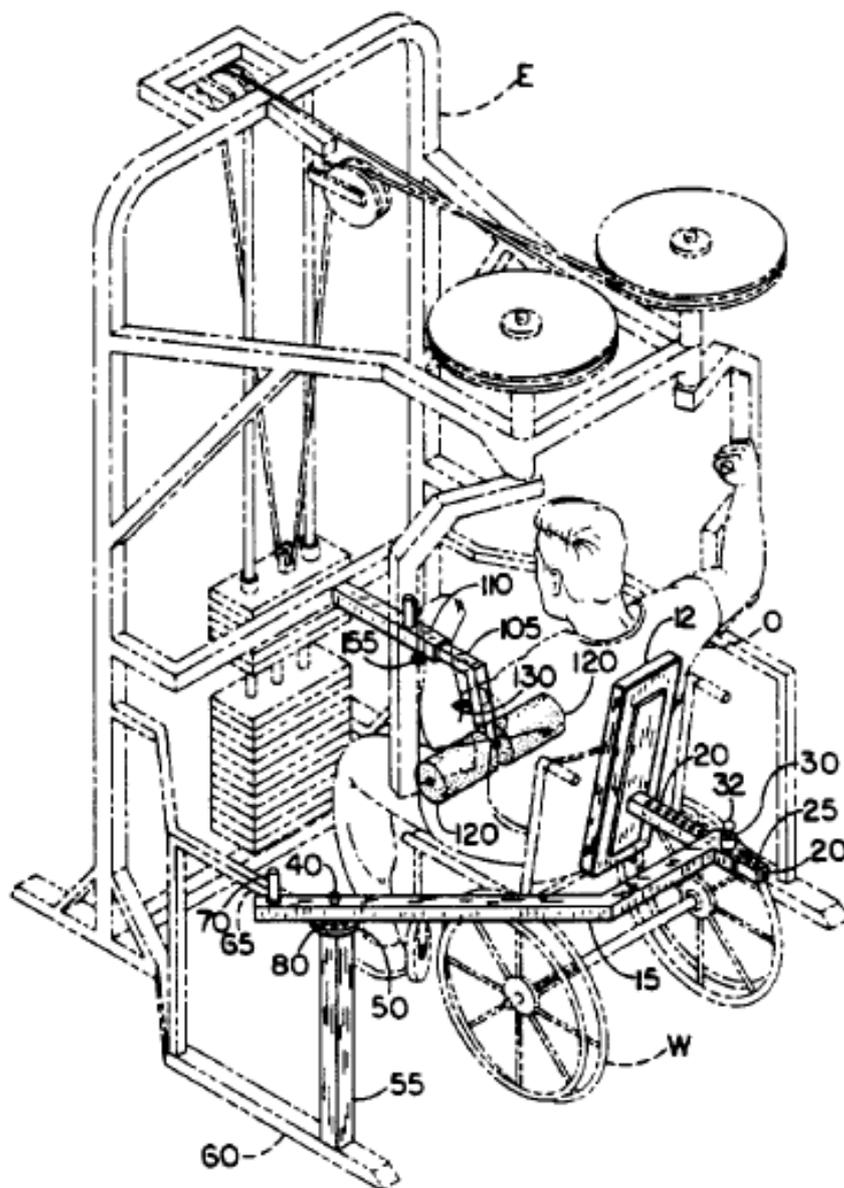


Figura 2.29 - Adaptação em uma máquina de treinamento do peitoral para permitir que cadeirantes possam treinar. O mesmo princípio pode ser aplicado para se adaptar outras máquinas segundo o autor (GONZALES, 1994).

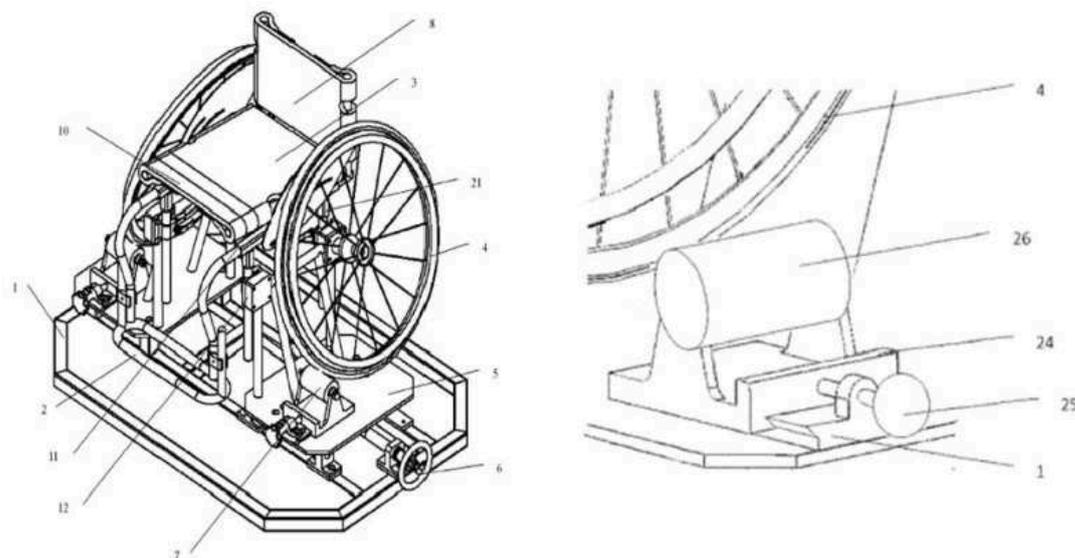


Figura 2.30 - Equipamento de treinamento para cadeirantes que segue o princípio da especificidade, (ZHAOMING e RONG, 2012).

A patente US 7 004 885 B1 apresenta uma ideia inovadora, pois a plataforma desenvolvido é ao mesmo tempo uma estação de treinamento e um jogo, tornando portanto o treinamento muscular uma atividade mais divertida e prazerosa para o usuário. O equipamento desenvolvido, apresentado na Fig. 2.31, contém uma base (10) sobre a qual temos uma plataforma de suporte para a cadeira (11). A cadeira acessa a plataforma por intermédio de uma rampa (12), tem suas rodas dianteiras travadas em posição pelo mecanismo de travamento (20) e sua roda traseira fica posicionada sobre um conjunto de rolos (32 e 34). O conjunto de rolos (32 e 34) pode ter sua posição ajustada para frente ou para trás para acomodar cadeiras de rodas de diferentes comprimentos e esta conectado a um sistema de geração de resistência (30) que atua independentemente nas duas rodas traseiras, sendo assim elas podem ser propelidas para frente ou para trás de maneira independente entre si. O nível de resistência ao rolamento livre das rodas é controlado através do computador (80) por intermédio de um sensor de velocidade não mostrado na figura. Por fim, o software pode trazer uma realidade virtual para o indivíduo, onde o mesmo pode subir uma ladeira, virar a cadeira, passar por diferentes terrenos (WU, CHEN e CHEN, 2006).

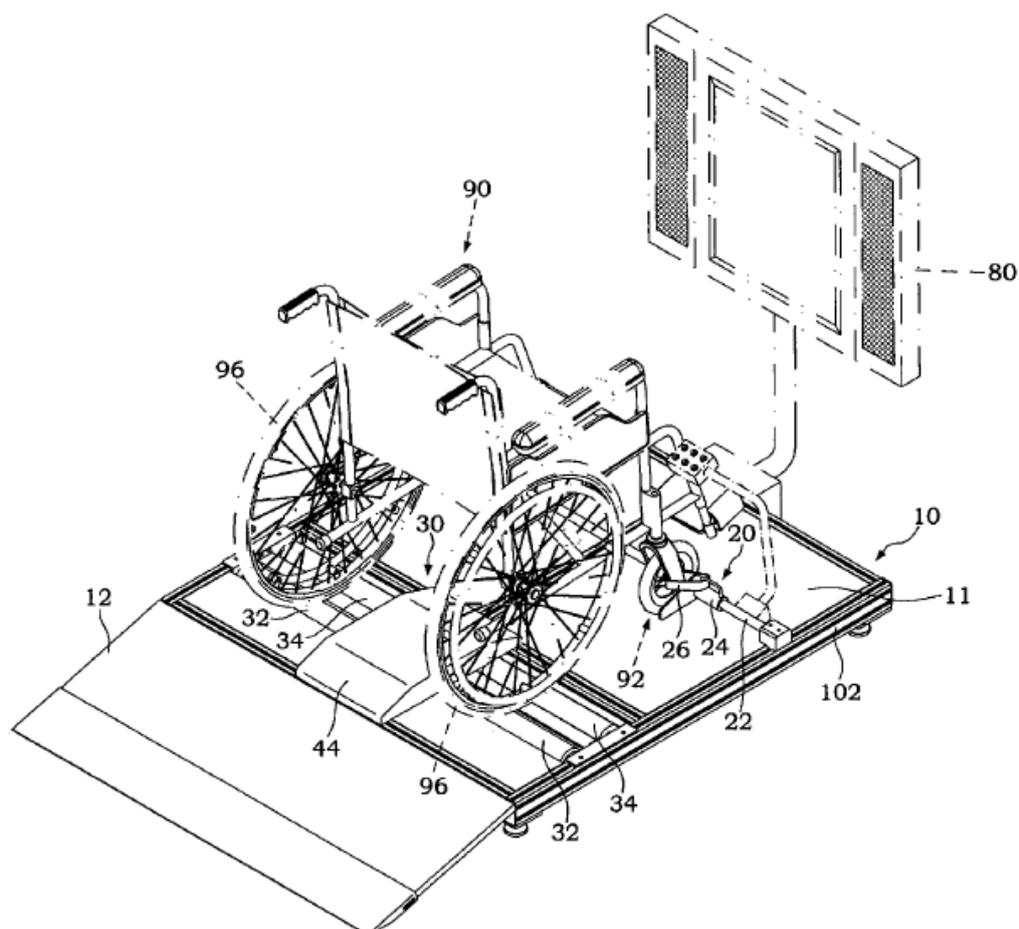


Figura 2.31 - Plataforma de treinamento para cadeirantes com realidade virtual (WU, CHEN e CHEN, 2006).

Hochberg e Hayes (2010) desenvolveram um equipamento portátil de treinamento muscular, apresentado na Fig. 2.32, que pode ser conectado a uma cadeira de rodas convencional independentemente de seu tamanho. O equipamento é composto de uma barra de suporte horizontal (12), que é fixada à frente da cadeira de rodas perto do joelho do usuário, e nessa barra vão conectados o suporte superior de treinamento e o dispositivo para treinamento das pernas. O dispositivo de treinamento superior pode ser ajustado na posição vertical ou horizontal e permite que o usuário faça movimentos alternados ou sincronizados ao deslizar o suporte para as mãos (36). O dispositivo para treinamento das pernas permite que o usuário suba e desça o suporte para os pés (44) de maneira sincronizada ou alternada e permite também que o usuário faça um movimento de abertura das pernas. Todos os exercícios podem ter sua resistência variada por linhas hidráulicas.

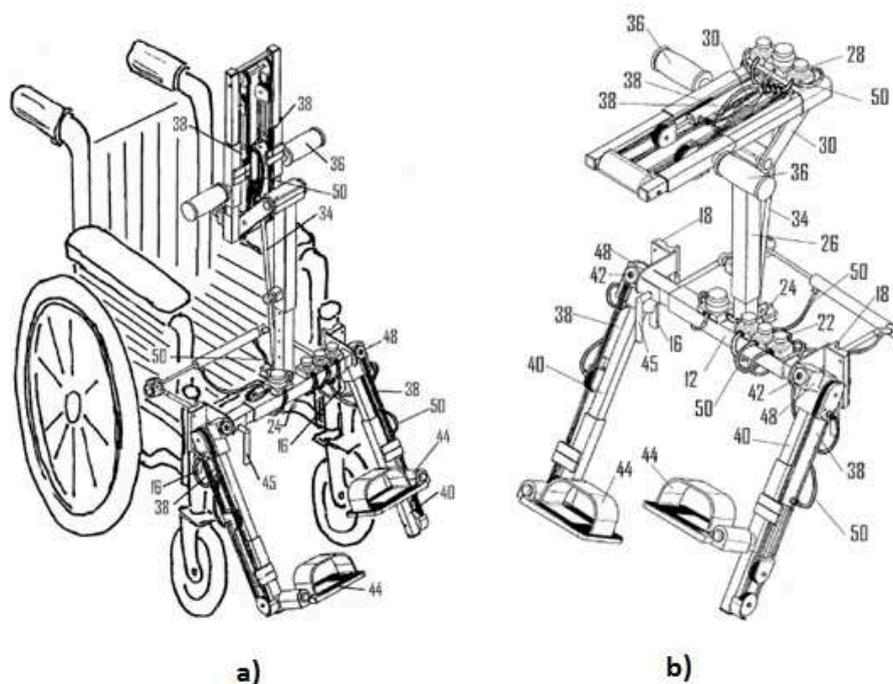


Figura 2.32 - Equipamento de treinamento portátil para cadeira de rodas, a) dispositivo de treinamento superior na posição vertical b) dispositivo de treinamento superior na posição horizontal (HOCHBERG e HAYES, 2010).

Uma nova proposta que tem ganhado força são os aparelhos de ginástica a serem instalados em ambientes externos. Seguindo essa linha, Mendelsohn (2015) criou uma proposta de equipamento acessível à cadeira de rodas para ser instalado em locais abertos, podendo ser instalados em parques, praças, universidades, dentre outros locais abertos, aumentando assim a abrangência e alcance dos equipamentos de treinamento para o público cadeirante. O equipamento fica engastado ao solo por meio de uma estrutura metálica e contém braços metálicos articulados para a realização do exercício que estão conectados a uma pilha de peso por meio de um mecanismo de barras. O braço articulado para realização do exercício pode ser disposto de várias maneiras, criando assim diferentes equipamentos de treinamento que tem diferentes músculos alvo. Independente do equipamento o braço para realização não entra no espaço da cadeira, permitindo sempre o livre acesso da cadeira de rodas para realização do exercício. Nas várias formas possíveis o equipamento pode se destinar a treinar músculos peitorais, dorsais e do ombro. A Fig. 2.33 mostra o equipamento proposto em sua configuração para treinamento dos músculos peitorais.

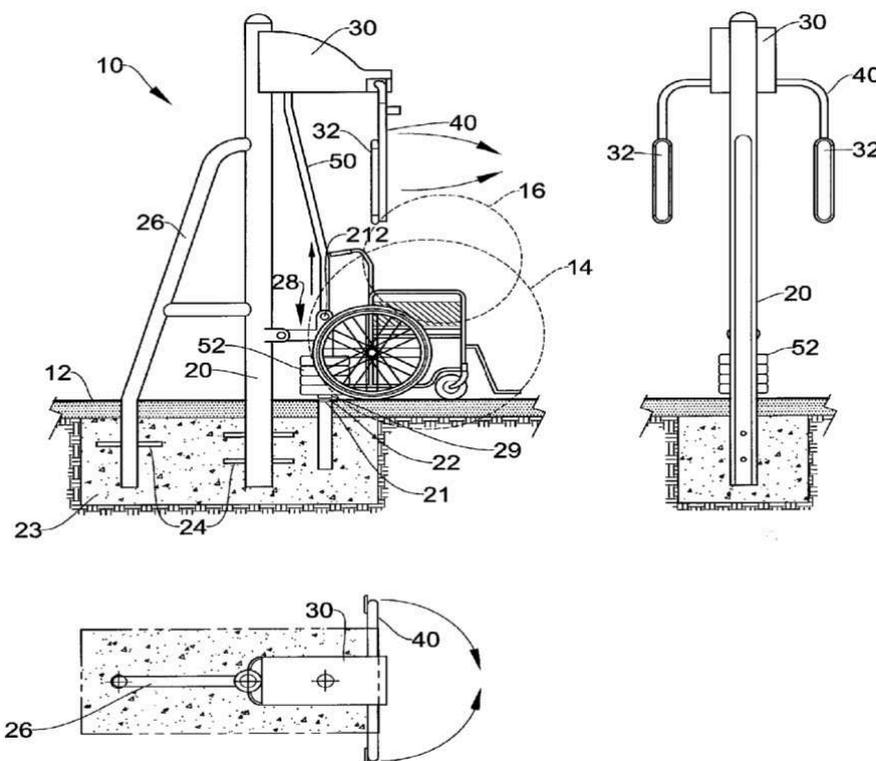


Figura 2.33 - Equipamento para ser instalado externamente acessível à cadeira de rodas na sua configuração de crucifixo máquina, permitindo, pois, o treinamento dos músculos peitorais (MENDELSON, 2015).

2.5 - Equipamentos comercialmente disponíveis

Nos Estados Unidos existe uma regulamentação que trata da acessibilidade das pessoas com deficiência física em espaços públicos, sendo que estas recomendações estão sob proteção do Departamento de justiça e direitos civis do referido país. Essas regulamentações estão contidas no decreto americano para pessoas com deficiência (American Disability Act) que em 15 de março de 2012 passou a exigir que as academias fossem equipadas com pelo menos uma máquina de treinamento muscular de força e uma máquina de treinamento aeróbico acessível a pessoas com deficiência, em especial as pessoas usuárias de cadeiras de rodas. Além disso, toda a academia deveria ser acessível, a exemplo de banheiros e um espaço mínimo entre os equipamentos para que os cadeirantes pudessem se locomover. Em virtude desse decreto e outros similares alguns fabricantes passaram a desenvolver equipamentos de treinamento muscular e aeróbico para cadeirantes e pessoas com mobilidade reduzida (Club Industry, s/data).

Algumas empresas fabricantes de equipamentos de musculação já perceberam a carência do seguimento de equipamentos para cadeirantes e começaram a disponibilizar no seu catálogo de produtos equipamentos de treinamento muscular ou aeróbico para esse público. Muitas das vezes esses equipamentos são apenas adaptações e podem apresentar configurações que não são totalmente favoráveis a esse público. No entanto, o simples fato de pessoas com necessidade do uso de cadeira de rodas poderem se exercitar já é um grande avanço. Os fabricantes dos Estados Unidos, em virtude da regulamentação citada no parágrafo anterior, tem aumentado significativamente o número de aparelhos acessíveis a usuários de cadeira de rodas.

A empresa Neurogym® Tech tem em seu portfólio dois equipamentos interessantes para uso do público cadeirante. Um deles é o chamado Pendulum Stepper, que é um equipamento que apresenta movimento alternado combinado de pés e mãos de forma similar ao equipamento Elíptico comumente encontrado nas academias. Esse equipamento é leve e portátil e basta apenas aproximá-lo da cadeira de rodas para que o usuário possa se exercitar. A Fig. 2.34 mostra uma mulher se exercitando no equipamento (INC., s/data).



Figura 2.34 - Pendulum Stepper para treinamento e reabilitação de pessoas usuárias de cadeira de rodas (INC., s/data).

Outro equipamento fabricado pela empresa Neurogym® Tech é o Exercise Wheelchair, apresentado na Fig. 2.35, que é simultaneamente uma cadeira de rodas e um equipamento de treinamento. O equipamento é uma cadeira de rodas que pode ter o assento e o encosto destravados para se movimentarem permitindo assim movimento de extensão e flexão dos músculos do tronco, o equipamento conta ainda com uma plataforma

para os pés que pode ser empurrada para trabalhar os músculos da perna. Quando o encosto da cadeira de rodas se movimenta para trás o assento se move para frente para aumentar a estabilidade da cadeira, mantendo o centro de gravidade sempre à frente do eixo da roda traseira. A resistência ao movimento é dada através de elásticos que podem ser adicionados ou removidos para alterar a resistência ao movimento (INC., s/data).



Figura 2.35 - Cadeira de rodas e equipamento de treinamento muscular “Exercise Wheelchair” (INC., s/data).

Um equipamento semelhante ao pendulum stepper mostrado na Fig. 2.34 é o equipamento THERA-Trainer tigo 510 fabricado pela MedicoTech que consiste de um equipamento para treinamento muscular e aeróbico no qual o usuário se aproxima com a cadeira de rodas, trava a cadeira de rodas, pode travar os pés aos suportes e se exercita realizando movimentos circulares nas pernas e nos braços. O equipamento conta com resistência variável que é ajustada por uma tela de lcd sensível ao toque e contém uma interface de jogos na qual o usuário treina de maneira interativa com o jogo. A Fig. 2.36 mostra o equipamento (MEDICOTECH, s/data).

Outra companhia que tem mostrado preocupação com o público cadeirante é a Cybex International, Inc. Ela tem fornecido diversos equipamentos de treinamento comumente encontrado nas academias que permitem que o banco seja retirado de sua posição original por um braço articulado, permitindo assim o acesso da cadeira de roda para realizar o treinamento. A Fig. 2.37 mostra algum desses equipamentos (CYBEX INTERNATIONAL, s/data).



Figura 2.36 - Equipamento THERA-Trainer tigo 510 sendo utilizado por uma usuária de cadeira de rodas (MEDICOTECH, s/data).



Figura 2.37 - Máquinas de exercícios convencionais adaptadas para permitir o acesso do usuário de cadeira de rodas, o banco pode ser removido de sua posição original por meio de um braço articulado, permitindo assim a aproximação da cadeira de rodas (CYBEX INTERNATIONAL, s/data).

2.6 - Tipos de mecanismos de geração de resistência

Existem diversos mecanismos para a geração de resistência ao movimento em equipamentos de musculação e treinamento muscular, podem-se citar: pesos livres, pilhas de pesos com/sem dispositivo de acomodação (came), elásticos e os equipamentos isocinéticos. A seguir, detalhar-se-á algumas características principais de cada uma dessas formas de geração de resistência (CAMPOS, 2000).

Peso livre: É um tipo de resistência constante durante a realização dos exercícios, tal como os halteres. Caso o usuário deseje mais carga ele deve selecionar outro halter, uma vez que esse não pode ter sua resistência acrescida. A gravidade influencia muito a parcela do peso do halter que vai agir no músculo, sendo assim para se treinar diferentes grupos musculares é necessário posicionar o corpo de diferentes maneiras (CAMPOS, 2000).

Dispositivos de Resistência Gravidade-Dependente: Popularmente chamado de pilhas de pesos, esse tipo de mecanismo contém diversas placas de pesos montadas umas sobre as outras. Por meio do acoplamento ou não de um pino, o número de placas de pesos pode ser selecionado de modo a se alterar a resistência ao exercício. Os pesos selecionados são ligados a um mecanismo de transmissão por cabo de aço e roldanas que direciona a força no plano e direção desejados, proporcionando assim a possibilidade que um mesmo equipamento trabalhe diversos grupos musculares (CAMPOS, 2000).

Dispositivo de pilha de pesos com dispositivo de acomodação: O torque que o músculo é capaz de produzir não é constante ao longo de todo o movimento da articulação, uma vez que esse depende do ângulo de inserção muscular em relação ao osso e sua distância da articulação (braço de momento), da relação força-comprimento dos músculos e da velocidade de encurtamento muscular. As máquinas de treinamento com dispositivo de acomodação, a exemplo de um came, variam o braço de momento do cabo de aço ligado à pilha de pesos em relação a um eixo de realização de exercício, modificando, portanto, o torque resistivo e buscando fazer com que esse se aproxime do máximo torque que o músculo consegue gerar em cada ângulo de contração (CAMPOS, 2000).

Dispositivos Isocinéticos: Esse tipo de dispositivo mantém a velocidade de realização do exercício constante independentemente da força aplicada pelo usuário. Para manter a velocidade constante, a máquina mantém a resistência à realização do exercício sempre igual à resistência máxima sendo gerada na articulação do músculo por meio de um sistema de controle. Uma das vantagens desse tipo de equipamento é que o usuário pode aplicar máxima força ao longo de todo o movimento, potencializando os ganhos de força

muscular. Tais aparelhos, além de poderem ser utilizados para treinamento, são utilizados para mensurar o aumento de força durante tratamentos de reabilitação (CAMPOS, 2000).

Dispositivos Elástico-Resistidos: Nesse tipo de equipamento, o exercício é realizado utilizando elásticos como resistência mecânica. Quanto maior a distância de alongamento, maior a força gerada pelo elástico, sendo assim uma das desvantagens desse tipo de equipamento é que a máxima força resistiva ocorre no final do movimento da articulação, quando a capacidade de produção de força do sistema muscular é reduzida. Outra desvantagem desse tipo de equipamento é a pouca variabilidade da resistência produzida; caso se queira aumentar a resistência deve-se trocar o elástico ou o número de elásticos acoplados ao equipamento (CAMPOS, 2000).

Sistema Came/Mola/Seguidor: Siquieroli (2007), em sua dissertação de mestrado, desenvolveu um novo sistema de geração de resistência para ser utilizado em equipamentos de treinamento muscular. O objetivo de seu trabalho foi um sistema simples, robusto, facilmente adaptável a diferentes equipamentos de treinamento e de baixo custo. O sistema final em que se chegou foi um sistema do tipo came/mola/seguidor, que dispensa o uso de cabos de aço e pilha de pesos.

De acordo com Siquieroli (2007), uma das grandes vantagens desse equipamento é a possibilidade de se gerar a resistência ao movimento sempre próxima à máxima capacidade de produção de força do grupo muscular que se deseja trabalhar seguindo perfis de velocidade e aceleração próximos àqueles que são realizados na prática esportiva. Esse sistema segue, portanto, a especificidade do movimento do atleta e pode resultar em ganhos de força e potência musculares mais significativos.

Segundo Siquieroli (2007), já existem máquinas de treinamento que utilizam comes para a geração de resistência; no entanto, a resistência é gerada por uma pilha de pesos e o came apenas varia a torque que é gerado por esses pesos variando o braço de alavanca da força. Esse tipo de sistema apresenta alta inércia, por isso o sistema apresenta um aumento de resistência no início da fase concêntrica e no final da fase excêntrica, e diminui a resistência no fim da fase concêntrica e no começo da fase excêntrica. Assim, essas máquinas só conseguem oferecer uma resistência próxima à disponível no músculo em regimes de contração muito lentos.

No sistema proposto por Siquieroli (2007), a geração de resistência é gerada por uma mola que comprime um came por intermédio de um seguidor (Fig. 2.38). Uma das vantagens desse sistema é que esse conjunto came/mola/seguidor possui inércia reduzida quando comparada a sistemas com pilhas de pesos e que o perfil do came pode ser ajustado para gerar torque resistivo sempre próximo ao máximo torque resistivo da articulação muscular que se deseja treinar. Além disso, o came é projetado especificamente

para um perfil de velocidade e aceleração específico. Assim caso se deseje treinar um atleta do remo, por exemplo, pode-se gerar um perfil específico para que o atleta treine com velocidade e aceleração próximas às que ocorrem na prática.

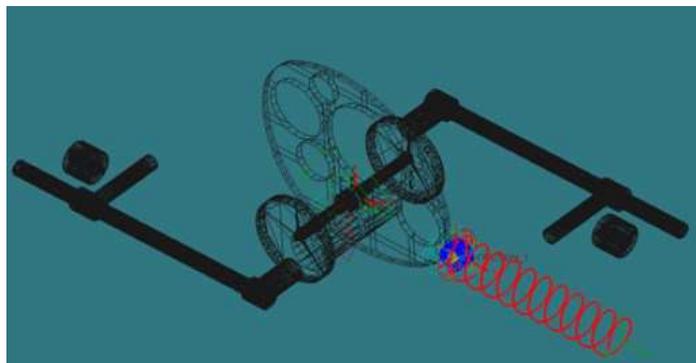


Figura 2.38 - Sistema mola/seguidor/came proposto por Siquieroli gerado pelo programa ADAM'S, (SIQUIEROLI, 2007).

Outra vantagem desse novo sistema do tipo came/mole/seguidor com relação aos com pilha de pesos e cames é o princípio de utilização do came. Os sistemas convencionais de came geralmente variam o torque resistivo por meio da variação do braço de alavanca do came, já o sistema de Siquieroli utiliza o princípio de variação do ângulo de pressão do came.

Uma das vantagens em se utilizar o ângulo de pressão para variar o torque resistivo é a possibilidade de gerar força resistiva nula em qualquer ponto do movimento de treinamento; isso pode ser feito definindo o ângulo de pressão como nulo. Para velocidades relativamente altas, o torque resistivo devido à inércia é grande, pode-se, então, diminuir o torque resistivo gerado pelo came para se aproximar o torque resistivo ao máximo torque disponível no músculo.

Como já apresentado, o perfil do came deve ser produzido de modo que ele gere resistência sempre próxima à máxima força muscular produzida na articulação. No entanto, a resistência gerada não é unicamente devido ao sistema, pois a inércia do sistema também gera torque resistivo. Assim para a solução do perfil do came, deve-se solucionar qual deve ser o $Tr(\theta)$ (torque resistivo produzido pela ação da mola sobre o came em cada posição angular (θ)) conhecendo-se $Tm(\theta)$ (torque disponível que o grupo muscular motor pode produzir na articulação em cada posição angular (θ) do movimento articular) e $Ti(\theta)$ (somatória dos torques produzidos pelo deslocamento do mecanismo mola/seguidor/came, submetido às acelerações impostas pelo movimento) por meio da equação (2.1).

$$Tm(\theta) = Tr(\theta) + Ti(\theta) \quad (2.1)$$

Os valores de $T_m(\theta)$, ou torque disponível máximo na articulação, são obtidos empiricamente por meio de testes em dinamômetros isocinéticos. Esse equipamento mantém a velocidade do movimento constante ao longo de todo o movimento, assim, para se obter a curva de torque para um perfil com velocidade variável é necessário realizar testes no dinamômetro isocinético em várias velocidades na faixa de interesse. A curva de velocidade do gesto motor é então combinada com as curvas de torque disponível máximo em diferentes velocidades para se obter a curva de torque disponível máximo em função do ângulo articular e que considera a velocidade do gesto motor.

O torque $T_i(\theta)$ é obtido por meio da determinação da inércia do came e da aceleração angular do movimento que se deseja treinar em função do ângulo θ . Já o torque resistivo $T_r(\theta)$ é obtido do produto entre F_{en} (componente normal da força da mola segundo o plano gerado pela linha de contato came-seguidor) e d_b (distância do braço de momento da força F_{en}) segundo a equação (2.2). A Fig. 2.39 facilita o entendimento físico dessa multiplicação.

$$T_r = F_{en} \times d_b \quad (2.2)$$

A força F_{en} é a força gerada pela projeção de F_e sobre a direção normal à linha de contato came-seguidor, segundo equação (2.3), levando em consideração o ângulo de contato α .

$$F_{en} = F_e \times \cos \alpha \quad (2.3)$$

A força da mola F_e é obtida pela soma da pré-carga inicial da mola mais a força obtida pela compressão da mola segundo a equação (2.4):

$$F_e = F_{e_i} + k \cdot dy \quad (2.4)$$

onde (F_{e_i}) é a pré-carga inicial da mola, (K) é a constante da mola e (dy) é o deslocamento da mola para cada deslocamento angular ($d\theta$) do came.

A partir das equações (2.2), (2.3) e (2.4) e de algumas relações geométricas é possível obter a equação final que deve ser solucionada para obter o perfil do came: equação (2.5).

$$T_m(\theta) = (F_{e_i}R) \sin(\alpha) \cdot \cos(\alpha) + k(\sin(\alpha) \cdot \cos(\alpha) \cdot R^2 \tan(\alpha)) \Delta\theta + T_i(\theta) \quad (2.5)$$

Essa equação é resolvida numericamente para cada ângulo θ , considerando-se um valor conhecido de raio inicial e um deslocamento angular inicial nulo, assim como conhecido o torque disponível no músculo $T_m(\theta)$ e o torque devido à inércia $T_i(\theta)$.

Uma característica bastante útil desse sistema é a possibilidade de incrementos infinitesimais de sobrecarga em oposição a incrementos discretos que existem nas máquinas de treinamento com pilha de pesos. Essa característica faz com que o princípio da sobrecarga crescente seja obedecido com muito mais propriedade.

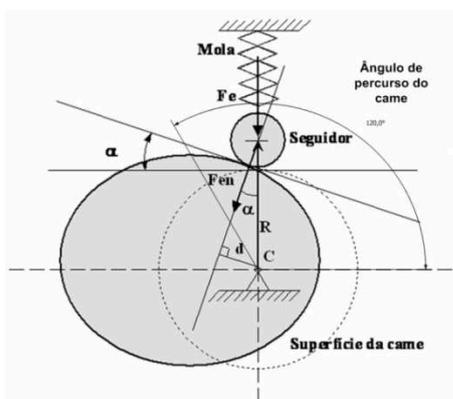


Figura 2.39 - Esquema de funcionamento do mecanismo came/mola/seguidor, (SIQUIEROLI, 2007).

Uma desvantagem do sistema came/mola/seguidor é que o processo de obtenção da curva de torque máximo disponível na articulação $T_m(\theta)$ é complicado e envolve a utilização de um dinamômetro isocinético, equipamento que é difícil de ser encontrado e caro para ser adquirido. No entanto, essa dificuldade pode ser contornada caso sejam utilizados comes com valores médios para a população que utiliza as academias ao invés de um came específico para cada indivíduo.

Conforme visto, o sistema came/mola/seguidor é robusto, simples, de baixa inércia, seguro e facilmente adaptável a diferentes tipos de equipamentos de treinamento. Esse sistema tem ainda a característica de aproximar o torque resistivo ao torque máximo da articulação e de permitir treinamentos em velocidades elevadas. Por todas essas características, esse sistema foi utilizado na estação e treinamento que foi desenvolvida, juntamente com um sistema com geração de resistência por pilha de pesos e cabo de aço quando o sistema com o came não foi viável.

Capítulo III

Materiais e Métodos

A proposta de desenvolvimento de uma estação de treinamento dedicada ao público cadeirante ou pessoas com mobilidade reduzida deve incluir o maior número de exercícios possíveis direcionados para os membros superiores, sendo de constituição simples, robusta e ajustável visando acomodar pessoas com diferentes medidas antropométricas.

A priori foram definidas as hipóteses e necessidades principais que o equipamento deveria apresentar:

- Possibilitar a execução de vários exercícios, com foco naqueles que trabalham os músculos mais solicitados na propulsão da cadeira de rodas, para que o equipamento, assim, pudesse auxiliar na melhoria do condicionamento físico e, conseqüentemente, auxiliar na redução de dores oriundas do uso prolongado de cadeiras de rodas;
- Possibilitar o uso de dois sistemas de geração de resistência, um sistema convencional e um novo sistema came/mola/seguidor visando aumentar a praticidade e versatilidade da estação de treinamento;
- Adaptar um sistema came/mola/seguidor para geração de resistência ao sistema visando reduzir a inércia do conjunto, porém, adaptando-o à especificidade do movimento, possibilitando treinamentos em velocidades maiores do que em um treinamento convencional e com resistência sempre próxima à máxima capacidade de força do grupo muscular envolvido;
- Possibilitar o uso de diferentes comes para grupos musculares distintos;
- Possuir estrutura ajustável, com pelo menos os seguintes ajustes:

- Ajuste longitudinal da posição do sistema do banco;
- Ajuste de largura entre os braços acessórios para execução dos exercícios.
- Possuir banco ajustável, com as seguintes características:
 - Ajuste da altura do assento;
 - Ajuste da profundidade do assento (encosto com ajuste de profundidade);
 - Ajuste da angulação do encosto;
 - Apoio lateral no assento;
 - Inclinação fixa;
 - Largura do assento fixa.

Para a estimativa da faixa de variação das dimensões do banco foi feita uma busca em diversos modelos de cadeiras de rodas sendo adotado valores médios. Um dos fabricantes consultados foi a empresa (Ottobock do Brasil Técnica Ortopédica LTDA, 2013) e o representante comercial (Casa Ortopédica, S/data). As faixas de variações utilizadas na concepção do equipamento são mostradas na Tab. 3.1.

Tabela 3.1 -Valores típicos de dimensões de cadeiras de rodas.

Dimensão	Faixa de variação (cm)
Largura do assento	28 – 50 (modelo reforçado: 46 – 50)
Profundidade do assento	30 – 50
Altura do encosto	30 – 50
Altura dianteira do assento	40 – 54
Altura traseira do assento	33 – 53

3.1 - Estrutura Proposta para a Estação de Treinamento

Após a análise de diversas configurações considerando o gesto motor dos cadeirantes e as possibilidades de treinamento dos grupos musculares de membros superiores dessas pessoas, chegou-se à proposta de estrutura que, diante de todos os requisitos de projetos, foi inicialmente modelada. A estação de treinamento foi projetada em três módulos funcionais distintos, que podem ser desacoplados para facilitar o transporte. O

primeiro desses, denominado módulo central, compreende a parte da estação cuja resistência ao movimento é gerada pelo sistema came/mola/seguidor. O segundo e terceiro módulos foram denominados módulo de cabo de aço direito e módulo de cabo de aço esquerdo. Nesses dois módulos, a resistência ao movimento é gerada por meio da utilização de um sistema de pilha de pesos. A Fig. 3.1 mostra a estação de treinamento proposta em vista isométrica onde é possível visualizar os três módulos principais.

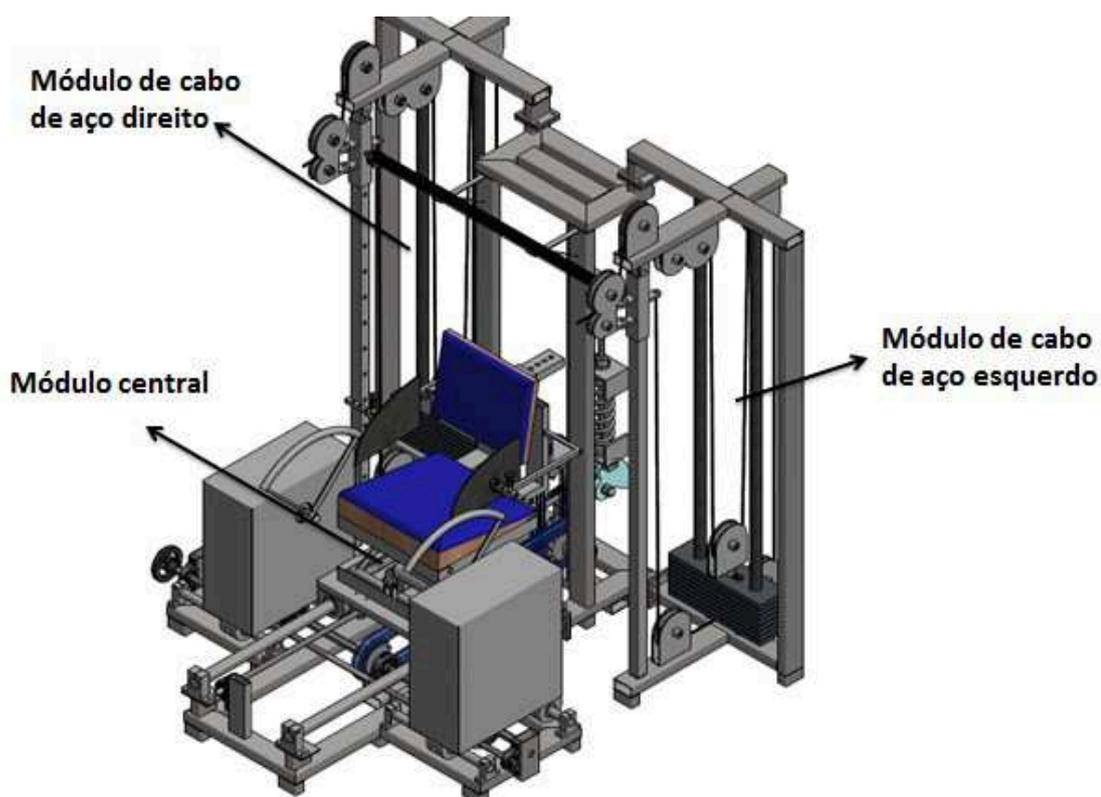


Figura 3.1 - Estação de Treinamento muscular proposta, Fonte: autor.

3.1.1 - Estrutura do Módulo Central

O módulo central, mostrado na Fig. 3.2, não apresenta o sistema de cabos de aço para melhor entendimento de seu funcionamento. Ele é composto de uma estrutura metálica traseira para suporte do sistema do came e de uma estrutura base para suporte do sistema do banco e dos sistemas de carga. O sistema do banco pode deslocar longitudinalmente por meio de mancais lineares que deslizam sobre guias lineares por meio da rotação de um fuso acionado manualmente.

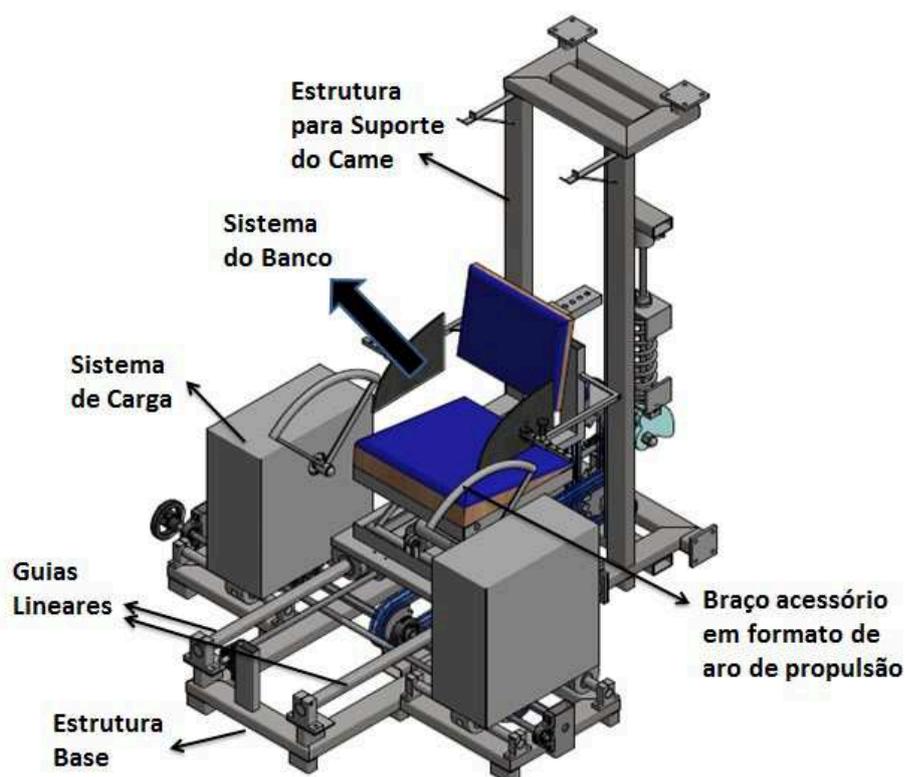


Figura 3.2 - Módulo Central da estação de treinamento muscular, Fonte: autor.

Os sistemas de carga montados sobre a estrutura base, mostrados na Fig. 3.2, são responsáveis por transmitir a resistência ao movimento imposto pelo usuário da estação de treinamento. Sobre esses sistemas de carga são acoplados os braços suporte utilizados para a realização dos exercícios e que podem possuir diferentes formatos para permitir diferentes tipos de exercícios.

Os dois sistemas de carga são montados sobre guias lineares de modo que podem ter sua distância em relação ao sistema do banco ajustável. O ajuste facilita que diferentes usuários possam realizar os exercícios com maior conforto. O ajuste desta distância é realizado por um fuso com comprimento que possui em sua metade, um sistema com rosca direita e a outra metade com rosca esquerda, de tal modo que, os sistemas de carga se movimentem em sentidos opostos quando acionados pelo fuso.

A Fig. 3.3 mostra o módulo central em vista superior para melhor visualização dos mecanismos de deslocamento longitudinal do sistema do banco e do deslocamento transversal dos sistemas de carga. Nessa figura é possível visualizar as guias lineares de movimentação do sistema do banco e dos sistemas de carga. Também é possível visualizar os fusos que são acionados por manípulos que fazem a movimentação desses sistemas.

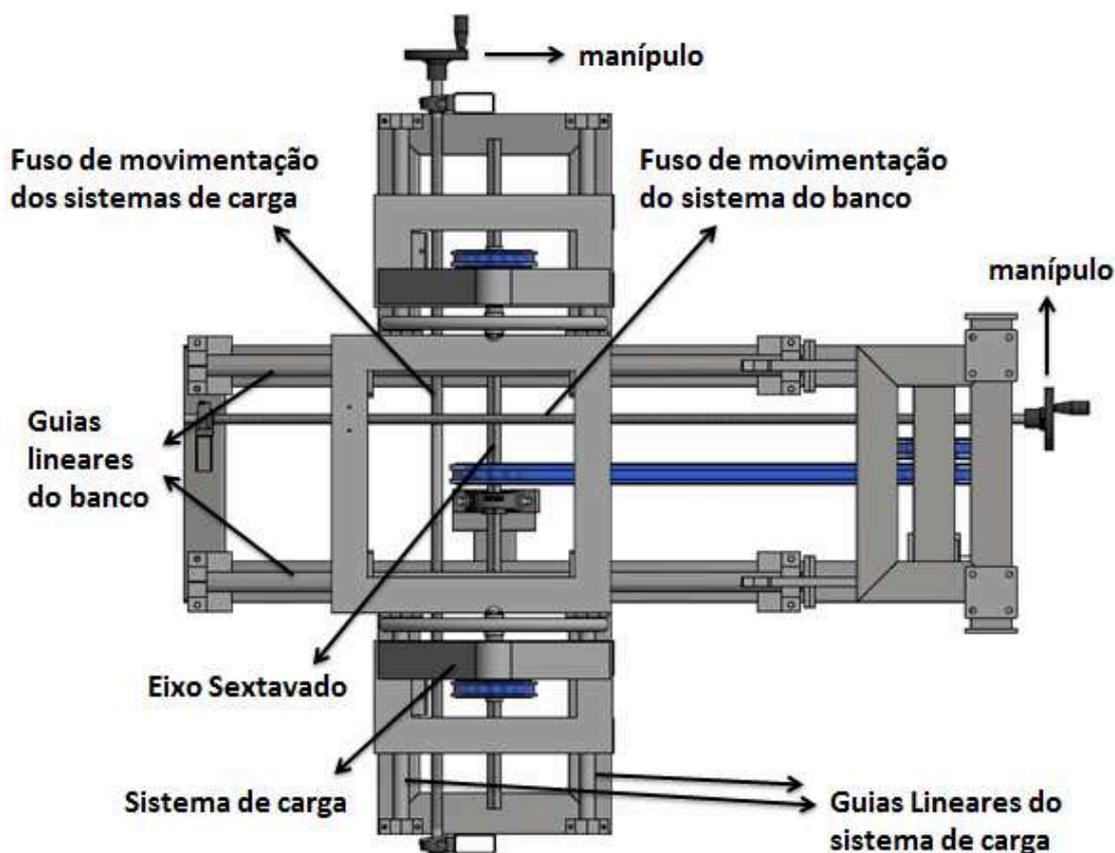


Figura 3.3 - Vista superior do módulo frontal, Fonte: autor.

A geração de resistência no módulo central é feita pelo sistema came/mola/seguidor, que é posicionado atrás do sistema do banco, sendo transmitida ao sistema de carga por meio de correntes. A Fig. 3.4 mostra uma vista lateral da estrutura de suporte do sistema do came onde é possível visualizar o funcionamento desse sistema. A mola é comprimida por meio de um suporte deslocado pelo acionamento de um macaco linear mecânico que gera a pré-carga necessária na mola. Uma vez definida a pré-carga da mola, a força gerada pela mola irá variar em função do deslocamento adicional gerado pela rotação do came e de sua curva especialmente projetada para níveis máximos de torque dentro da especificidade do movimento. Essa força da mola gera um torque no eixo do came que deve ser transmitido até os braços para a realização dos exercícios utilizando os sistemas de carga.

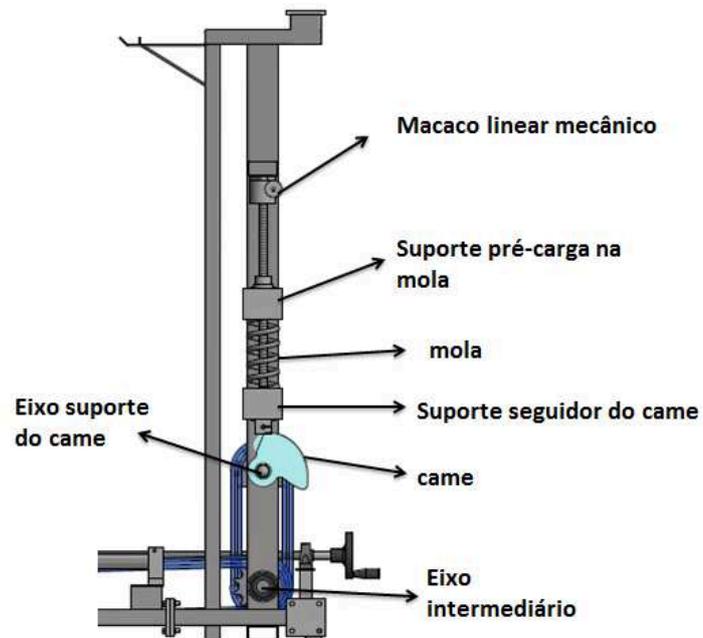


Figura 3.4 - Detalhamento do funcionamento do sistema do came, Fonte: autor.

O eixo sobre o qual o came é acoplado tem uma ponta sextavada, viabilizando a troca rápida do came; para isso, primeiramente a pré-carga no sistema da mola deve ser retirada, Fig. 3.5. O came é travado em uma posição com um eixo de engate rápido padrão e normalmente utilizado em engates de cadeiras de rodas, conforme mostrado na Fig. 3.6.

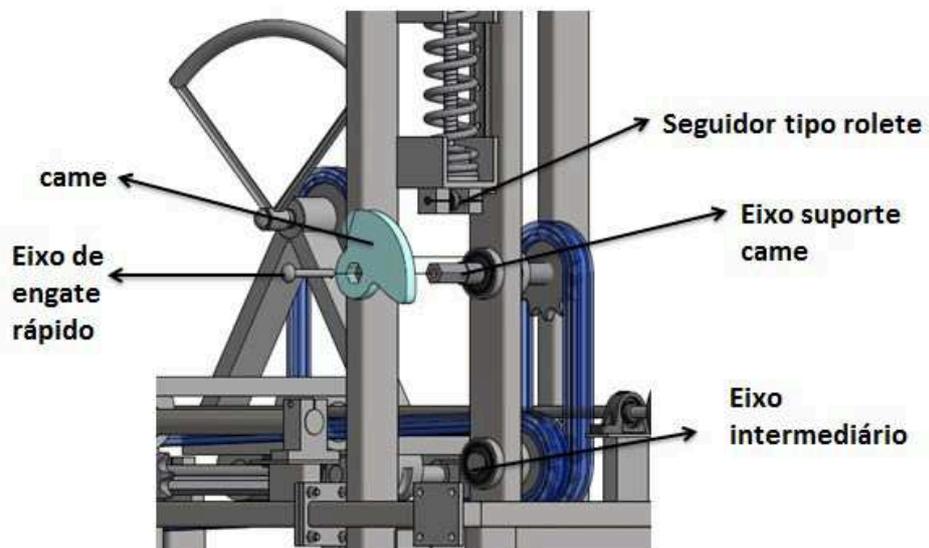


Figura 3.5 - Sistema de troca rápida do came por meio de encaixe sextavado e eixo de engate rápido, Fonte: autor.



Figura 3.6 - Eixo de engate rápido padrão para cadeira de rodas, (Casa Ortopédica, S/data)

No desenvolvimento da estação de treinamento, optou-se pela utilização de um sistema de came único que transmite o torque gerado aos dois sistemas de cargas existentes. Essa decisão foi tomada baseando-se no fato de que o came deveria ser trocado rapidamente para viabilizar a execução de diferentes exercícios. Assim, um sistema de came único torna a troca mais rápida e os ajustes necessários para se exercitar na estação de treinamento são simplificados.

A transmissão do torque no eixo de suporte do came até os braços, visando a realização dos exercícios, é feita por meio de duas correntes comuns aos dois sistemas de carga e uma corrente final, individual para cada sistema de carga. Uma primeira corrente transmite o torque do eixo sobre o qual o came está acoplado a um eixo intermediário; uma segunda corrente o transmite do eixo intermediário a um eixo sextavado central e uma última corrente, que é individual para cada sistema de carga, transmite o torque do eixo sextavado ao eixo final, sobre o qual os braços acessórios são utilizados para a realização dos exercícios estão acoplados. A Fig. 3.7 mostra esse sistema de geração de resistência e as transmissões por corrente em evidência.

O eixo sextavado foi utilizado para viabilizar a transmissão do torque ao usuário por meio dos sistemas de carga que possuem, mesmo assim, uma largura ajustável. Na base do sistema de carga são montados três rolamentos lineares responsáveis pela movimentação transversal dos sistemas de carga que podem se aproximar ou distanciar do sistema do assento. Ainda na base do sistema de carga está fixada uma unidade de rolamento que segura uma bucha sextavada sobre a qual é fixada uma roda dentada da corrente, sendo que a outra roda dentada está fixada no eixo de suporte dos braços acessórios. Todo o sistema de transmissão por correntes se movimenta solidariamente com o sistema de carga, possibilitando assim que esse sistema transmita o torque e tenha largura ajustável. A Figura 3.8 3.8 mostra um dos sistemas de cargas da estação de treinamento muscular.

O sistema de carga possui, ainda, um eixo com ponta sextavada sobre o qual são acoplados os braços acessórios que são utilizados para a realização dos exercícios. O formato sextavado permite que os braços acessórios sejam trocados de forma rápida, viabilizando que o módulo central possa ser utilizado em diversos tipos de exercícios.

Similarmente ao eixo de suporte do came, nesse eixo o travamento do braço acessório se dá por meio de um eixo de engate rápido. A Fig. 3.9 mostra uma vista explodida do sistema de carga para melhor compreensão de seu funcionamento. Para que a troca dos braços acessórios seja realizada, os sistemas de carga devem ser primeiramente afastados do sistema do banco ou o sistema do banco deve ser afastado dos sistemas de carga.

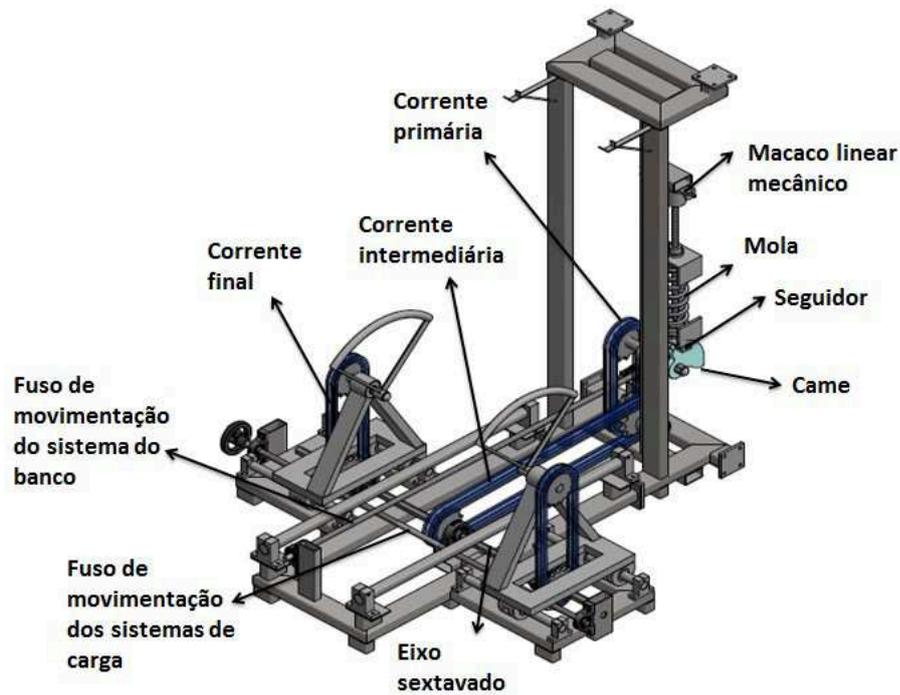


Figura 3.7 - Módulo Central sem o sistema do banco, Fonte: autor.



Figura 3.8- Detalhamento do sistema de carga, Fonte: autor.

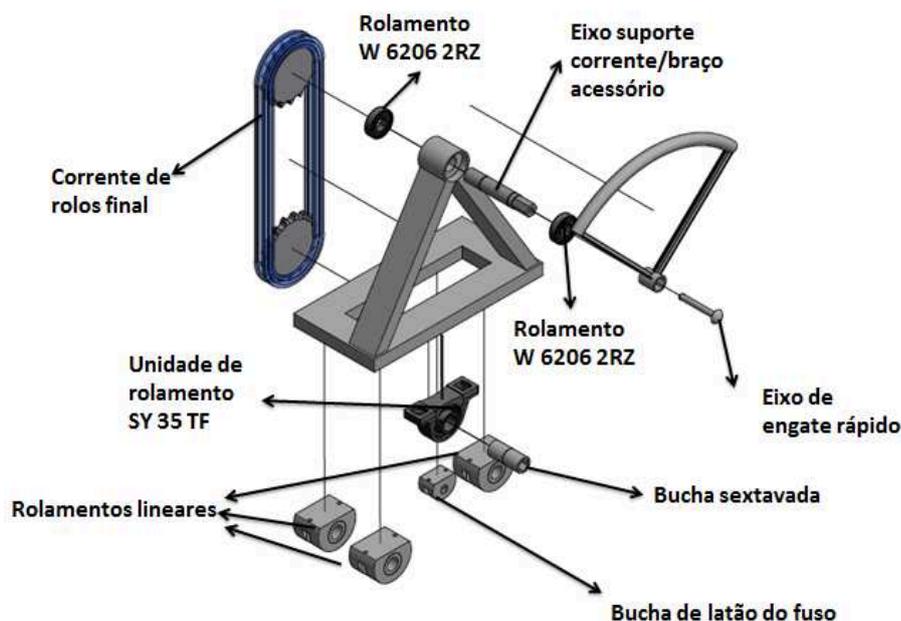


Figura 3.9 - Vista explodida do sistema de carga, Fonte: autor.

Na vista explodida do sistema de carga, mostrado na Fig. 3.9, pode-se ainda visualizar a utilização de três rolamentos lineares, em vez de quatro, utilizados nos sistemas de carga, uma vez que, os rolamentos lineares possuem um custo elevado em relação às outras peças e, portanto, são componentes cuja utilização deve ser feita em quantidade reduzida. Adicionalmente, o projeto mostrou que a carga a que esses rolamentos estarão submetidos é bem menor que a nominal, o que indica que a utilização de apenas três rolamentos lineares é suficiente.

3.1.2 – Sistema do Banco

As medidas antropométricas das pessoas com deficiências físicas podem variar em uma ampla faixa. Além disso, a falta de controle das pernas ou de parte do tronco pode levar a dificuldades na estabilização corporal; portanto, para que um equipamento de treinamento possa ser efetivamente destinado a esse público e seja seguro, transmitindo confiança ao usuário, é importante a possibilidade de ajustes no banco.

Um dos principais ajustes é o da altura do assento. No entanto, de forma diferente do que ocorre nos equipamentos convencionais de treinamento, o ajuste deve ser feito com o usuário sentado no equipamento. Para que isso fosse possível, optou-se pelo desenvolvimento de um sistema do tipo tesoura acionado por um atuador linear elétrico. Esse sistema possibilita o ajuste contínuo da altura do assento dentro de limites pré-definidos. Outro ajuste possível é o da profundidade e angulação do encosto. Finalmente, o

banco tem suportes laterais para as pernas que possuem ajuste de posição e angulação. A Fig. 3.10 mostra esse sistema com algumas de suas principais partes.

O ajuste da profundidade do encosto é feito por meio de um tubo retangular (70 x 30 x 3 mm) com furos discretos que desliza em um tubo retangular guia (80 x 40 x 3 mm) sendo travado na posição desejada por um pino puxador. O ajuste de angulação do encosto também é discreto sendo feito por meio de uma barra em formato de meia-lua que é travada na posição desejada por um pino puxador. O ajuste da posição do suporte para as pernas é feito por meio de um tubo com furos discretos (15 x15 x 1,5 mm), que desliza em um tubo guia (20 x 20 x 2 mm), e é travado na posição desejada por um pino puxador. Por fim, a inclinação dos apoios para as pernas é feita por meio de um parafuso do tipo borboleta.

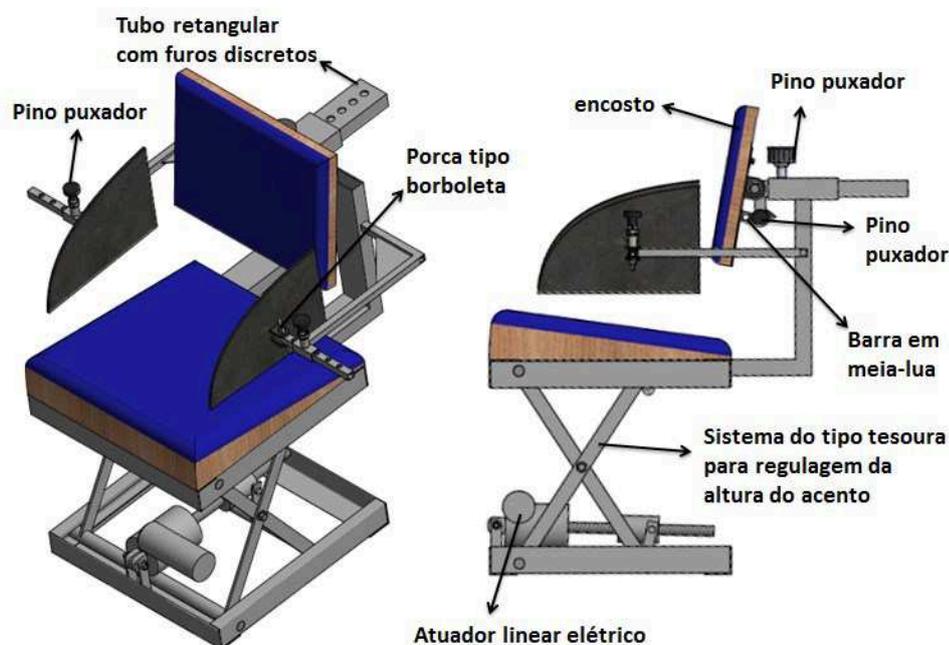


Figura 3.10 - Sistema do Banco indicando seus principais elementos construtivos, Fonte: autor.

3.1.2.1 – Atuador Elétrico Linear

A base do acento foi projetada para ter altura variável entre 292 e 460 mm. Para que isso seja possível o atuador linear elétrico tem que ter uma amplitude de movimento adequado para essa faixa e, por isso, foi selecionado um atuador linear de rosca com amplitude mínima de 205 mm e máxima de 405 mm (Atuadores Lineares ATL AB70-C V2-200). A Fig. 3.11 mostra algumas características do atuador .

Atuadores Lineares ATL AB70-C V2-200

Características Técnicas

Modelo	ATL AB70-C V2-200
Acessórios	Com Encoder
Força máxima de compressão	6000 N (\cong 600 kgf)
Força máxima de tração	1000 N (\cong 100 kgf)
Velocidade linear	V2 (4,5 a 6,5 mm/s) * Variável conforme carga aplicada - ver curvas
Limite seguro de frenagem	5000 N (\cong 500 kgf)
Tensão de trabalho	24 VCC
Corrente nominal	4,5 A
Potência absorvida	110 W
Regime de trabalho	1 ON / 8 OFF
Temperatura ambiente máxima	40°C
Grau de proteção	IP 22
Capa de vedação	Sem Capa



Figura 3.11 - Atuador elétrico linear selecionado, (Atuadores Lineares ATL AB70-C V2-200).

3.1.3 - Módulo de Cabo de Aço

Além do módulo central, foram adicionados à estação de treinamento, os módulos de cabo de aço direito e esquerdo. Esses módulos permitem maior versatilidade à estação de treinamento e a execução de uma maior gama de exercícios físicos. A Fig. 3.12 mostra o módulo de cabo de aço direito.

Os módulos de cabo de aço possuem estrutura similar à de um “Cross Over”, equipamento comum em academias, ou seja, eles possuem um tubo regulador de altura que pode ser travado em diversas posições discretas sobre um tubo suporte por um pino puxador. Um sistema com duas polias finais é acoplado a esse tubo regulador de altura do qual sai o terminal do cabo de aço. Nesse terminal são acoplados os acessórios para a realização de exercícios.

Para a realização de um exercício, o usuário ou o assistente, primeiramente, seleciona a quantidade de placas de pesos desejada, seleciona a altura do suporte de polias, coloca o acessório desejado no terminal para cabo de aço e executa o exercício. Como o equipamento é destinado ao treinamento de membros superiores, nem todos os acessórios disponíveis no mercado são utilizáveis. Os acessórios que são mais úteis para a estação de treinamento proposta são o puxador tríceps corda unilateral, o puxador do tipo estribo e uma barra que é travada aos dois módulos de forma simultânea. A Figura 3.13 mostra esses acessórios.

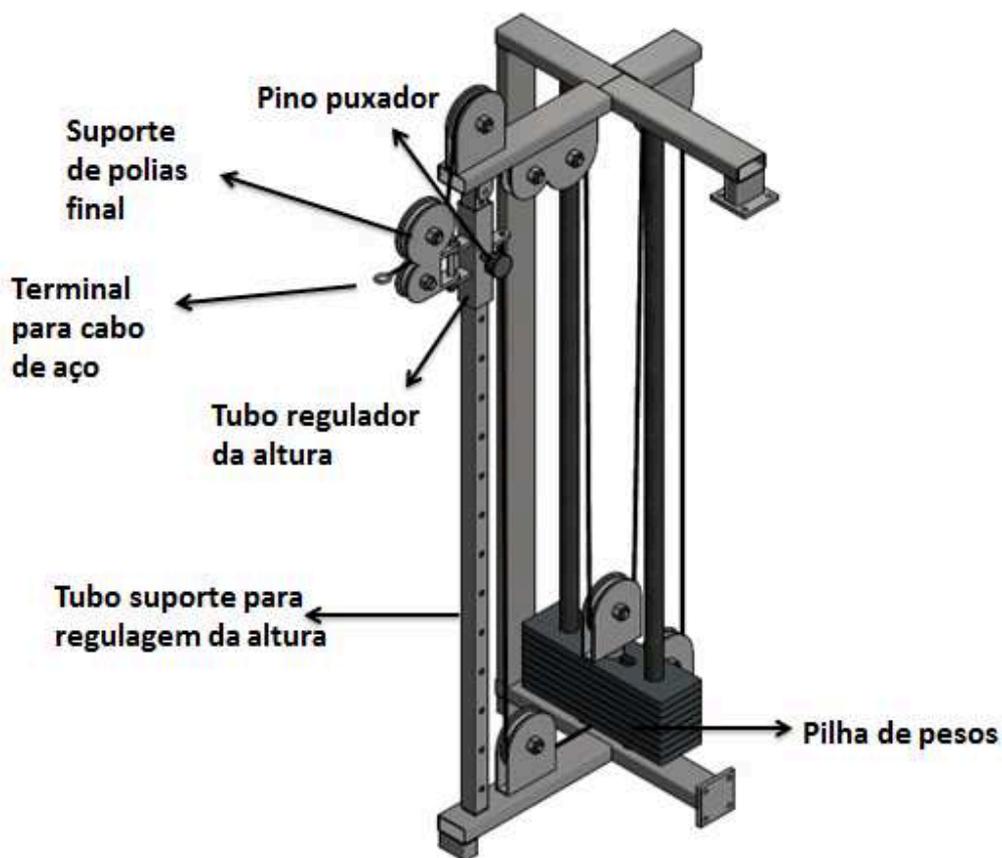


Figura 3.12 - Módulo do cabo de aço em vista isométrica, Fonte: autor.

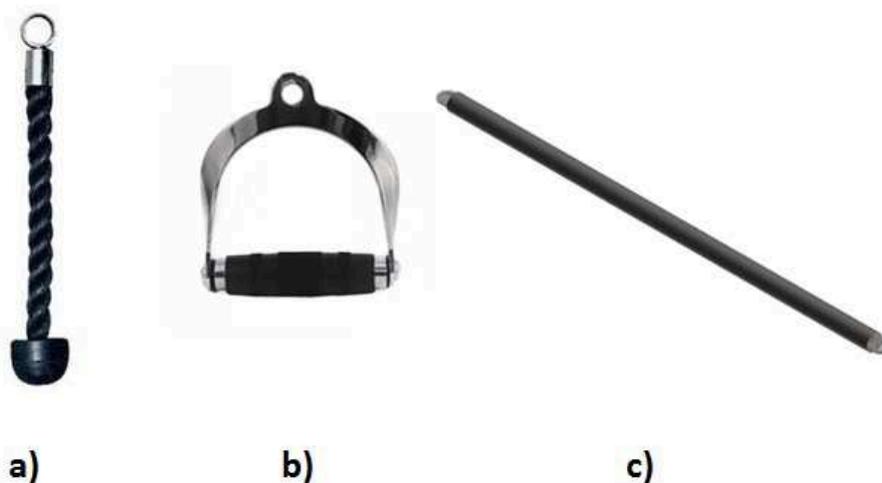


Figura 3.13 - Acessórios mais úteis para a estação de treinamento desenvolvida: a) puxador tríceps corda unilateral; b) puxador do tipo estribo; c) barra desenvolvimento; imagens a) e b) retiradas de <http://www.rythmoon.com.br/>.

A grande vantagem dos módulos de cabo de aço é que por meio da variação de altura do suporte das polias final e alteração dos acessórios é possível a realização de uma grande variação de exercícios. Essa possibilidade de variação da quantidade de exercícios seria difícil de ser obtida com a utilização apenas do módulo central.

3.1.4 – Exercícios de treinamento muscular realizados no Módulo Central

A estação de treinamento desenvolvida permite a execução de diferentes tipos de exercícios que podem ser realizados somente com o módulo central, ou com os módulos de cabo de aço.

O módulo central possibilita a execução de exercícios para os músculos peitorais, dorsais, bíceps braquial e para os músculos envolvidos na propulsão da cadeira de rodas. Essa ampla gama de exercícios é conseguida pela variação do posicionamento longitudinal da cadeira e alteração dos braços acessórios para a realização dos exercícios.

Foram desenvolvidos três tipos de acessórios para realização desses exercícios, mostrados na Fig. 3.14. O primeiro permite o treinamento de músculos peitorais e dorsais; o segundo realiza a simulação do gesto de propulsão da cadeira de rodas e o último permite o treinamento dos bíceps. Como pode ser visto na Fig. 3.14, o braço acessório para treinamentos dos músculos peitorais e dorsais permite o posicionamento das mãos em duas alturas diferentes, que alteram os principais músculos trabalhados durante a realização dos exercícios.

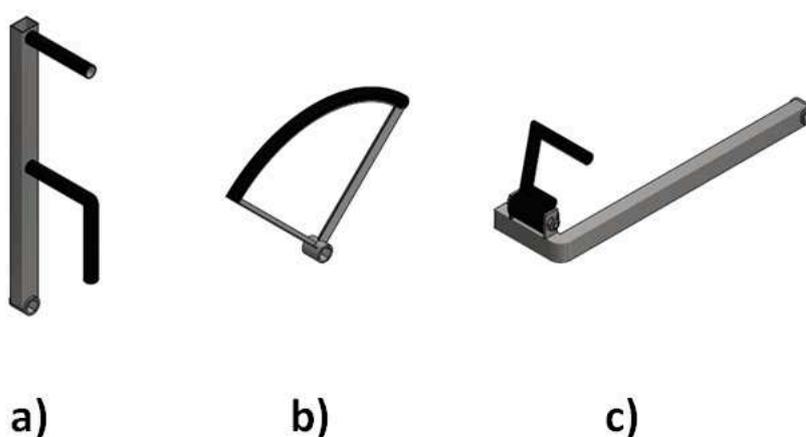


Figura 3.14 - Braços acessórios para realização dos exercícios. a) supino e remadas, b) para simulação do gesto motor da cadeira de rodas e c) rosca direta, Fonte: autor.

A Fig. 3.15 mostra a estação de treinamento configurada para a execução do exercício peitoral máquina. Para realizá-lo, o usuário deve posicionar o assento de tal forma que seu ombro fique aproximadamente alinhado com o eixo do sistema de carga. Em seguida, o usuário empurra os dois braços acessórios, com empunhadura das mãos próxima a altura do ombro. Os pontos em vermelho mostram o local em que o usuário deve colocar as mãos para realizar o exercício. A Tab. 3.2 mostra as articulações solicitadas, o tipo de movimento e os músculos trabalhados no exercício peitoral máquina.

Tabela 3.2 - Músculos trabalhados no exercício de supino/peitoral máquina, (UCHIDA, CHARRO, *et al.*, 2005).

	Articulação	Movimento	Músculo – motor primário
Peitoral máquina	Ombro	Abdução horizontal	<ul style="list-style-type: none"> • Peitoral Maior (ênfase na parte esternocostal) • Deltóide (parte clavicular) • Coracobraquial
	Escápulo-torácica (Cintura escapular)	Abdução (protração)	<ul style="list-style-type: none"> • Peitoral menor • Peitoral maior
	Cotovelo	Extensão	<ul style="list-style-type: none"> • Tríceps braquial

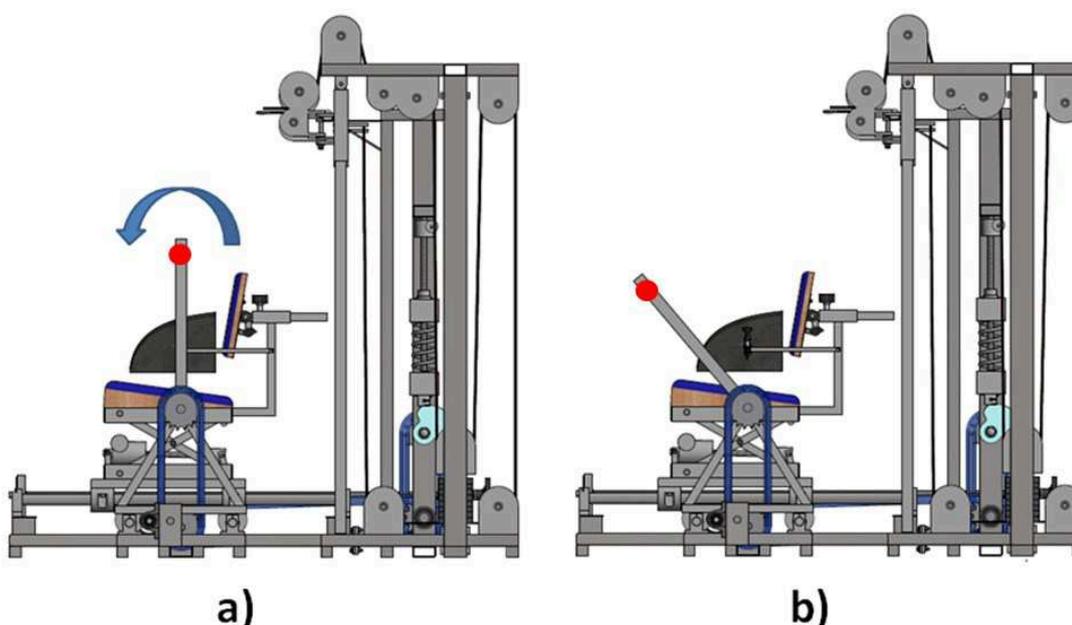


Figura 3.15 - Demonstração de exercício para os músculos peitorais: a) posição inicial b) posição final, Fonte: autor.

O mesmo braço acessório, utilizado para o exercício supino, possibilita realizar os exercícios de remada. A Figura 3.16 mostra como a máquina deve ser ajustada para esse tipo de treinamento, sendo que o banco deve ser retraído para que, na posição inicial, os braços do usuário estejam estendidos. O exercício é realizado puxando-se os braços acessórios junto ao corpo e existem duas variações possíveis para o exercício: pegando na parte superior do braço acessório (remada alta) ou na sua parte inferior (remada baixa), sendo que as duas empunhaduras possíveis estão representadas com os pontos em vermelho na Figura 3.16. A Tab 3,3 Tab 3.4 E Tab 3.5 mostram os músculos envolvidos na remada alta, remada baixa e remada curvada, respectivamente.

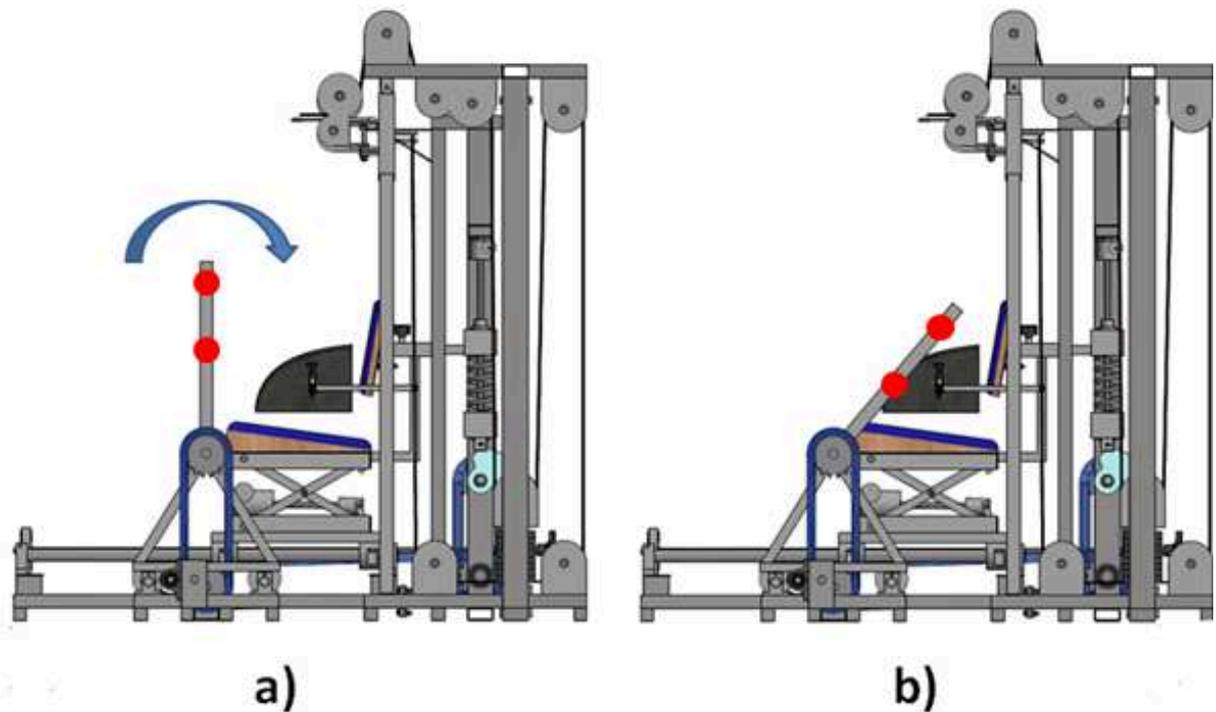


Figura 3.16 - Demonstração de exercício para os músculos dorsais: a) posição inicial b) posição final, Fonte: autor.

Tabela 3.3 - Músculos trabalhados por articulação remada alta, (UCHIDA, CHARRO, *et al.*, 2005).

	Articulação	Movimento	Músculo – motor primário
Remada Alta	Ombro	Abdução horizontal	<ul style="list-style-type: none"> • Deltóide(parte espinal) • Redondo menor • Infraespinal
	Escápulo-torácica (Cintura escapular)	Abdução (retração)	<ul style="list-style-type: none"> • Rombóide • Trapézio
	Cotovelo	Flexão	<ul style="list-style-type: none"> • Bíceps braquial • Braquial • Braquiorradial

Tabela 3.4 - Músculos trabalhados por articulação remada baixa (UCHIDA, CHARRO, *et al.*, 2005).

	Articulação	Movimento	Músculo – motor primário
Remada baixa	Ombro	Extensão	<ul style="list-style-type: none"> • Latíssimo do dorso • Redondo maior • Peitoral maior (parte abdominal) • Deltóide(parte espinal)
	Escápulo-torácica (Cintura escapular)	Abdução (retração)	<ul style="list-style-type: none"> • Rombóide • Trapézio (parte transversa e ascendente)
	Cotovelo	Flexão	<ul style="list-style-type: none"> • Bíceps braquial • Braquial • Braquiorradial

Tabela 3.5 - Músculos trabalhados por articulação remada curvada (UCHIDA, CHARRO, *et al.*, 2005).

	Articulação	Movimento	Músculo – motor primário
Remada curvada	Ombro	Extensão	<ul style="list-style-type: none"> • Latíssimo do dorso • Redondo maior • Peitoral maior (parte esternocostal baixa e abdominal)
	Escápulo-torácica (Cintura escapular)	Abdução (retração)	<ul style="list-style-type: none"> • Rombóide • Trapézio (parte transversa)
	Cotovelo	Flexão	<ul style="list-style-type: none"> • Bíceps braquial • Braquial • Braquiorradial

Na Figura 3.17, a estação de treinamento está configurada para um exercício de simulação do gesto motor da cadeira de rodas. Para realizar esse exercício o assento deve ser posicionado de maneira que o ombro do usuário fique posicionado ligeiramente adiantado em relação à linha do eixo final, em seguida, os aros devem ser propulsionados para frente e para trás de forma cíclica. Uma observação é que, diferentemente do que acontece na propulsão de uma cadeira de rodas em que o movimento do aro é contínuo, nesse exercício o movimento do aro é alternado e o usuário deve segurar os aros no movimento de retorno.

Os últimos exercícios que podem ser realizados no módulo central são aqueles utilizados para trabalhar o músculo bíceps braquial sendo que as posições iniciais e finais do exercício estão indicadas na Fig. 3.18. Para realizar o exercício, o usuário deve posicionar o assento à frente dos sistemas de carga e, em seguida, estender o braço, com movimentos de flexão e extensão da articulação do cotovelo de forma alternada. Nesse exercício existem três variações: pegada supinada, pronada ou neutra. Cada uma dessas variações de posicionamento da mão no equipamento variam os principais músculos trabalhados durante a execução do movimento. A Tab. 3.6, Tab. 3.7 e Tab. 3.8 mostram os músculos envolvidos na rosca direta, rosca inversa e rosca neutra, respectivamente.

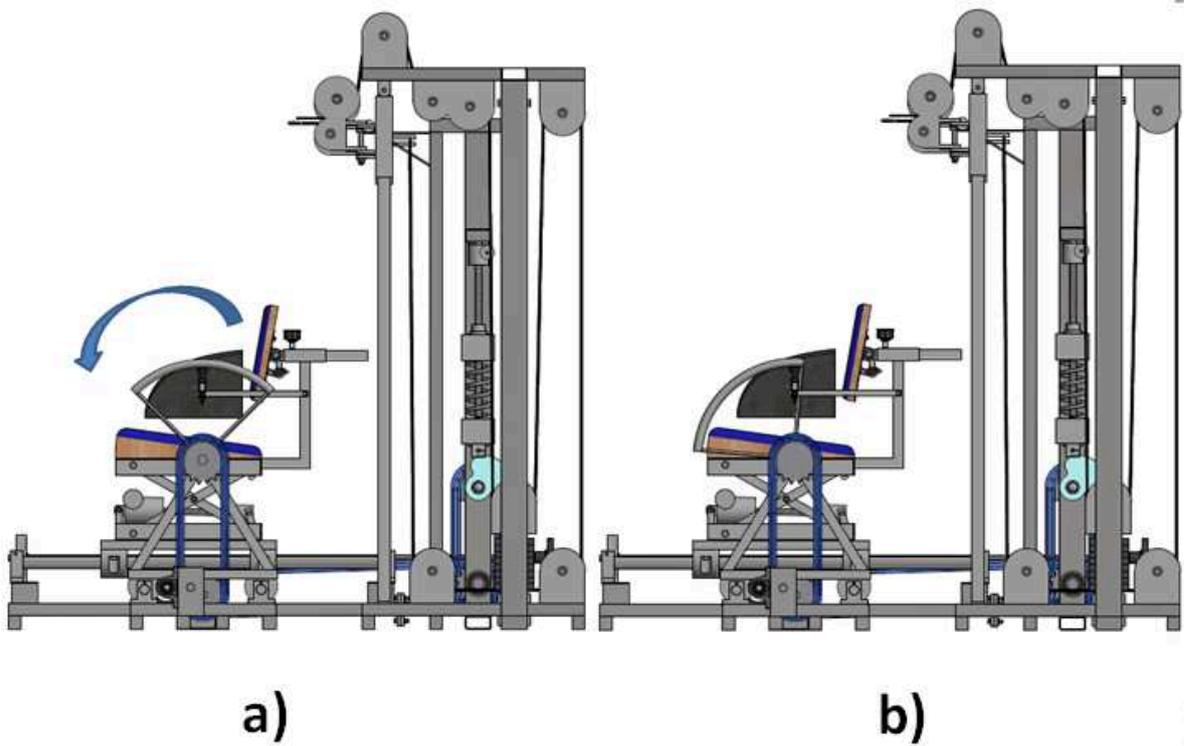


Figura 3.17 - Demonstração de exercício de simulação do gesto de propulsão da cadeira de rodas: a) posição inicial b) posição final, Fonte: autor.

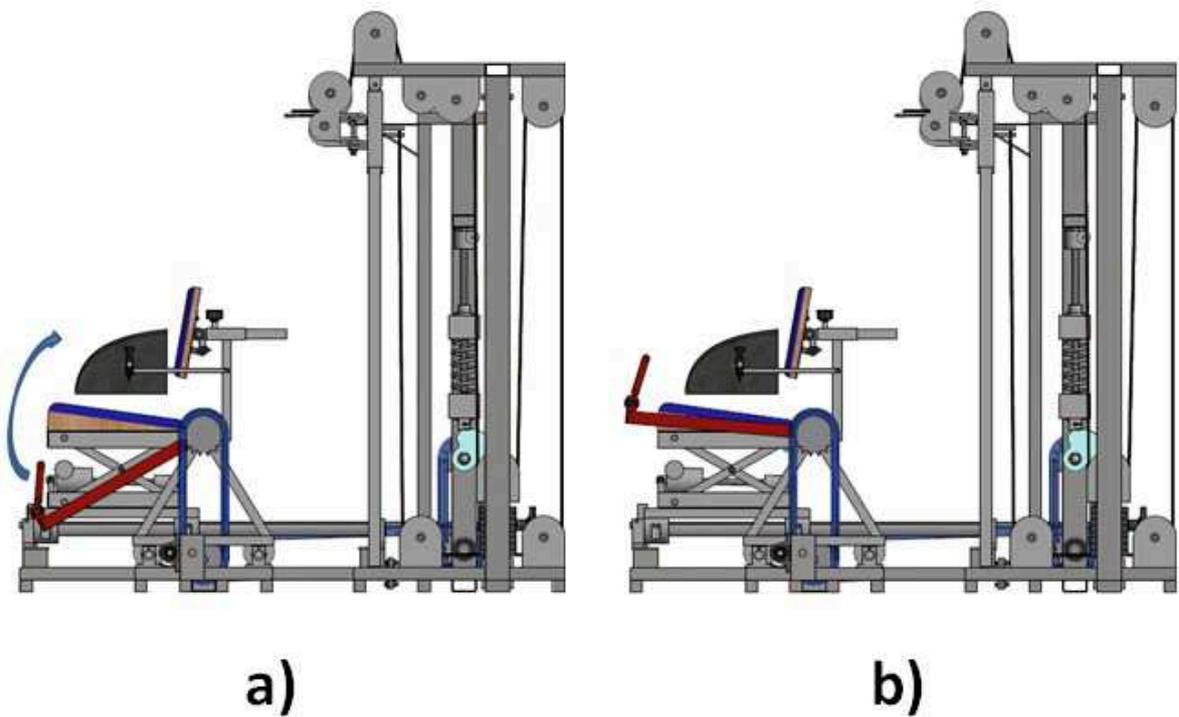


Figura 3.18 - Demonstração de exercício rosca direta para trabalhar os flexores do antebraço: a) posição inicial b) posição final, Fonte: autor.

Tabela 3.6 - Músculos trabalhados por articulação na rosca direta (UCHIDA, CHARRO, *et al.*, 2005).

	Articulação	Movimento	Músculo – motor primário
Rosca direta	Cotovelo	Flexão	<ul style="list-style-type: none"> • Bíceps braquial • Braquial • Braquiorradial
	Punho	Sem movimento (isométrico)	<ul style="list-style-type: none"> • Flexor radial do carpo • Flexor ulnar do carpo • Palmar longo • Flexor superficial e profundo dos dedos

Tabela 3.7 - Músculos trabalhados por articulação na rosca inversa (UCHIDA, CHARRO, *et al.*, 2005).

	Articulação	Movimento	Músculo – motor primário
Rosca inversa	Cotovelo	Flexão	<ul style="list-style-type: none"> • Bíceps braquial • Braquial • Braquiorradial
	Punho	Sem movimento (isométrico)	<ul style="list-style-type: none"> • Extensor radial longo e curto do carpo • Extensor ulnar do carpo • Extensor dos dedos

Tabela 3.8 - Músculos trabalhados por articulação na rosca neutra (UCHIDA, CHARRO, *et al.*, 2005).

	Articulação	Movimento	Músculo – motor primário
Rosca neutra	Cotovelo	Flexão	<ul style="list-style-type: none"> • Bíceps braquial • Braquial • Braquiorradial

Punho

Sem movimento
(isométrico)

- Extensor radial longo e curto do carpo
 - Extensor ulnar do carpo
 - Extensor dos dedos
 - Extensor curto e longo do polegar
-

A Fig.3.19 mostra uma das primeiras conclusões sobre as possibilidades de treinamento com o uso do módulo central, por meio de simulações virtuais dos movimentos, ou seja, em ambiente Inventor®, a estrutura projetada para o apoio lateral das pernas não é viável, pois gera conflito com os braços acessórios durante movimentos efetuados para o treinamento muscular. Assim, optou-se por retirar os apoios laterais para as pernas e realizar o travamento dos usuários com um sistema de cintos de fixação.

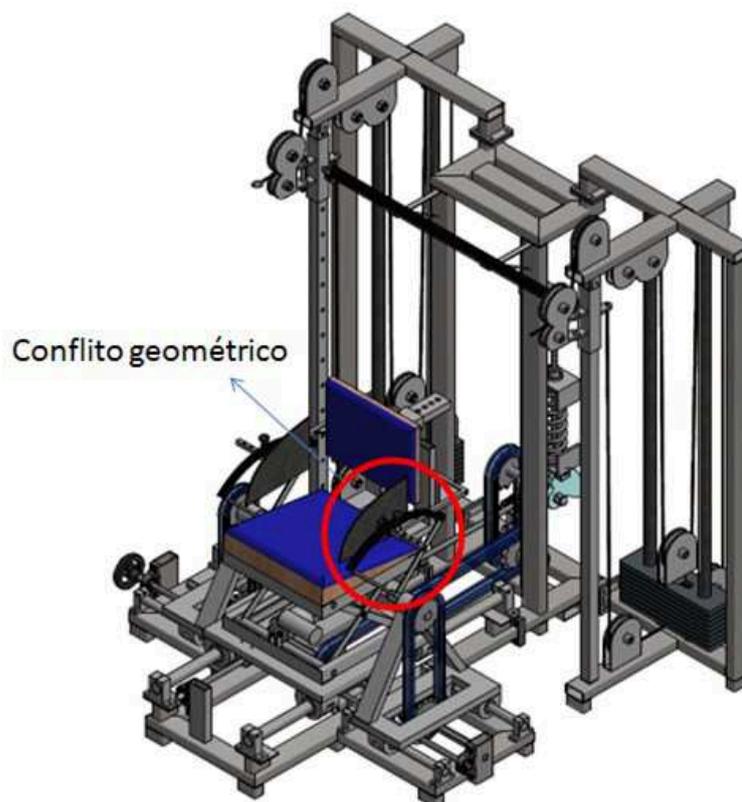


Figura 3.19 - Vista isométrica da estação de treinamento configurada para exercício com aro de propulsão indicando conflito geométrico, Fonte: autor.

3.1.5 – Exercícios de fortalecimento realizados no Módulo de Cabo de Aço

Os módulos de cabo de aço possibilitam uma grande versatilidade para a estação de treinamento, pois com eles é possível executar outros tipos de treinamento muscular.

Um dos possíveis exercícios de serem executados com o módulo de cabo de aço é o bíceps com braços em cruz e polia alta. A representação desse exercício é mostrada na Fig. 3.20. Esse exercício trabalha, primariamente, a cabeça longa do músculo bíceps braquial, porém o músculo braquial que é o monoarticular e um flexor do cotovelo também são solicitados. Deve-se observar também que embora esse exercício esteja representado com o usuário em pé, na execução desse movimento na estação de treinamento o usuário estará sentado. Para realizar esse exercício o suporte de polias final dos módulos de cabo de aço devem ser posicionados o mais elevado possível e o acessório puxador do tipo estribo (Fig.3.13,b) deve ser colocado no terminal para cabo de aço, (DELAVIER, 2000).

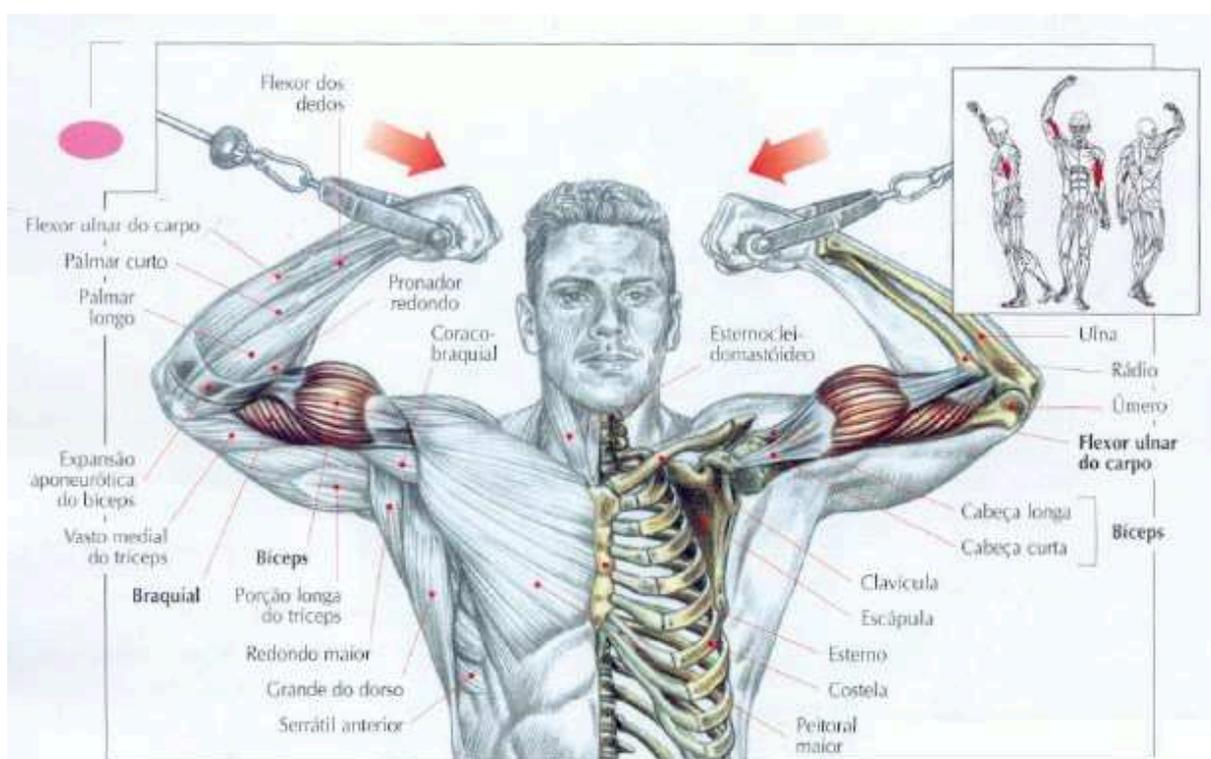


Figura 3.20 – Série de exercícios para o músculo bíceps braquial no módulo de cabo de aço: bíceps com braço em cruz e polia alta, (DELAVIER, 2000).

Dois outros exercícios possíveis são o desenvolvimento atrás da nuca com barra e o desenvolvimento pela frente com barra, mostrados na Fig. 3.21 e na Fig.3.22, respectivamente. O primeiro deles trabalha o músculo deltóide, principalmente, suas partes média e posterior, assim como o trapézio, o bíceps braquial e o serrátil anterior. Já o

segundo exercício trabalha as partes anterior e média (lateral) dos deltóides, o feixe clavicular do peitoral maior, o trapézio, o tríceps braquial e o serrátil anterior. Diferentemente das imagens em que é utilizada uma barra com pesos, na estação de treinamento proposta, a resistência será gerada pelos dois módulos de cabo de aço, simultaneamente. Para isso, a barra para desenvolvimento mostrado na Figura 3.13,c deve ser conectada aos dois terminais para cabo de aço e ajustada para que sua altura fique perto do ombro do usuário, (DELAVIER, 2000).

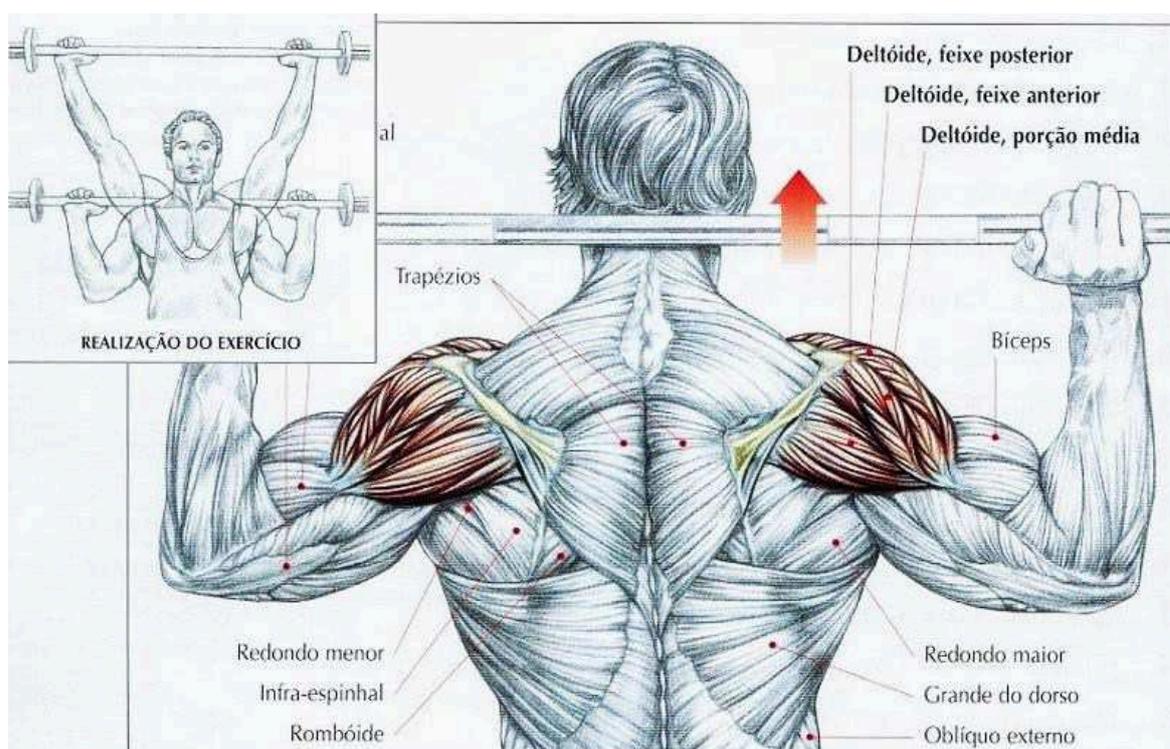


Figura 3.21 - Série de exercícios para o ombro no módulo de cabo de aço: desenvolvimento atrás da nuca com barra, retirado de: (DELAVIER, 2000).

Para os músculos do ombro, a estação de treinamento permite executar exercícios de rotação medial (interna) e lateral (externa), conforme mostra a Fig.3.23. Esses dois exercícios são particularmente interessantes para pessoas usuárias de cadeira de rodas, pois eles trabalham, preferencialmente, os músculos que são bastante requisitados na propulsão da cadeira de rodas manual. O exercício de rotação lateral (externa) trabalha os músculos infra-espinhal, redondo menor e o deltóide posterior. Já a rotação medial (interna) trabalha, preferencialmente, os músculos subescapular e peitoral maior, (EVANS, 2007).

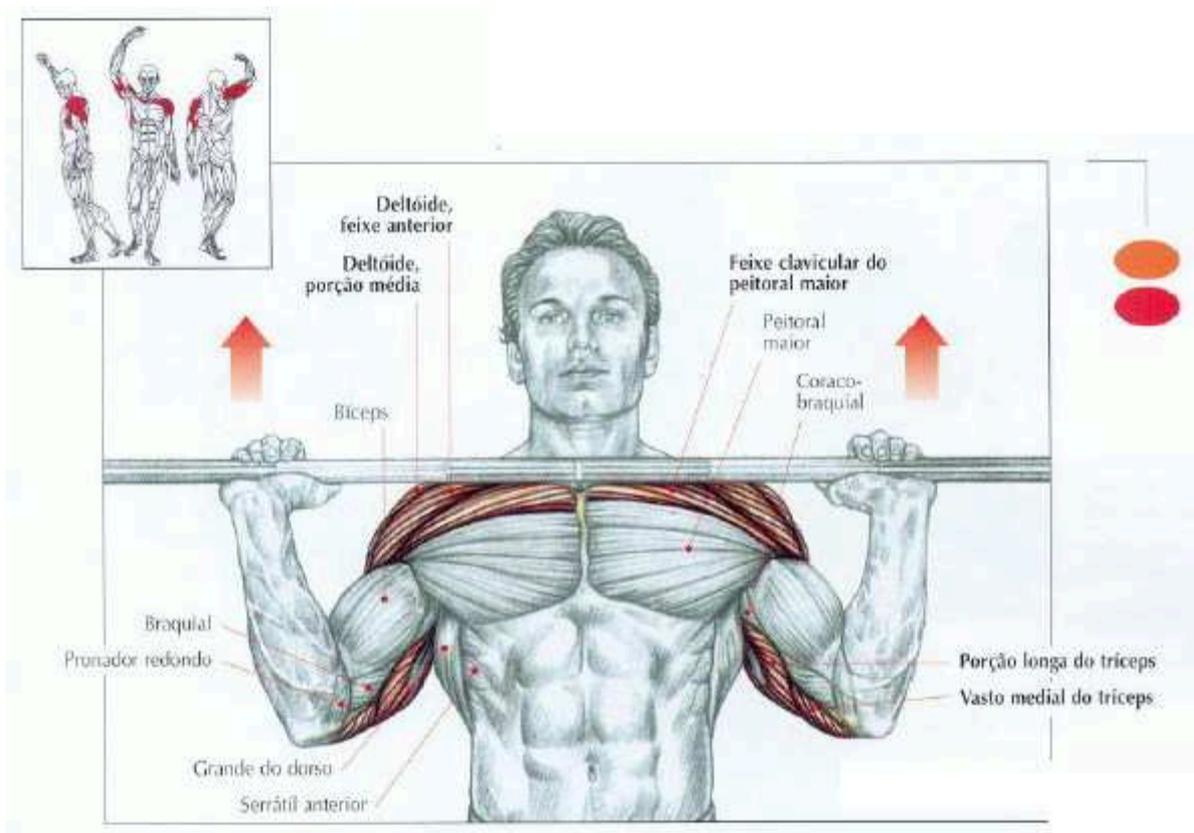


Figura 3.22 - Série de exercícios para o ombro no módulo de cabo de aço: desenvolvimento pela frente com barra, (DELAQUIER, 2000).

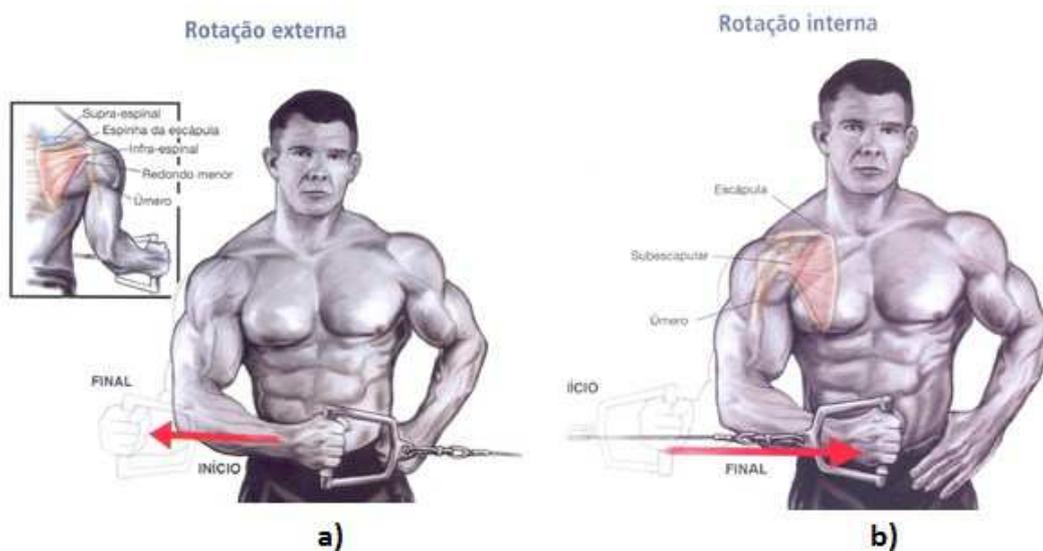


Figura 3.23 - Série de exercícios para os ombros: a) rotação lateral (externa) e b) rotação medial (interna), (EVANS, 2007).

Outro possível exercício para o ombro é o cruzamento de cabos com inversão, como mostrado na Fig. 3.24. Esse exercício tem como músculo primário o deltoide parte espinal e como músculos secundários, o deltoide parte acromial, trapézio, romboides, infra-espinal, redondo menor e redondo maior. Para realizar esse exercício, o suporte de polias final dos módulos de cabo de aço devem ser posicionados o mais elevado possível e o acessório puxador do tipo estribo (Figura 3.13,b) deve ser colocado no terminal para cabo de aço, (EVANS, 2007).



Figura 3.24 - Série de exercícios para o ombro: cruzamento de cabos com inversão, (EVANS, 2007).

O último exercício que pode ser realizado para o ombro é a elevação frontal com o cabo, conforme mostra a Figura 3.25. Nesse caso, são trabalhados os músculos deltoide parte anterior tendo como sinergistas, os músculos, deltoide parte média (lateral), peitoral maior superior, serrátil anterior e trapézio. Para realizar esse exercício, o suporte de polias final dos módulos de cabo de aço deve ser posicionado abaixo da altura do assento e o acessório puxador do tipo estribo (Figura 3.13,b) deve ser colocado no terminal para cabo de aço, (DELAVIER, 2000).

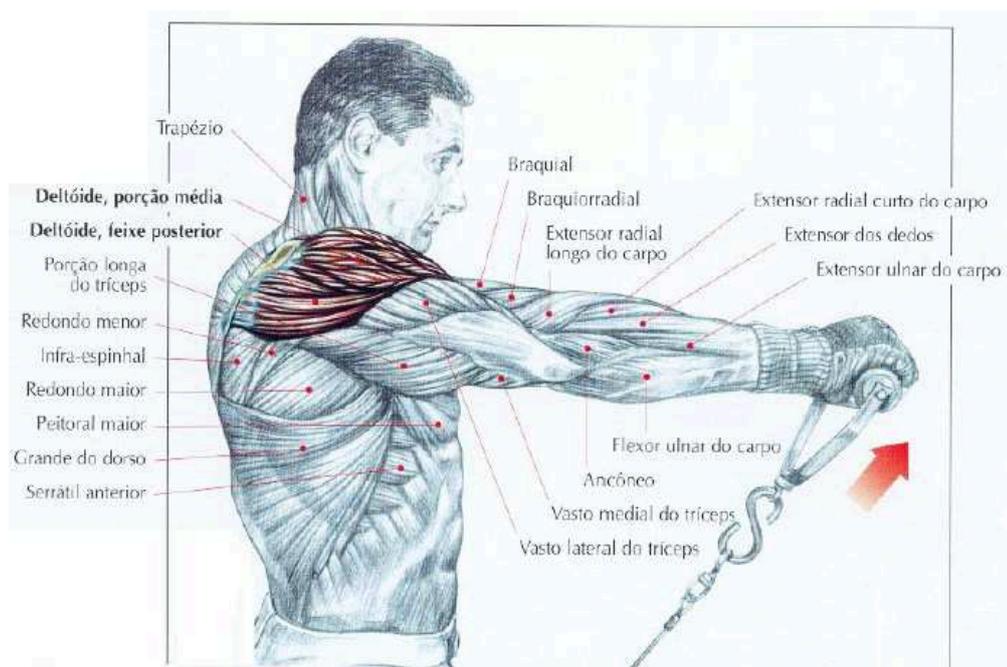


Figura 3.25 - Série de exercícios para o ombro no módulo de cabo de aço: elevação frontal com cabo, retirado de: (DELAVIER, 2000).

Além de exercícios para o músculo bíceps braquial e para a região do ombro, a estação de treinamento também permite executar treinamento para os músculos peitorais. Um dos exercícios possíveis é o cross-over com polia alta mostrado na Fig. 3.26. Esse exercício tem como principal músculo trabalhado o peitoral maior parte esternal (fibras inferiores) e como músculos secundários o peitoral menor, romboide, deltoide parte anterior, latíssimo do dorso e levantador da escápula, (DELAVIER, 2000).

O cross-over com polia alta mostrado na Fig. 3.26 pode sofrer duas alterações de exercícios diferentes: cross-over normal e cross-over com polia baixa. O cross-over com polia baixa trabalha preferencialmente o músculo peitoral maior parte clavicular (superior) e secundariamente o músculo deltoide parte anterior e o bíceps braquial, Fig. 3.27. Já o cross-over normal (com polias medianas) trabalha preferencialmente o músculo peitoral maior parte esternal (fibras inferiores) e secundariamente os músculos peitoral maior parte clavicular (fibras superiores), deltoide parte anterior e bíceps braquial, Fig.3.28, (DELAVIER, 2000).

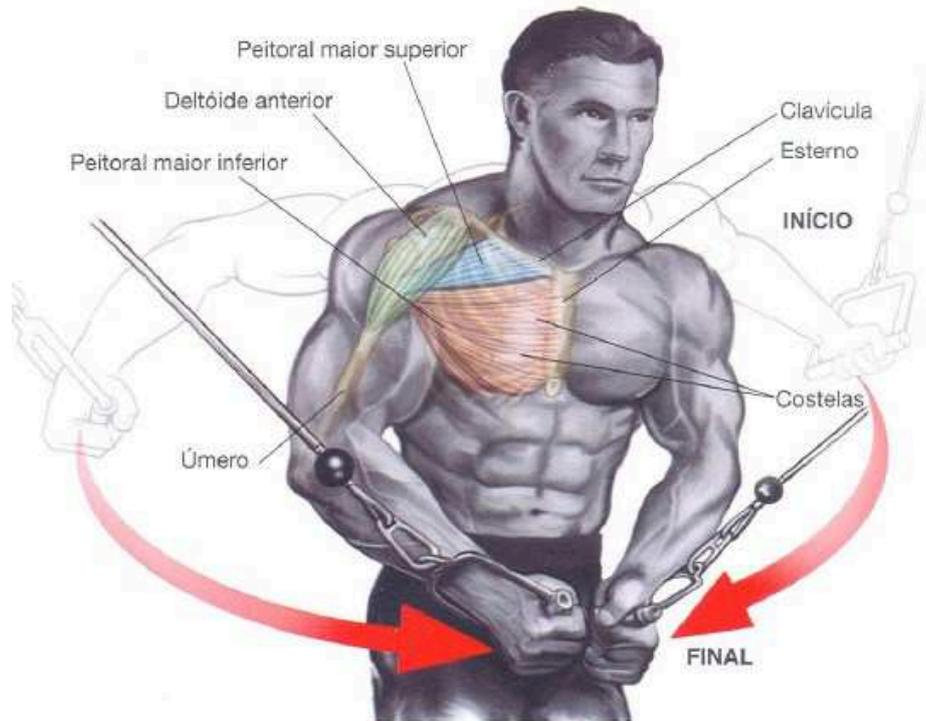


Figura 3.26 - Série de exercícios para o músculo peitoral: cross-over com polia alta, (EVANS, 2007).

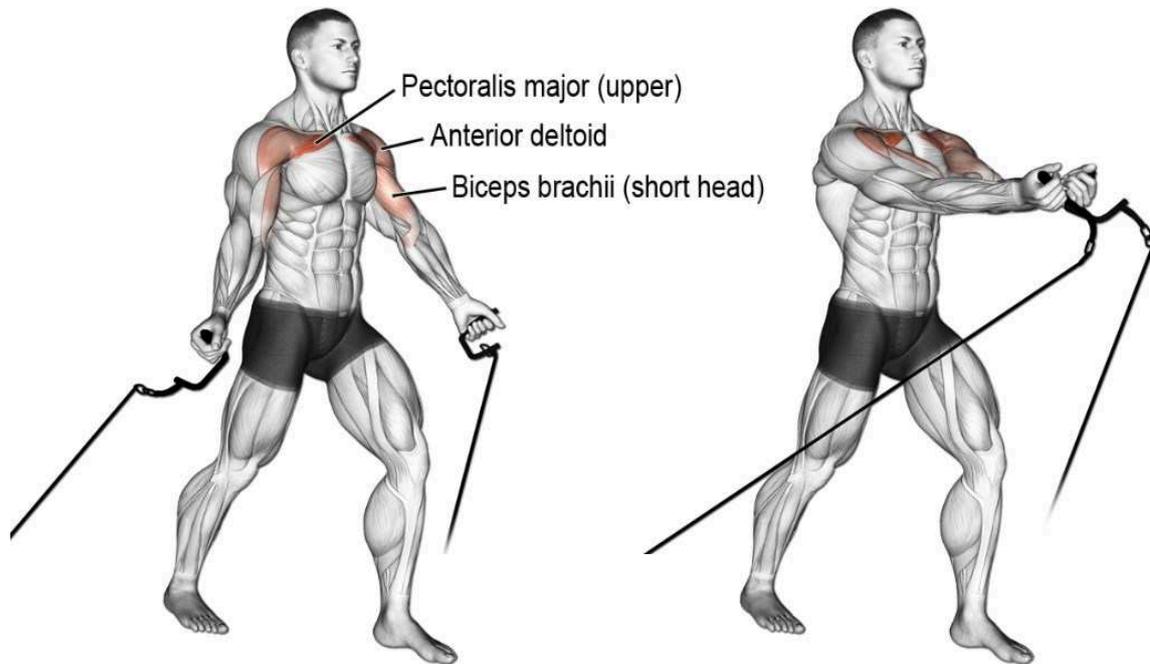


Figura 3.27 - Série de exercícios para o músculo peitoral: cross-over com polia baixa, retirado de : (Exercise Database, 2017).

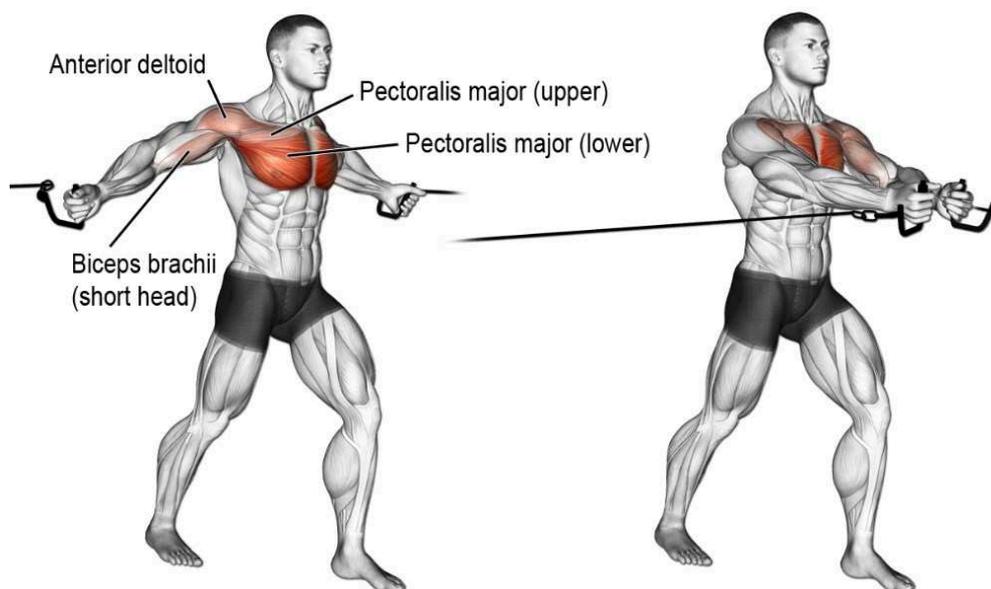


Figura 3.28 - Série de exercícios para o músculo peitoral: cross-over com polia mediana, retirado de : (Exercise Database, 2017).

São também possíveis exercícios para o dorso na estação de treinamento proposta. Um deles é o pull-down (Fig. 3.29), que será realizado com a barra para desenvolvimento mostrado na Figura 3.13,C conectada aos dois terminais para cabo de aço. O músculo alvo desse exercício é o latíssimo do dorso e tem como sinergistas os músculos romboide maior e romboide menor, levantador de escápula, peitoral maior e menor, tríceps braquial, deltoide parte posterior e redondo maior, (DELAVIER, 2000).

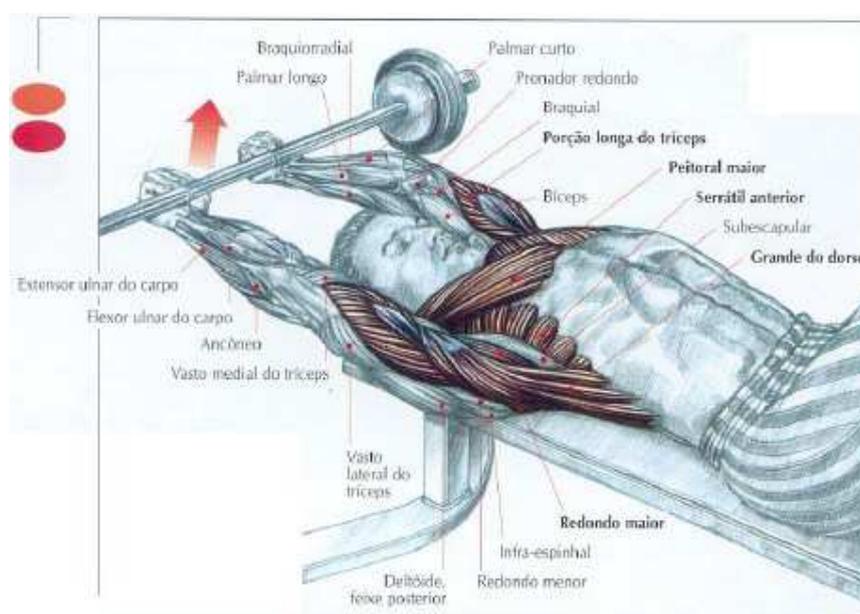


Figura 3.29 - Série de exercícios para as costas: pull-down sentado, (DELAVIER, 2000).

Outros dois exercícios possíveis de serem executados na estação de treinamento são: puxada na frente com polia alta e puxada atrás, Fig. 3.30. O primeiro tem como alvo o treinamento dos músculos latíssimo do dorso e como sinergistas, os músculos braquial, braquiorradial, bíceps braquial, redondo maior, redondo menor, peitoral maior, trapézio e levantador de escápula. O segundo também tem como músculo alvo o latíssimo do dorso e como músculos sinergistas, o redondo maior, infraespinhal, redondo menor, romboide, trapézio, braquial, bíceps braquial deltoide parte posterior, peitoral menor e levantador de escápula, (DELAVIER, 2000).

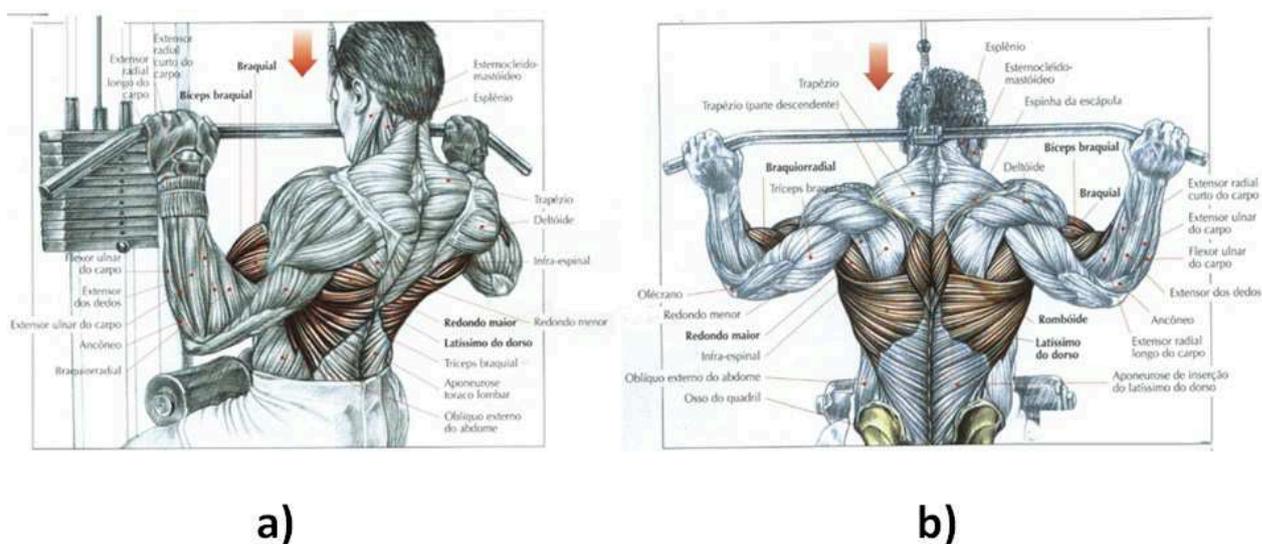


Figura 3.30 - Série de exercícios para as costas: a) puxada na frente com polia alta e b) puxada atrás com polia alta, retirado de: (DELAVIER, 2000).

Além dos exercícios citados aqui, talvez outros sejam possíveis de serem realizados por meio da variação do posicionamento de altura das polias, empunhadura das mãos, dos acessórios ou do desenvolvimento de novos formatos de braços acessórios. Após o projeto, análises e fabricação da estação de treinamento, pretende-se realizar um estudo detalhado de outras possibilidades de exercícios para treinamento muscular com o auxílio de profissionais capacitados da área de educação física.

Os exercícios apresentados ao longo dessa sessão estão resumidos na Tabela 3.1 em que é apresentado o nome do exercício, o módulo da estação utilizado para realiza-lo, a região do corpo alvo e os principais músculos trabalhados.

Tabela 3.1 - Resumo dos principais exercícios possíveis de serem realizados na estação de treinamento desenvolvida.

Exercício	Módulo	Região do corpo alvo	Músculos trabalhados
Bíceps ,braços em cruz com polia alta	cabo de aço	braço	Bíceps braquial, principalmente sua cabeça longa, braquial,
cross-over com polia alta	cabo de aço	peitoral	peitoral maior parte esternal, peitoral menor, romboide, deltoide anterior, latíssimo do dorso e levantador de escápula
cross-over	Cabo de Aço	peitoral	peitoral maior parte esternal, peitoral maior (parte clavicular, deltoide anterior e bíceps braquial
cross-over com polia baixa	Cabo de Aço	peitoral	peitoral maior parte clavicular, deltoide anterior, bíceps braquial
Pull-down com Barra sentado	Cabo de Aço	dorsal/peitora l	latíssimo do dorso, romboide, levantador da escápula, peitoral maior e menor, deltoide posterior e redondo maior
Puxada na frente com polia alta	Cabo de Aço	dorsal	Fibras superiores e centrais do latíssimo do dorso, trapézio, rombóide, bíceps braquial e com menor intensidade os peitorais,
Puxada atrás com polia alta	Cabo de Aço	dorsal	Latíssimos do dorso, Redondo maior, bíceps braquial, braquial, braquiorradial, os rombóides a parte descendente do trapézio
Desenvolvimento atrás da nuca com barra	Cabo de Aço	ombro	Deltóide, sobretudo suas partes acromial e espinal, o trapézio, o tríceps braquial e o serrátil anterior
Desenvolvimento "pela frente" com barra	Cabo de Aço	ombro	As partes clavicular e acromial do deltóide, parte clavicular do peitoral maior, trapézio, tríceps braquial, serrátil anterior
Cruzamento de Cabos com Inverão	Cabo de Aço	ombro	deltóide posterior, deltóide lateral, trapézio, rombóides, infra-espinal, redondo menor e redondo maior
elevação frontal com cabo	Cabo de Aço	ombro	deltoide anterior, deltoide lateral, peitoral maior superior, serrátil anterior e trapezio
rotação externa	Cabo de Aço	ombro	infraespinal, redondo menor, deltoide posterior
rotação interna	Cabo de Aço	ombro	subescapular e peitoral maior

Flexão dos cotovelos na máquina pegada neutra(martelo)	Central	braço	Bíceps braquial, Braquial, Braquiorradial
Flexão dos cotovelos na máquina(pegada supinada)	Central	braço	Bíceps braquial, Braquial
Flexão dos cotovelos na máquina(pegada pronada)	Central	braço	Bíceps braquial, Braquial, Braquiorradial, Extensor radial longo do carpo, Extensor radial curto do braço, extensor dos dedos, extensor do dedo mínimo, extensor ulnar do carpo
Peitoral Máquina	Central	peitoral	Peitoral Maior
Puxada na barra em "T" com aparelho	Central	dorsal	Latíssimo do dorso, redondo maior, parte espinal do deltoide, os flexores do cotovelo, trapézio e romboide
Puxada com mãos em semipronação máquina	Central	dorsal	Latíssimo do dorso, redondo maior, parte espinal do deltoide e, no final da contração o trapézio e o romboide. Também são solicitados: braquial, o bíceps braquial e o braquiorradial
Propulsão do aros máquina	Central	-	Os músculos envolvidos na propulsão da cadeira de rodas.(sessão 2.3.7)

3.2 - Dimensionamentos dos principais componentes da estação

Durante a concepção do equipamento foi feita uma estimativa da dimensão de alguns componentes estruturais que possuem função essencial na estação, principalmente, por causa de aspectos de segurança. O objetivo principal deste pré-dimensionamento de alguns elementos é realizar uma primeira avaliação dimensional para que análises estruturais mais complexas, de outras peças e dispositivos da estação de treinamento muscular, possam ser efetivamente avaliados utilizando modelagem por elementos finitos. O primeiro passo para esse pré-dimensionamento e seleção de alguns componentes é definir as forças máximas que o equipamento estará submetido quando em serviço. Alguns dimensionamentos são apresentados neste capítulo e outros podem ser visualizados no Apêndice do trabalho.

3.2.1 – Estimativa das forças máximas

Para a estimativa inicial das dimensões de alguns dos componentes da estação é necessário determinar as forças aplicadas na estrutura. As seguintes considerações de projeto foram adotadas:

- Usuário com massa corporal máxima de 200 kg;
- Máximo torque que o sistema do came poderá gerar de 455 N.m. Esse valor foi obtido considerando o módulo central em configuração de peito supinado com uma distância entre a posição do assento e a empunhadura das mãos de aproximadamente 650 mm e uma carga de 700 N, que é a força máxima aproximada necessária para erguer 35 kg de cada lado no supino reto;
- Carga máxima selecionada em cada módulo de cabo de aço de 100 kg selecionados em placas de peso.

Com essas considerações, prosseguiu-se ao dimensionamento dos componentes essenciais à estrutura. Dimensionamentos da estrutura completa serão, posteriormente, realizados por uma modelagem por elementos finitos utilizando o Programa ANSYS.

3.2.1.1 – Força máxima no Came

Para a estimativa dos parâmetros da mola, deve-se primeiro estabelecer as características do came. Para o atual projeto se considerará como restrição de projeto, que o came deve ter raio máximo desejável de até 200 mm e raio máximo absoluto de até 250 mm e que o ângulo de pressão deve ser inferior a 30° conforme sugestão dada em (SIQUIEROLI, 2007). Desconsiderando-se o torque devido à inércia, tem-se que o torque máximo muscular deve ser igual ao torque resistivo, que é calculado pela equação 3.1.

$$T_r(\theta) = F_{en} \cdot d = [F_e \cdot \cos(\alpha)] \cdot [R \cdot \sin(\alpha)] \quad (3.1)$$

Considerando a máquina em configuração de peitoral máquina, conforme descrito anteriormente, ter-se-á um momento máximo de 455 N.m a ser gerado no eixo pelo sistema came/mola/seguidor. Assim de acordo com a equação (3.1), com um raio máximo de 200 mm e um ângulo máximo de 30° tem-se:

$$455 = [F_e \cdot \cos(30)] \cdot [0,2 \cdot \sin(30)] \rightarrow F_e = 5254 \text{ N} \quad (3.2)$$

Ainda de acordo com a equação (3.1) e adotando-se um raio máximo de 250 mm e um ângulo máximo de 35° , tem-se que:

$$455 = [F_e \cdot \cos(35)] \cdot [0,25 \cdot \text{sen}(35)] \rightarrow F_e = 4842 \text{ N} \quad (3.3)$$

Portanto, o sistema do came será projetado para resistir a uma força máxima na mola de 5 254 N, que é a maior força dentre as duas situações especificadas. Ou seja, uma carga da ordem de 500 Kgf.

3.2.2 – Determinação do Diâmetro das guias lineares dos sistemas de carga

A estimativa de diâmetro mínimo para as guias lineares dos sistemas de carga foi feita com procedimento similar ao utilizado para as guias do sistema do banco mostradas no Apêndice. Ou seja, foi realizado dimensionamento quanto à tensão utilizando formulação analítica e dimensionamento quando à rotação máxima utilizando-se o software Ftool 4.0.

O primeiro passo para se estimar o diâmetro foi a determinação das cargas máximas de projeto no sistema de carga, que ocorrem para o módulo central configurado para o exercício peitoral máquina com carga máxima de 35 kg em cada sistema de carga. Para essa configuração, em cada sistema de carga tem-se um torque de 227,5 Nm. Como cada roda dentada do sistema de correntes possui um diâmetro primitivo de 138,232 mm, a força na corrente para gerar esse torque será de 3 292 N e se pode proceder à estimativa das reações em cada um dos rolamentos lineares utilizando-se do programa Ftool. O modelo utilizado no programa é mostrado na Fig. 3.31 com as respectivas reações de apoio.

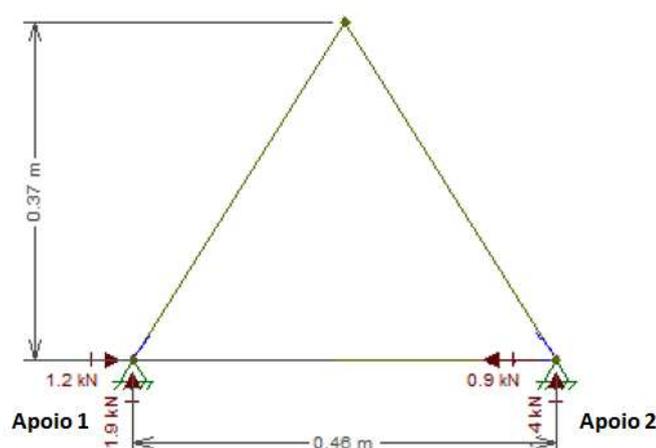


Figura 3.31 - Modelo do Ftool para estimativa das reações de apoio no programa sistema e carga, Fonte: autor.

No apoio 1, tem-se uma força resultante de 2 247 N e no apoio 2 uma força de 1664 N. Para o primeiro apoio, a carga resultante será apoiada por apenas um rolamento linear. Nesse caso esse rolamento estará posicionado no meio da guia linear e a rotação nele será aproximadamente nula. Por isso, será feita uma estimativa do diâmetro mínimo da guia para que não haja escoamento utilizando-se da equação 3.4. As guias lineares, selecionadas do catálogo “Eixos e Rolamentos Lineares” da OBR, são feitas com o aço de alta resistência SUJ2 com limite de escoamento de 1000 Mpa. O comprimento da viga necessário no projeto foi de 450 mm que resulta em um diâmetro necessário para que a guia não escoe de 13,7 mm.

$$S_y = \frac{32 M}{\pi d^3} \rightarrow 1000 \cdot 10^6 = \frac{32 \cdot 252,8}{\pi d^3} \rightarrow d = 13,7 \text{ mm} \quad (3.4)$$

Para o apoio 2, considerando-se o sistema de carga centralizado na guia a rotação se torna relevante e por isso foi feita uma estimativa para que se tivesse uma rotação máxima aproximada de 5' (0,00145 rad). Foram testados diferentes diâmetros no modelo criado no software Ftool e se concluiu que um diâmetro de 29 mm era suficiente. Como esse diâmetro não é comercial, selecionou-se um diâmetro de 30 mm do catálogo “Eixos e Rolamentos Lineares” da OBR. A Fig. 3.32 mostra os modelos com as respectivas rotações nos rolamentos lineares para três diâmetros testados.

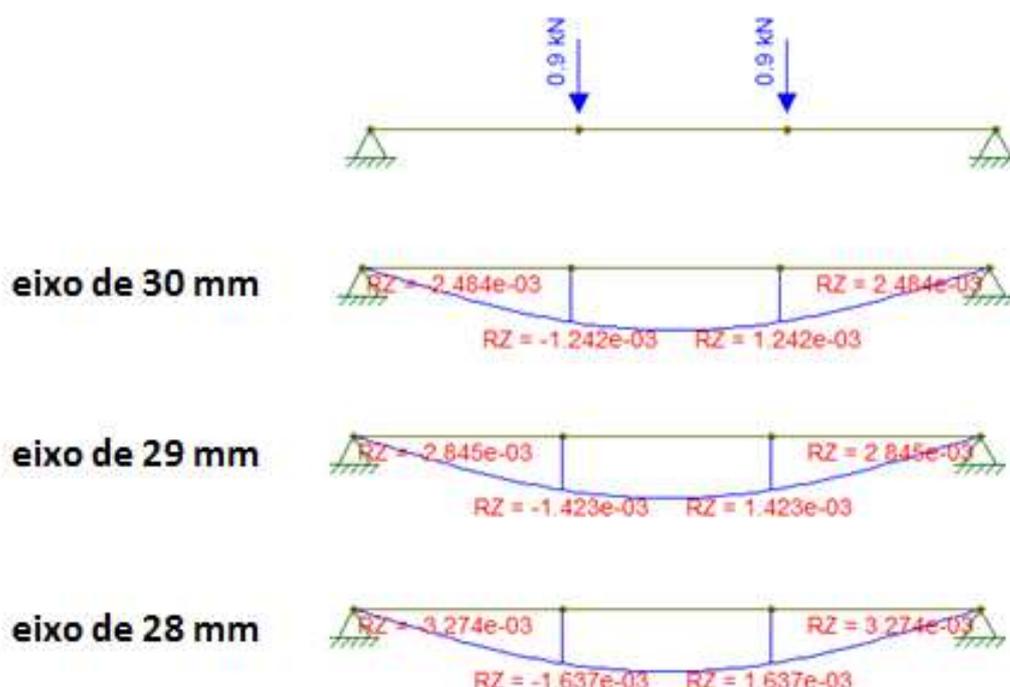


Figura 3.32 - Modelo em Ftool para estimativa do diâmetro das guias dos sistemas de carga considerando-se a rotação, Fonte: autor.

Portanto, as duas guias necessárias para a movimentação dos sistemas de carga foram selecionadas do catálogo da OBR e possuem diâmetro de 30 mm e comprimento de 450 mm cada. A Fig. 3.33 mostra parte do catálogo utilizado na seleção.

2 - EIXOS

NI-W - Temperado e retificado - h6
NI-WV - Temperado, retificado e cromado - h7



Série: NI-W / NI-WV	8	10	12	16	20	25	30	35	40	50
Peso (kg/m)	0,39	0,62	0,89	1,58	2,46	3,85	5,55	7,55	9,86	15,41
Comprimento máx.	5700	5700	5700	5700	5700	5700	5700	5700	5700	5700

Especificações

Material: SUJ2 (Aço com alto teor de carbono)

Dureza: HRC 60 ~ 64

Dureza prof.: 0,6 ~ 2,5mm

* Consultar departamento de vendas p/ usinagem nos eixos

Figura 3.33 - Catálogo “Eixos e Rolamentos Lineares” da OBR utilizado para seleção das guias lineares dos sistemas de carga.

3.2.3 – Dimensionamento do eixo do Came

O eixo do came e o eixo intermediário, Fig. 3.34, são responsáveis pelo início da transmissão da resistência gerada pelo came aos braços para realização dos exercícios e devem ser analisados.

Para a estimativa das tensões equivalentes máximas que agem no eixo do came é necessário estimar a força máxima no came. A roda dentada possui 13 dentes e diâmetro primitivo de 132,67 mm, o que resulta em uma força de 6 859 N para um torque especificado de 455 N.m. A força do came, por sua vez, é de 5254 N, conforme seção 3.2.1.1. Com essas forças pode-se proceder à estimativa das tensões equivalentes máximas no eixo.

O estudo das tensões e reações de apoio nos rolamentos foi feito no próprio software Inventor®, que possui uma ferramenta denominada “*Design Accelerator*” (acelerador de projeto) para cálculo de elementos mecânicos. O eixo foi desenhado dentro de uma aba designada “*shaft component generator*” (gerador de componente de eixo). Depois de desenhado, foram colocadas as forças e os pontos de apoio nos locais corretos e o software calculou o resultado das tensões de Von Mises. A Fig.3.35 mostra a distribuição das tensões de Von Mises para um eixo de 35 mm de diâmetro.

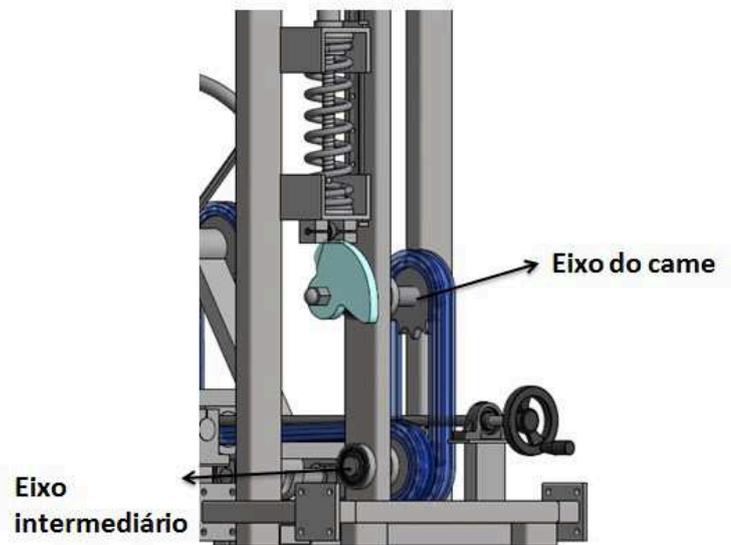


Figura 3.34 - Vista anterior do módulo central mostrando o eixo de suporte do came e eixo intermediário, Fonte: autor.

O eixo especificado para suporte do came apresentou uma tensão de Von Mises máxima de 175,2 Mpa que gera um coeficiente de segurança de 2,0 para fabricação do eixo com aço 1020 trefilado a frio, cuja resistência ao escoamento é de 350 Mpa.

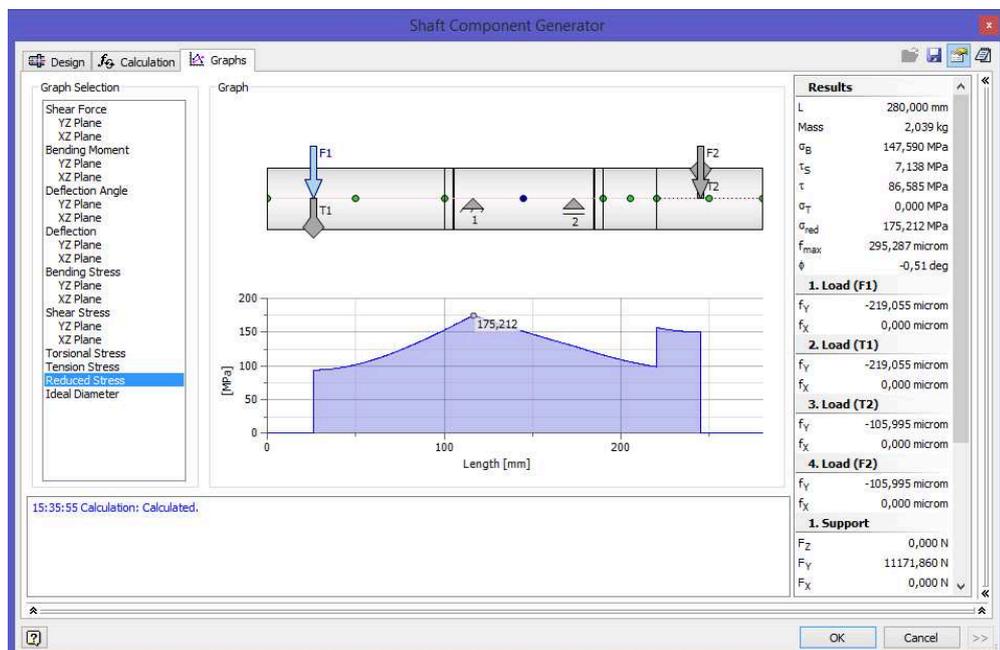


Figura 3.35 - Distribuição das tensões equivalentes de Von Mises no eixo de suporte do came.

O cálculo das forças de reação nos apoios é necessário para a especificação dos rolamentos que serão utilizados. Essas reações também são fornecidas pelo ambiente de projeto do Inventor e foram 961 N e 11 172 N para o suporte do lado da came e do lado da roda dentada, respectivamente.

3.2.3.1 – Chaveta para o Eixo do came

Para a transmissão de torque dos eixos para as rodas dentadas das correntes far-se-á necessário a utilização de chavetas.

O chavetas tem que ser dimensionadas quando ao cisalhamento e quanto ao esmagamento. Inicialmente, foi testada uma chaveta com largura de 10 mm e altura de 8 mm com o objetivo de verificar se ela atende aos requisitos necessários. O primeiro passo é calcular a força de cisalhamento na chaveta que ocorre na superfície do eixo; como o torque é conhecido, a força é calculada pela equação 3.5.

$$F = \frac{T}{r} = \frac{455 \text{ Nm}}{0,0175} = 26 \ 000 \text{ N} \quad (3.5)$$

O aço que a chaveta será confeccionada tem resistência mínima garantida de 600 Mpa de acordo com o catálogo “Chavetas, Retentores e Anéis” da ATI Brasil, assim pela teoria da máxima tensão cisalhante, a resistência ao cisalhamento é dado pela equação 3.6.

$$S_{sy} = 0,577 S_y = 0,577 \times 600 = 346,2 \text{ Mpa} \quad (3.6)$$

A tensão de cisalhamento é calculada dividindo-se a força pela área cisalhada da chaveta. O comprimento necessário para a chaveta especificada com coeficiente de segurança 2,8 é calculado a partir da equação 3.7.

$$\frac{S_{sy}}{n} = \frac{F}{w_c \cdot l} \quad (3.7)$$

Em que:

S_{sy} = resistência ao cisalhamento;
 n = fator de segurança;
 F = força de cisalhamento na chaveta;
 w_c = largura da chaveta;
 l = comprimento da chaveta.

Assim, o comprimento necessário para que a chaveta resista ao cisalhamento, de acordo com a equação 3.7 será:

$$\frac{S_{sy}}{n} = \frac{F}{w.l} \rightarrow \frac{346,2}{2,8} = \frac{26\,000}{10.l} \rightarrow l = 21,02 \text{ mm} \quad (3.7)$$

A chaveta deve ser também analisada quanto ao esmagamento. Para isso adota-se que metade da área de face da chaveta irá suportar a carga de compressão e se utiliza a equação 3.8.

$$\frac{S_y}{n} = \frac{F}{\frac{h.l}{2}} \quad (3.8)$$

Em que:

S_y = resistência ao escoamento;
 n = fator de segurança;
 F = força de esmagamento na chaveta
 h = altura da chaveta;
 l = comprimento da chaveta.

Assim o comprimento para que a chaveta não sofra esmagamento é de:

$$\frac{S_y}{n} = \frac{F}{\frac{h.l}{2}} \rightarrow \frac{600}{2,8} = \frac{26\,000}{\frac{8.l}{2}} \rightarrow l = 30,3 \text{ mm} \quad (3.8)$$

Para que a chaveta não falhe, portanto, o comprimento mínimo deve ser de 30,3 mm. Será selecionado a chaveta de aço 10 x 8 x 35 mm do catálogo “Chavetas, Retentores e Anéis” da ATI Brasil.

3.2.4 – Dimensionamento do eixo Intermediário

O eixo intermediário também foi analisado utilizando o “*design accelerator*” (acelerador de projeto) do Inventor®. As rodas dentadas possuem 13 dentes e diâmetro primitivo de 132,67 mm, o que resulta em uma força de 6 859 N, em cada uma das rodas dentadas para um torque especificado de 455 Nm.

O eixo foi analisado primeiramente com diâmetro de 35 mm resultando em uma tensão de Von Mises máxima de 164,42 Mpa e uma distribuição de tensões equivalentes conforme mostra a Fig. 3.36. Esse nível de tensão gera um coeficiente de segurança estático de 2,13 que será considerado aceitável.

As reações de apoio nos rolamentos de apoio foram 21 477 N no suporte 1 e 12 116 N no suporte 2.

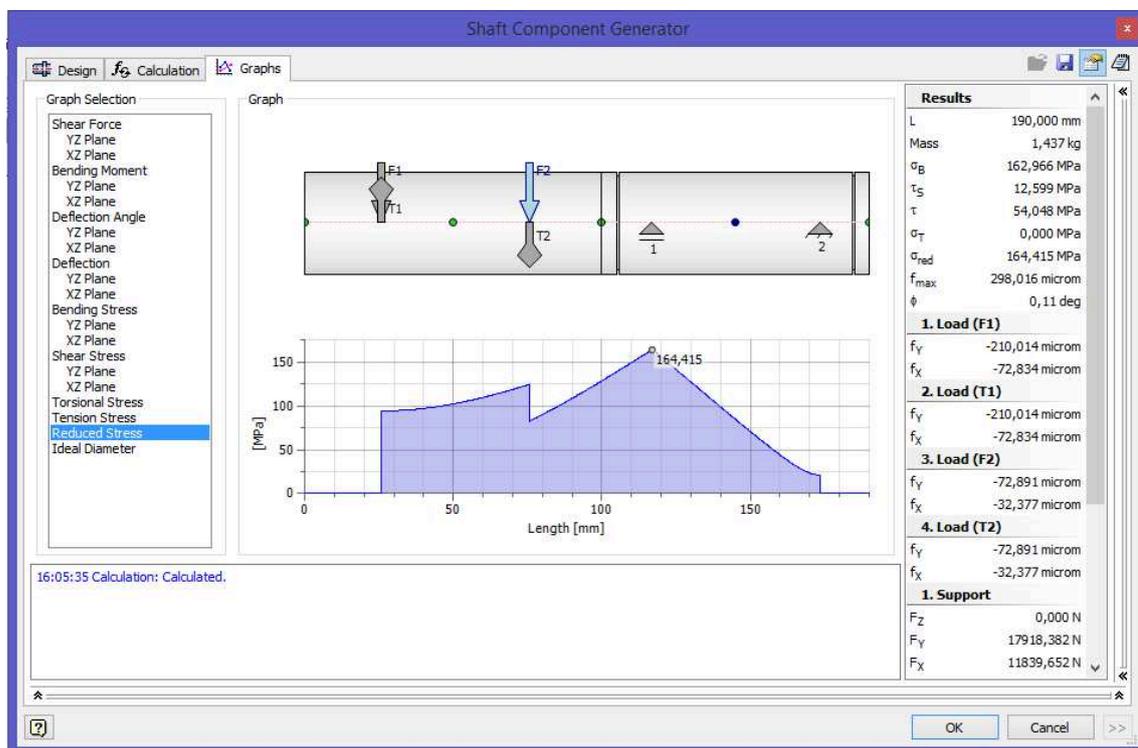


Figura 3.36 - Distribuição das tensões equivalentes de Von Mises no eixo intermediário.

3.2.4.1 – Seleção da chaveta do eixo intermediário

O eixo intermediário tem 35 mm e o torque transmitido será de 455 Nm. Assim, a chaveta será igual àquela utilizada no eixo do came, ou seja, chaveta de aço 1045 10 x 8 x 35 mm do catálogo “Chavetas, Retentores e Anéis” da ATI Brasil.

3.2.4.2 – Seleção do rolamento para o eixo intermediário

A carga máxima no apoio do eixo do came foi de 21 477 N. Vamos tentar selecionar um rolamento rígido de uma carreira de esferas que suporte essa carga. A seleção será feita considerando-se critérios de carga estática uma vez que o eixo tem velocidade de rotação baixa e não gira continuamente. O procedimento adotado será similar ao adotado no dimensionamento do rolamento para o eixo do came mostrado no apêndice. O primeiro passo é calcular a carga estática equivalente pela equação 3.9.

$$P_0 = F_r = 21\,477\,N \quad (3.9)$$

Adotando-se um coeficiente de segurança de 1,5 a carga básica necessária no rolamento será dada pela equação 3.10.

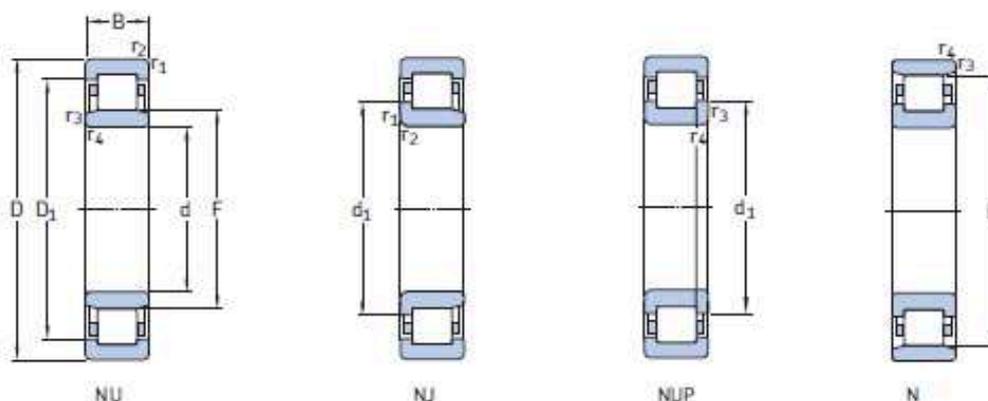
$$C_0 = s_0 \cdot P_0 = 1,5 \cdot 21\,477 = 32\,215\,N \quad (3.10)$$

Para esse valor de carga básica estática não se encontra nenhum rolamento rígido de esferas que atenda esta solicitação, conforme pode ser visto na Fig. 3.37. Assim, ou se reduz o coeficiente de segurança ou seleciona-se um rolamento de rolos. Optou-se por selecionar um rolamento de rolos cilíndricos para manter o coeficiente de segurança de 1,5; o rolamento selecionado foi o NUP207 E CP, conforme mostra a Fig. 3.38.

Dimensões principais			Classificações básicas de carga		Limite de carga de fadiga P_u	Classificações de velocidade		Massa kg	Designação
d	D	B	dinâmica C	estática C_0		Velocidade de referência	Velocidade-limite		
mm			kN		kN	r/min			-
35	47	7	4,36	3,35	0,14	30 000	18 000	0,029	61807
	55	10	10,8	7,8	0,325	26 000	16 000	0,08	61907
	62	9	13	8,15	0,375	24 000	15 000	0,11	* 16007
	62	14	16,8	10,2	0,44	24 000	15 000	0,15	* 6007
	72	17	27	15,3	0,655	20 000	13 000	0,29	* 6207
	72	17	31,2	17,6	0,75	20 000	13 000	0,26	6207 ETN9
	80	21	35,1	19	0,815	19 000	12 000	0,46	* 6307
	100	25	55,3	31	1,29	16 000	10 000	0,97	6407

Figura 3.37 - Parte do catálogo "Rolamentos de Esferas" da SKF utilizado na seleção do rolamento de apoio do eixo do came.

Rolamentos de uma carreira de rolos cilíndricos d de 35 a 40 mm



Dimensões principais			Classificações básicas de carga		Limite de carga de fadiga P_u	Classificações de velocidade		Massa kg	Designações Rolamento com gaiola padrão	Gaiola padrão alternativa ¹⁾
d	D	B	C	C_0		Velocidade de referência	Velocidade-limite			
mm	mm	mm	kN	kN	kN	r/min	r/min	kg	-	-
35	62	14	35,8	38	4,55	13 000	13 000	0,16	NU 1007 ECP	PH
72	17	56	48	6,1	11 000	12 000	0,29	* NU 207 ECP	J, M, ML, PH	
72	17	56	48	6,1	11 000	12 000	0,3	* NU 207 ECP	J, M, ML, PH	
72	17	56	48	6,1	11 000	12 000	0,31	* NUP 207 ECP	J, M, ML, PH	
72	17	56	48	6,1	11 000	12 000	0,3	* N 207 ECP	-	

Figura 3.38 - Parte do catálogo "Rolamentos de Rolos Cilíndricos" da SKF utilizado na seleção do rolamento de apoio do eixo do came.

3.2.5 Guia linear módulo sustentação mola

A mola que comprime o came por intermédio do seguidor deve se deslocar apenas no sentido de seu comprimento e, portanto, deve ter um sistema de direcionamento. Esse direcionamento foi feito por uma guia linear que foi selecionada do catálogo "Guias Lineares" da OBR.

A mola fica entre dois suportes, o suporte para aplicação de pré-carga e o suporte do seguidor. No primeiro suporte a força da mola é contrabalanceada pelo seguidor do macaco linear mecânico; no segundo, ela é contrabalanceada pela força gerada pelo seguidor, Fig. 3.39. Sendo assim, as guias lineares só sofrem esforços na hipótese de um travamento do sistema.

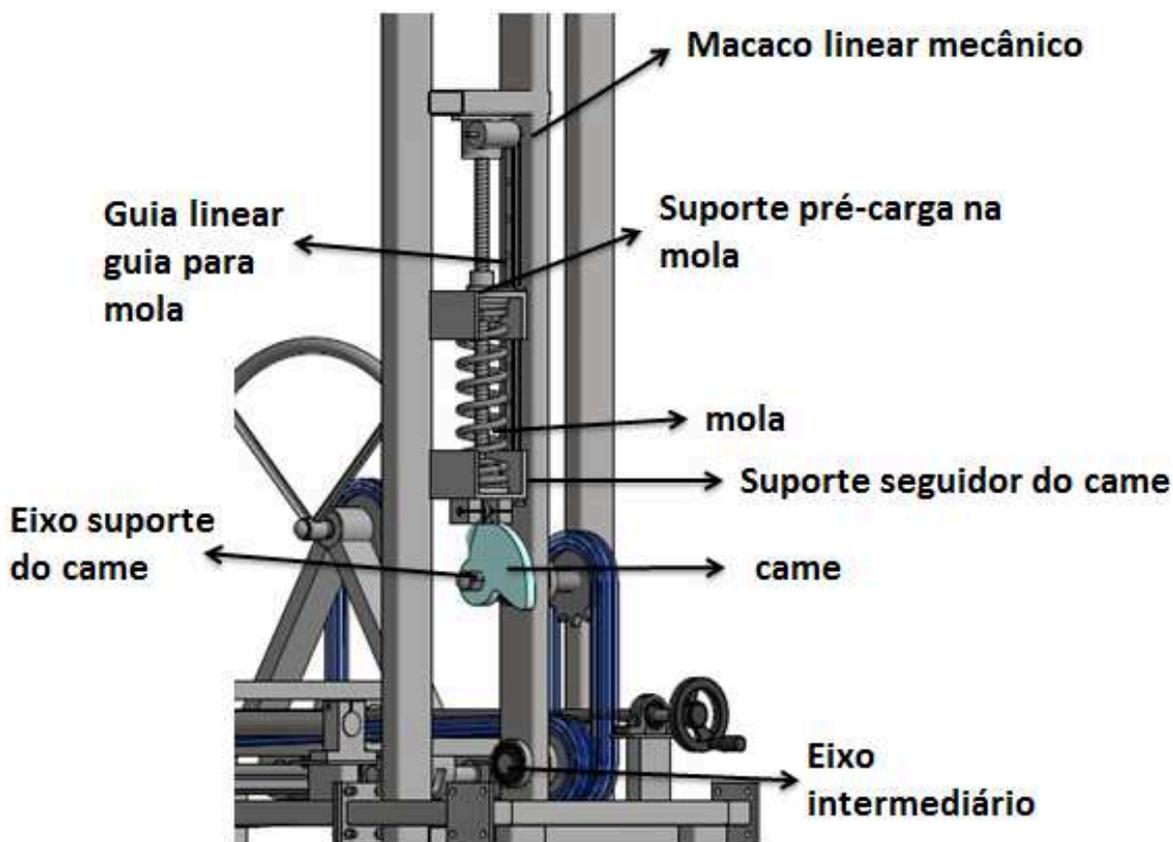


Figura 3.39 - Sistema came/mola/seguidor mostrando a guia linear que direciona a compressão da mola, Fonte: autor.

Na hipótese de travamento, a força máxima é de 5 254 N e está localizada com braço de alavanca de aproximadamente 60 mm (0,06 m) do seguidor à guia linear. Tem-se, portanto, um momento M_P igual a 315 N.m (31,5 kgf.m). Com essa informação, procede-se à seleção do modelo de guia linear a ser usado. O modelo selecionado foi o MSA 20 LE da OBR conforme mostra a Fig. 3.40, cujo momento “ mp ” máximo é de 39 kgf.m.

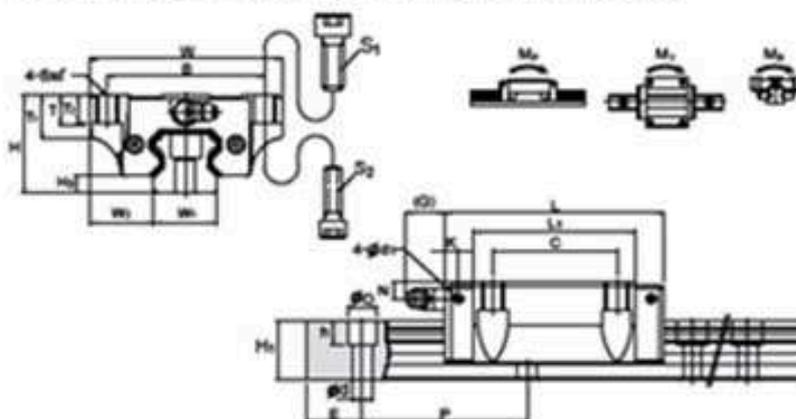
Como o momento máximo na guia linear selecionada é de 39 kgf.m, o coeficiente de segurança estático será de 1,24.

3.2.6 – Seleção do macaco mecânico

Para a aplicação de pré-carga na mola será utilizado um macaco linear mecânico que comprime o suporte de base da mola por meio de uma porca de translação. A seleção foi feita utilizando-se o catálogo “Macaco Mecânico-Unidade de Levantamento” da LK LINEAR KINICI. Para a seleção, a única variável utilizada é a força máxima de compressão que o macaco consegue exercer, que no caso do sistema de mola projetado será de 5 254

N. Assim o modelo escolhido foi o UL – 1/1.5 toneladas tipo 2 série A, Fig. 3.41 ,que suporta até 1,5 toneladas.

19 - DIMENSÕES SÉRIE STANDARD MSA-E / MSA-LE



Modelo	Parafuso	
	\$S_1\$	\$S_2\$
MSA 15	M5	M4
MSA 20	M6	M5
MSA 25	M8	M6
MSA 30	M10	M8
MSA 35	M10	M8
MSA 45	M12	M10
MSA 55	M14	M12
MSA 65	M16	M14

Dimensões em mm

Modelo N°	Dimensões da Guia				Capacidade de Carga		Momento Estático			Peso em kg	
	\$W_1\$	\$H_1\$	\$P\$	\$D \times h \times d\$	Dinâmica \$C\$ (kgf)	Estática \$C_0\$ (kgf)	\$M_x\$ (kgf.m)	\$M_y\$ (kgf.m)	\$M_z\$ (kgf.m)	Carro kg	Guia kg/m
MSA 15 E (R)	15	15	60	7,5 x 5,3 x 4,5	1180	1890	12	12	14	0,18	1,5
MSA 20 E (R)	20	18	60	9,5 x 8,5 x 6	1920	2950	23	23	29	0,40	2,4
MSA 20 LE (R)					2330	3930	39	39	38	0,52	
MSA 25 E (R)	23	22	60	11 x 9 x 7	2810	4240	39	39	48	0,62	3,4
MSA 25 LE (R)					3440	5660	67	67	63	0,82	
MSA 30 E (R)	28	26	80	14 x 12 x 9	3920	5780	62	62	79	1,09	4,8
MSA 30 LE (R)					4790	7700	107	107	105	1,43	
MSA 35 E (R)	34	29	80	14 x 12 x 9	5200	7550	93	93	125	1,61	6,6
MSA 35 LE (R)					6360	10060	160	160	167	2,11	
MSA 45 E (R)	45	38	105	20 x 17 x 14	8380	11790	181	181	257	2,98	11,5
MSA 45 LE (R)					10240	15730	313	313	343	3,90	
MSA 55 E (R)	53	44	120	23 x 20 x 16	12360	18980	313	313	450	4,17	15,5
MSA 55 LE (R)					15110	22640	540	540	600	5,49	
MSA 65 E (R)	63	53	150	26 x 22 x 18	19680	26530	611	611	836	8,73	21,9
MSA 65 LE (R)					25360	37590	1184	1184	1184	11,89	

Figura 3.40 - Parte do catálogo "Guias Lineares" da OBR utilizado na seleção da guia linear direcionadora da mola.

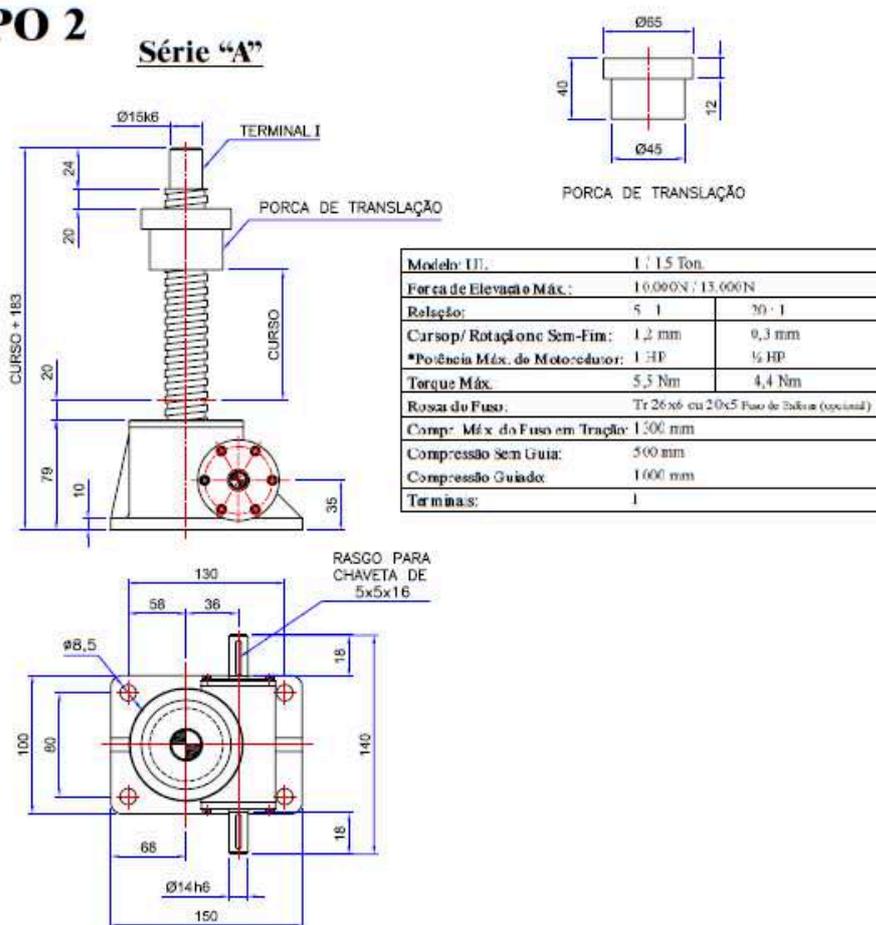
TIPO 2**Série "A"**

Figura 3.41 - Macaco Mecânico linear selecionado para aplicar a pré-carga na mola.

Considerando-se a disposição das polias e desprezando a aceleração, tem-se que:

$$F_t = \left(\frac{981}{2} + w \cdot 1,7 \right) (1) = 490,5 + 1,7 w \quad (3.12)$$

A carga equivalente de flexão do cabo sob a polia é definida como,

$$F_b = \frac{E_r d_w A_m}{D} \quad (3.13)$$

Em que:

E_r = módulo de elasticidade do cabo;
 d_w = diâmetro dos fios;
 A_m = área de seção transversal metálica;
 D = diâmetro da roldana.

A carga equivalente de flexão foi calculada com os valores retirados do catálogo da CIMAF e o diâmetro da menor polia (90 mm). A área metálica é dada para a configuração 6 x 19 SEALE com alma de fibra por $A_m = 0,416 d_c^2$ e o diâmetro do fio por $d_w = 0,067 d_c$ e o módulo de elasticidade de 90 000 Mpa. Assim, a carga equivalente de flexão será:

$$F_b = \frac{90\,000 \cdot 0,067 d_c \cdot 0,416 d_c^2}{90} = 27,87 d_c^3 \quad (3.14)$$

O coeficiente de segurança estático é calculado por:

$$n_s = \frac{F_u - F_b}{F_t} \quad (3.15)$$

Escolhendo-se um cabo de 6 x 19 de 4,8 mm tem-se que: $F_u = 1\,370 \text{ kgf} = 13\,440 \text{ N}$ e $w = 0,82 \text{ N/m}$, conforme mostra a Fig. 3.43, portanto, o coeficiente de segurança estático será:

$$n_s = \frac{13\,700 - 27,87 \cdot 4,8^3}{490,5 + 1,7 \cdot 0,82} = 21,8 \quad (3.16)$$

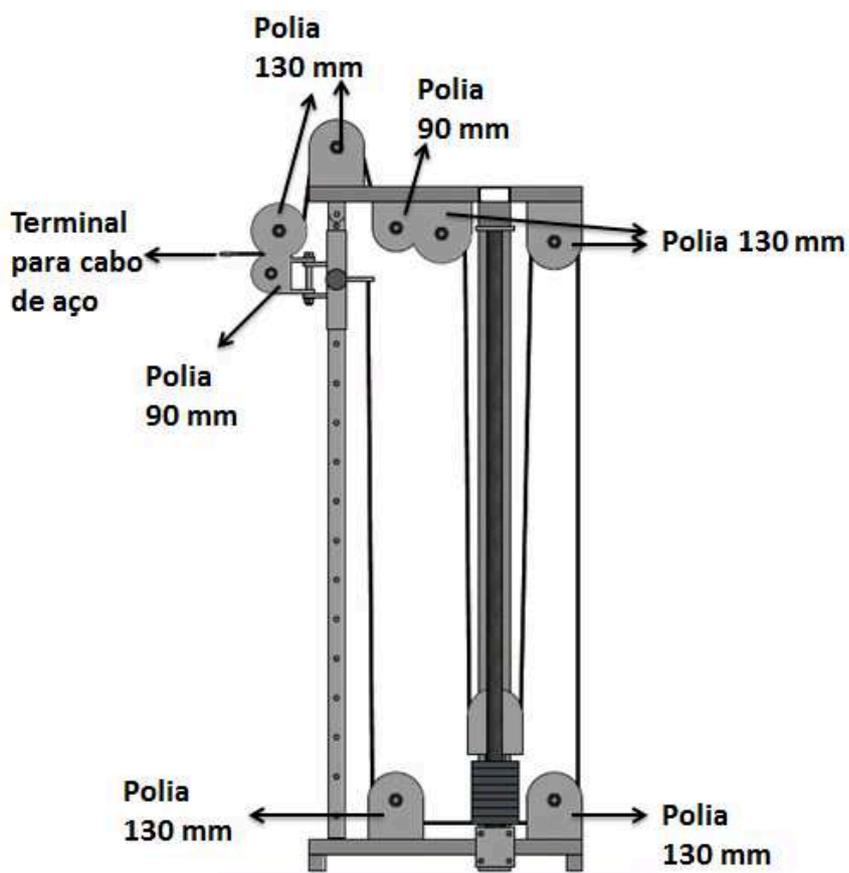
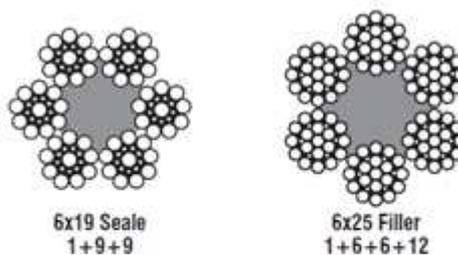


Figura 3.42 - Disposição das polias nos módulos de cabo de aço, Fonte: autor.

Cabo de aço classe 6x19 - alma de fibra



Diâmetro		Massa Aprox. (kg/m)	Carga de Ruptura Mínima (tf)	
mm	pol.		IPS	EIPS
3,2	1/8"	0,036	0,61	-
4,8	3/16"	0,082	1,37	-
6,4	1/4"	0,142	2,50	2,73
8,0	5/16"	0,230	3,90	4,30

Figura 3.43 - Catálogo "Manual Técnico de Cabos " da CIMAF em que foi escolhido o cabo de aço.

O objetivo final da estação de treinamento é que ela seja acessível e que as peças necessárias para sua construção fossem facilmente encontradas, por isso foram utilizados perfis estruturais comerciais comumente encontrados nas principais lojas de venda de perfis metálicos. A estrutura da estação foi projetada, inicialmente, com perfis em aço com as seguintes dimensões: 70 x 30 x 3 mm, 80 x 40 x 3 mm, 15 x 15 x 2 e 20 x 20 x 2.

3.3 - Modelagem por Elementos Finitos

A análise estrutural dos principais componentes da estação de treinamento muscular foi feita pelo método dos elementos finitos. Os modelos e análises foram realizadas com o software ANSYS® (plataforma WorkBench) que apresenta conectividade paramétrica bidimensional com softwares de CAD (Computer Aided Design ou desenho auxiliado por computador) e, portanto, projetos realizados em diferentes softwares de CAD podem ser exportados e analisados neste software.

A estação de treinamento foi dividida em módulos para facilitar a modelagem por elementos finitos. Para cada módulo simulado foi feita uma montagem específica no Inventor® e em seguida os arquivos foram transferidos em formato STEP para o ANSYS®.

Após a importação da geometria para o software de modelagem numérica, os modelos eram preparados utilizando o ANSYS® SpaceClaim que é um software auxiliar do ANSYS-WorkBench que faz desenhos e preparação de geometrias para simulação.

3.3.1 - Simulação Eixo came

Para a simulação do eixo de suporte do came, após a importação de sua geometria para o software de simulação, foram gerados planos transversais no eixo para que se pudesse aplicar as forças oriundas da roda dentada e do came nas posições corretas e colocar restrições de apoio na posição dos rolamentos. O material utilizado foi o aço ABNT 1045 trefilado a frio com 630 MPa de limite de resistência. A curva de resistência à fadiga utilizada foi gerada segundo orientações de (BUDYNAS e NISBETT, 2016) com resistência a fadiga em 10^3 e 10^6 ciclos de 86 % e 50 % do limite de resistência à tração, respectivamente.

As condições de contorno utilizadas estão mostradas na Fig. 3.44. As condições “E” e “F” simulam os rolamentos utilizados para apoio do eixo com todos os graus de rotação e translação bloqueados na primeira e a segunda permite rotação no sentido longitudinal do eixo. As condições “B” e “C” representam o momento de 455 Nm e a força de 5 450 N do came. Por fim, “A” e “D” representam o momento de 455 Nm e a força de 6 860 N gerados pela roda dentada da corrente.

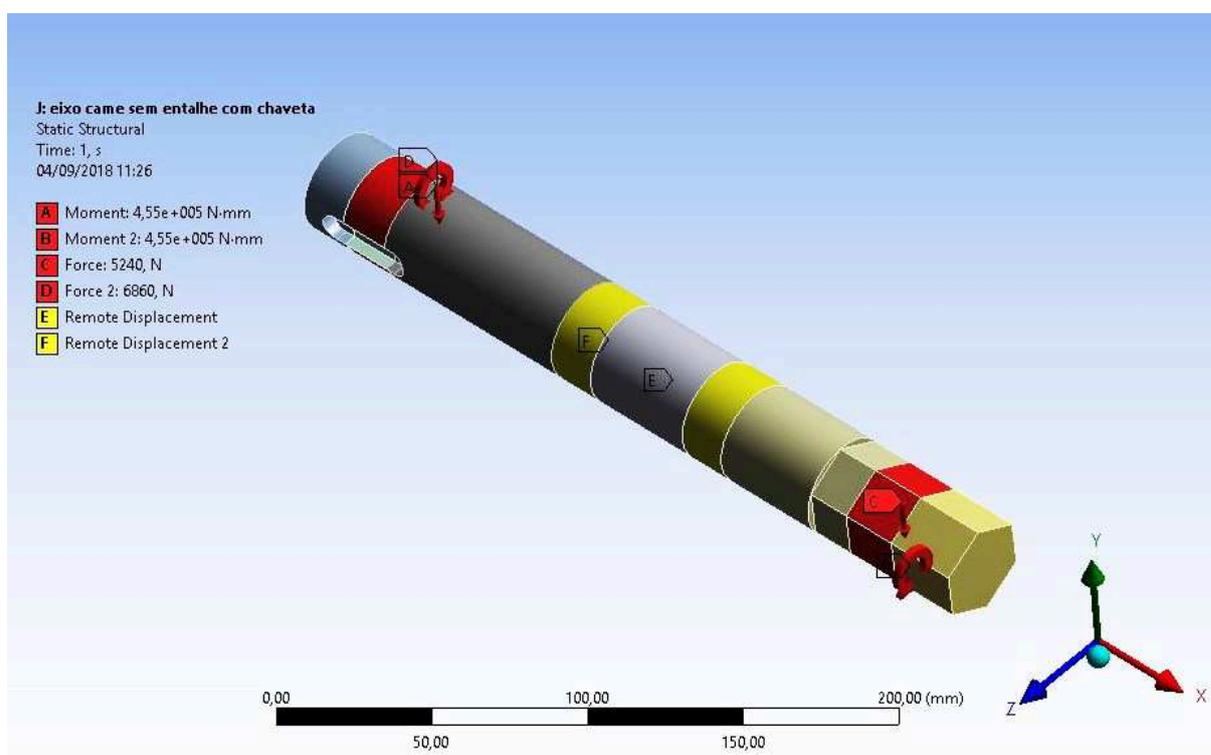


Figura 3.44 - Condições de contorno aplicadas no eixo do came, Fonte: autor.

A malha foi gerada utilizando os seguintes controles globais de malha:

- “*Relevance*” de 100;
- “*Relevance Center*” selecionado em fino;
- Alto “*smoothing*”;
- “*Transition*” selecionado em devagar;
- “*Span Angle Center*” selecionado em fino.

Com essas configurações foi obtida uma malha com 642 995 nós e 416 335 elementos; “*skewness*” com média de 0,223 e desvio padrão de 0,127 e “*elemento quality*” com média de 0,837 e desvio padrão de 0,104.

As soluções calculadas foram a tensão equivalente de Von Mises, a deformação total, a vida em ciclos e o coeficiente de segurança de fadiga.

3.3.2 - Simulação Eixo Intermediário

De forma similar ao eixo de apoio do came, a primeira etapa após a importação do modelo do eixo intermediário, foi prepará-lo com o ANSYS® SpaceClaim. Foram criados planos transversais no eixo para aplicar as forças oriundas das duas rodas dentadas e os pontos de apoio. O aço utilizado na simulação foi o aço ABNT 1045 trefilado a frio com 630 MPa de limite de resistência.

As condições de contorno utilizadas são mostradas na Fig. 3.45. As condições “A” (todos os graus de rotação e translação foram bloqueados à exceção da rotação longitudinal do eixo) e “F” (todos os graus de rotação e translação bloqueados) simulam os rolamentos utilizados para apoio do eixo. As condições “B” e “C” representam o momento de 455 Nm e a força de 6 860 N da primeira roda dentada. Por fim, “D” e “E” representam o momento de 455 Nm e a força de 6 860 N gerados pela segunda roda dentada da corrente.

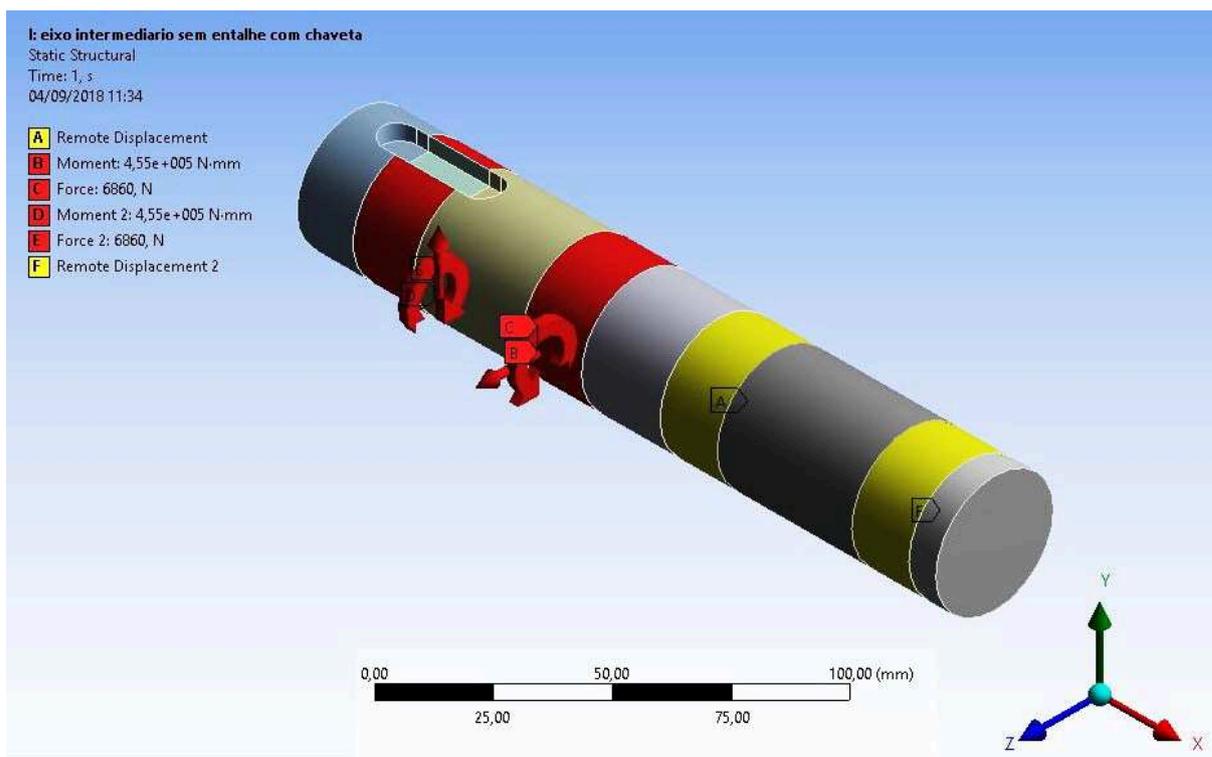


Figura 3.45 - Condições de contorno aplicadas no eixo do came, Fonte: autor.

A malha foi gerada utilizando os seguintes controles globais de malha:

- “*Relevance*” de 100;
- “*Relevance Center*” selecionado em fino;
- Médio “*smoothing*”;
- “*Transition*” selecionado em devagar;
- “*Span Angle Center*” selecionado em grosso.

Com essas configurações foi obtida uma malha com 1 359 710 nós e 566 655 elementos; “*skewness*” com média de 0,187 e desvio padrão de 0,145 e “*elemento quality*” com média de 0,863 e desvio padrão de 0,060.

As soluções calculadas foram a tensão equivalente de Von Mises, a deformação total, a vida e o coeficiente de segurança em fadiga.

3.3.3 - Simulação Eixo Sextavado

O eixo sextavado foi preparado no ANSYS® SpaceClaim. O aço utilizado na simulação foi o aço ABNT 1045 trefilado a frio com 630 MPa de limite de resistência cujas características principais já foram citadas.

As condições de contorno foram colocadas de modo a se aproximar ao máximo do que ocorrerá na prática com os sistemas de carga o mais afastado possível do sistema do

banco. A Fig. 3.46 mostra as condições de contorno aplicadas. As condições “A”, “B” e “C” representam as unidades de apoio do eixo sendo que, enquanto “C” tem todos os graus de liberdade bloqueados, “A” e “B” possuem todos os graus de liberdade bloqueados à exceção da rotação em torno do eixo x. As condições “D” e “E” representam o momento de 455 Nm e a força de 6 860 N gerados pela roda dentada; “G” e “F” representam a força de 3 292 N e o momento de 227,5 Nm gerados pela roda dentada do sistema de carga; “H” e “I” representam o momento e a força gerados pelo outro sistema de carga, de módulos iguais a “F” e “G”.

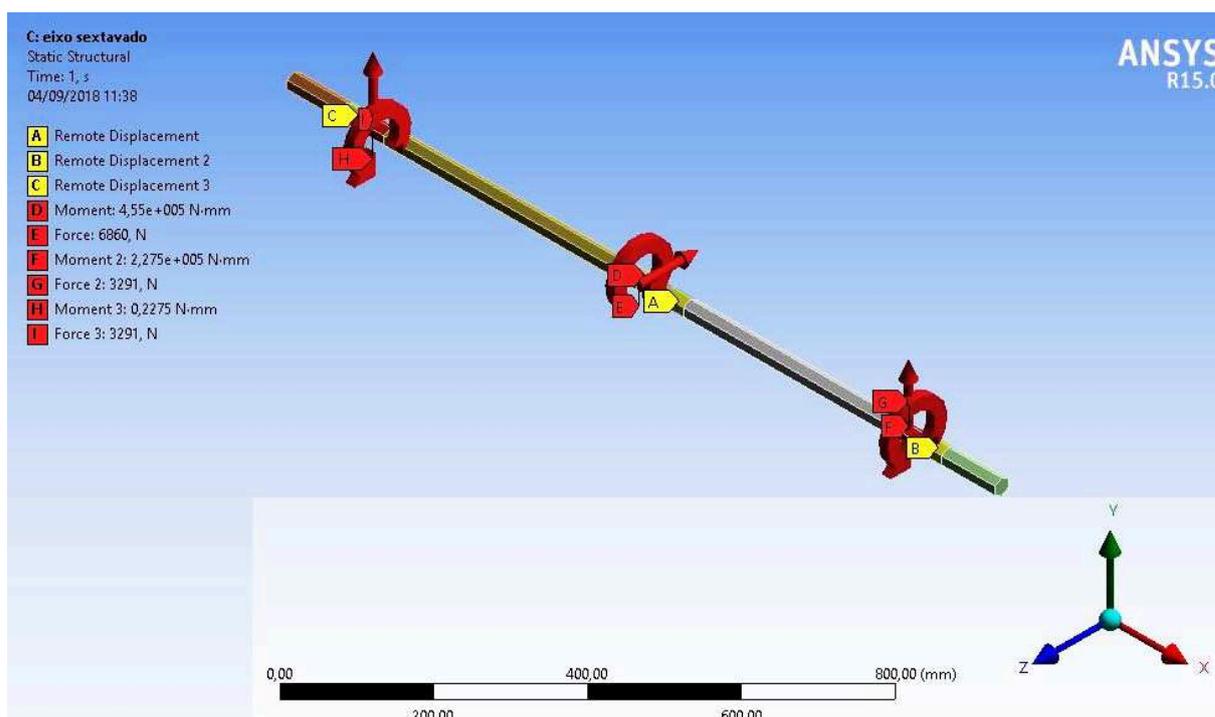


Figura 3.46 - Condições de contorno aplicadas no eixo do came, Fonte: autor.

A malha foi gerada utilizando os seguintes controles globais de malha:

- “*Relevance*” de 100;
- “*Relevance Center*” selecionado em fino;
- Alto “*smoothing*”;
- “*Transition*” selecionado em devagar;
- “*Span Angle Center*” selecionado em fino;
- Máximo tamanho do elemento de 2 mm.

Com essas configurações se obteve uma malha com 445 169 nós e 99 104 elementos; “*skewness*” com média de 0,142 e desvio padrão de 0,110 e “*elemento quality*” com média de 0,964 e desvio padrão de 0,037.

As soluções calculadas foram a tensão equivalente de Von Mises, a deformação total, a vida em ciclos e o coeficiente de segurança de fadiga calculados com ferramentas para cálculo de fadiga.

3.3.4 - Simulação Eixo Final

No eixo final, assim como nos outros eixos, foram criados planos transversais para ajudar na aplicação das condições de contorno. Para esse eixo foram seccionados os pontos nos quais os rolamentos de apoio e a roda dentada da corrente ficam posicionados.

As condições de contorno foram aplicadas conforme indicado pela Fig. 3.47. Os pontos “C” e “D” são os apoios para que o eixo não se desloque, sendo que “C” teve todos os seus graus de liberdade bloqueados e “D” teve todos os graus de liberdade bloqueados à exceção da rotação em torno do eixo x. “A” e “B” representam o momento máximo gerado no eixo final de 227,5 Nm e a força máxima de 350 N que ocorre quando o módulo central da estação de treinamento está configurado para peitoral máquina. Por fim, as condições “E” e “F” são o momento e a força gerados pela roda dentada da corrente que valem 227,5 Nm e 3292 N, respectivamente.

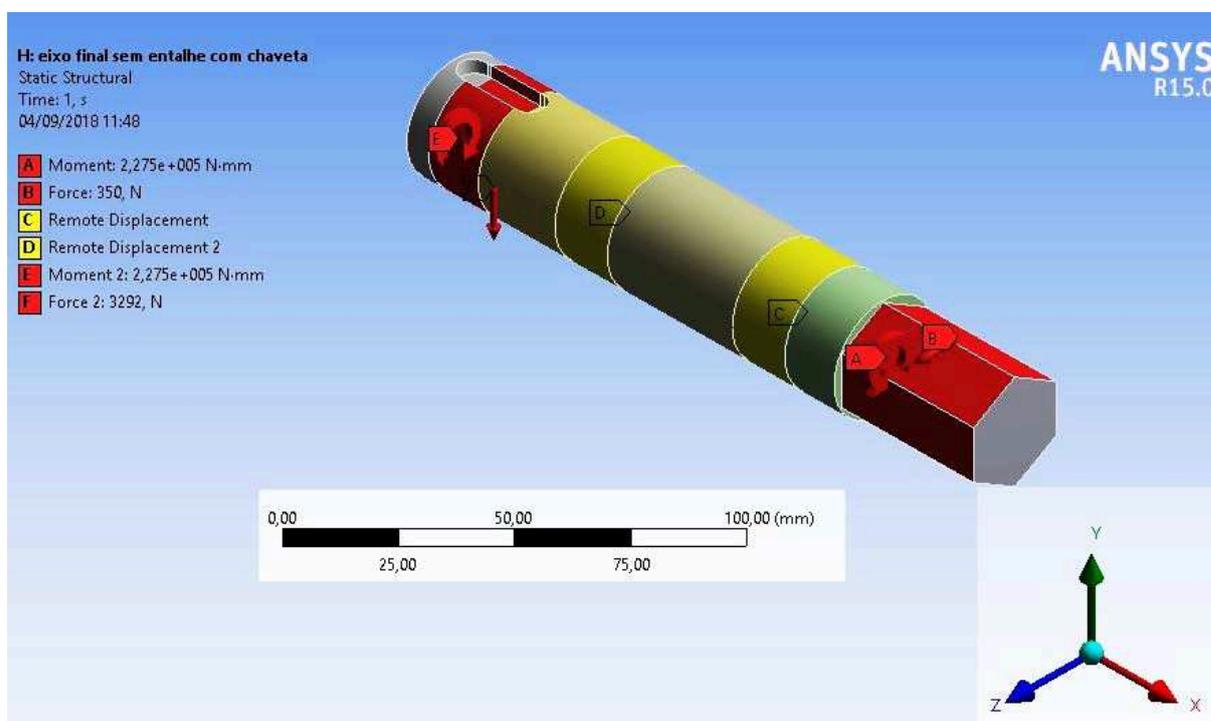


Figura 3.47 - Condições de contorno aplicadas no eixo final, Fonte: autor.

A malha foi gerada utilizando os seguintes controles globais de malha:

- “*Relevance*” de 100;
- “*Use Advanced Size Function*” configurado para refinar a malha nas regiões com detalhes;
- “*Relevance Center*” selecionado em fino;
- Alto “*smoothing*”;
- “*Transition*” selecionado em devagar;
- “*Span Angle Center*” selecionado em fino;

Com essas configurações se obteve uma malha com 752 334 nós e 402 615 elementos; “*skewness*” com média de 0,217 e desvio padrão de 0,137 e “*element quality*” com média de 0,820 e desvio padrão de 0,129.

As soluções calculadas foram a tensão equivalente de Von Mises, a deformação total, a vida em ciclos e o coeficiente de segurança de fadiga.

3.3.5 - Simulação Estrutura suporte came

O sistema came/mola/seguidor é suportado por uma estrutura metálica que fica posicionada na parte traseira do módulo central. Essa estrutura pode ser desacoplada dos módulos de cabo de aço e da estrutura de suporte dos sistemas de carga e sistema do banco, por isso será analisada isoladamente do conjunto estrutural da estação de treinamento. A Fig. 3.48 mostra as condições de contorno utilizadas no modelo computacional. Os flanges que conectam a estrutura às outras estruturas metálicas foram selecionados como suporte fixo, representados por “A” e “B”. As forças “C” e “D” com módulo de 5 240 N são as reações da força da mola no eixo do came e no suporte do macaco mecânico linear. A força “E”, “F” e “G” são as forças geradas pelas rodas dentadas do eixo do came e eixo intermediário e possuem direção e sentidos conforme mostrado na figura. Os momentos não foram adicionados porque eles geram esforços principalmente nos eixos, que foram analisados previamente, e se desejava analisar a estrutura metálica de suporte.

Para essa análise os rolamentos de apoio dos eixos foram substituídos por uma estrutura similar maciça para evitar pontos de concentração de tensão no contato das esferas com as pistas de rolamento.

Todos os contatos que ocorrem na estrutura foram definidos como “*bonded*” (colados). Essa escolha foi feita, pois, na prática, os tubos serão soldados e os rolamentos serão encaixados com pressão nos seus respectivos suportes. Portanto, contatos do tipo “*bonded*” (colados) simulam bem o modelo real da estrutura.

O aço utilizado no modelo foi o aço estrutural padrão do ANSYS com 250 Mpa de resistência ao escoamento e 460 Mpa de limite de resistência.

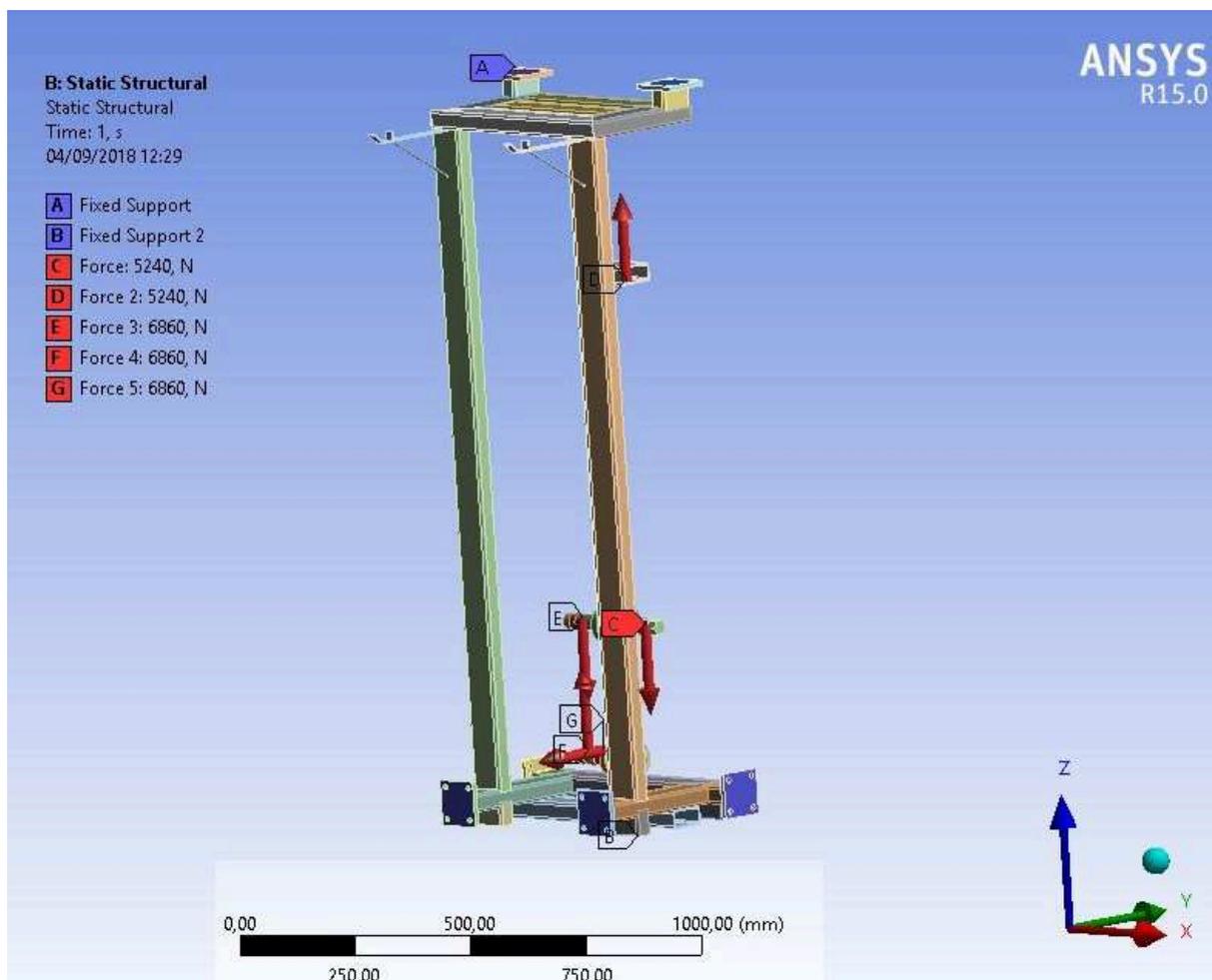


Figura 3.48 - Condições de contorno adicionadas na estrutura de suporte do came, Fonte: autor.

A malha dessa simulação foi gerada utilizando os seguintes controles globais de malha:

- “*Relevance*” de 100;
- “*Relevance Center*” selecionado em fino;
- Médio “*smoothing*”;
- “*Transition*” selecionado em rápida;
- “*Span Angle Center*” selecionado em grosso;
- Máximo tamanho do elemento de 3 mm.

Com essas configurações se obteve uma malha com 1 719 228 nós e 844 156 elementos; “*skewness*” com média de 0,333 e desvio padrão de 0,154 e “*element quality*” com média de 0,759 e desvio padrão de 0,131.

As soluções calculadas foram a tensão equivalente de Von Mises, a deformação total, e o coeficiente de segurança estático. Para esse caso, como a estrutura é praticamente estática, optou-se por não realização de análise de fadiga.

3.3.6 - Simulação Módulo Cabo de Aço

Para a simulação do módulo de cabo de aço, o cabo de aço foi removido para facilitar a análise e tornar a simulação mais rápida. Somente as forças de reação que o cabo de aço gera nas polias foram consideradas. Conforme já mencionado, foram aplicadas forças oriundas de uma quantidade máxima de 100 kg selecionados em pilhas de pesos, que equivalem a aproximadamente 981 N.

Todos os tubos estruturais foram considerados colados entre si e foram aplicadas juntas fixas entre as polias e a estrutura de suporte de polias, entre o tubo regulador de altura e o tubo suporte para regulagem de altura e entre o tubo regulador de altura e o suporte de polias final. A posição de todas as juntas fixas pode ser vista na Fig.3.49.

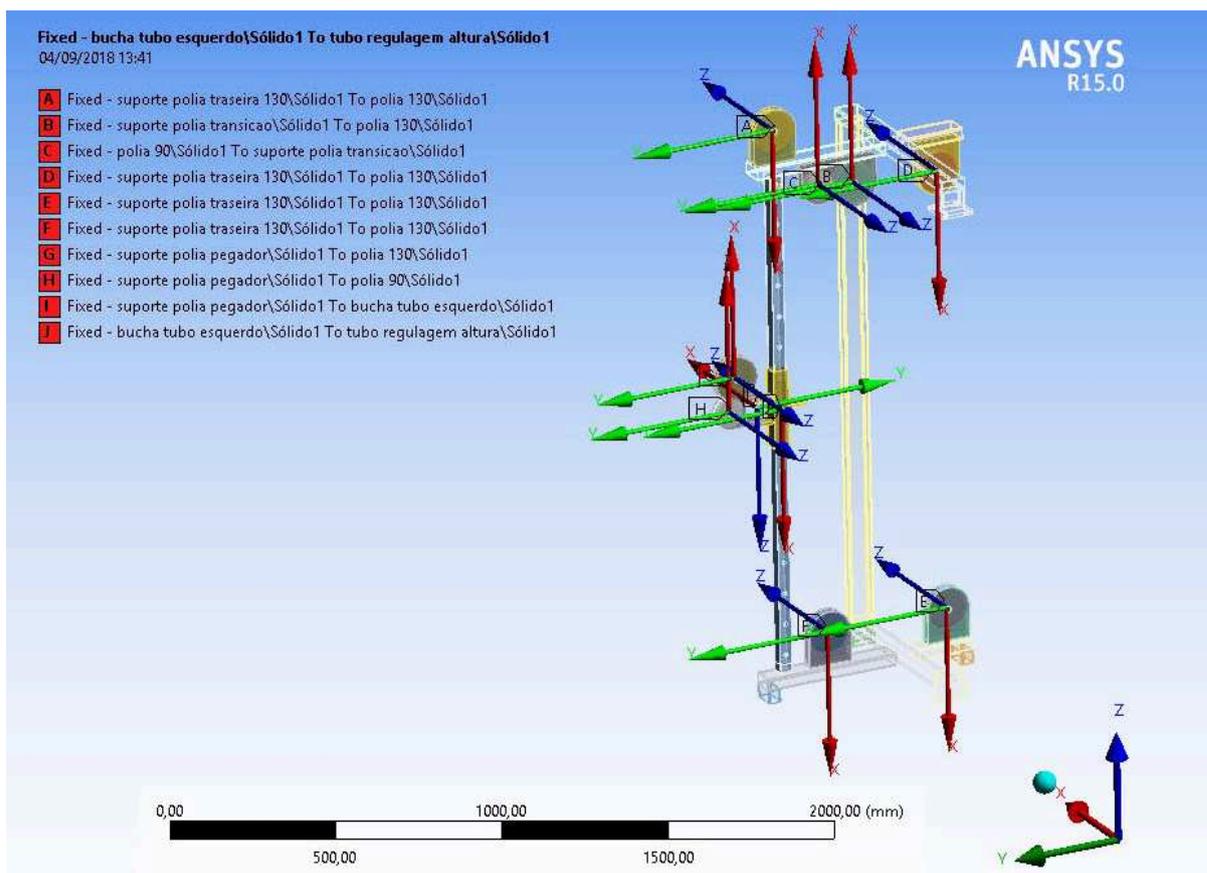


Figura 3.49 - Juntas fixas colocadas no modelo numérico do módulo de cabo de aço, Fonte: autor.

As condições de contorno foram colocadas conforme a Fig. 3.50. As condições “A”, “B” e “K” são fixas e representam o ponto de contato entre a estrutura e o solo e entre o módulo de cabo de aço e o módulo central. As condições de “C” até “I” são as forças geradas pelo cabo de aço nas polias.

A malha dessa simulação foi gerada utilizando os seguintes controles globais de malha:

- “*Relevance*” de 100;
- Função de tamanho avançado nas curvaturas (use *advanced size function: on curvature*);
- “*Relevance Center*” selecionado em fino;
- Médio “*smoothing*”;
- “*Transition*” selecionado em rápida;
- “*Span Angle Center*” selecionado em grosso.

Além dessas configurações globais, em alguns tubos foram aplicados métodos para forçar a uma malha de elementos hexagonais e um refinamento de malha foi feito nos pontos de maior criticidade.

Com essas configurações se obteve uma malha com 941 481 nós e 250 900 elementos; “*skewness*” com média de 0,383 e desvio padrão de 0,213 e “*element quality*” com média de 0,696 e desvio padrão de 0,199.

A estrutura foi analisada estaticamente e as soluções calculadas foram: tensão equivalente de Von Mises, deformação total e coeficiente de segurança estático. Nessa análise utilizou-se o aço estrutural padrão do ANSYS.

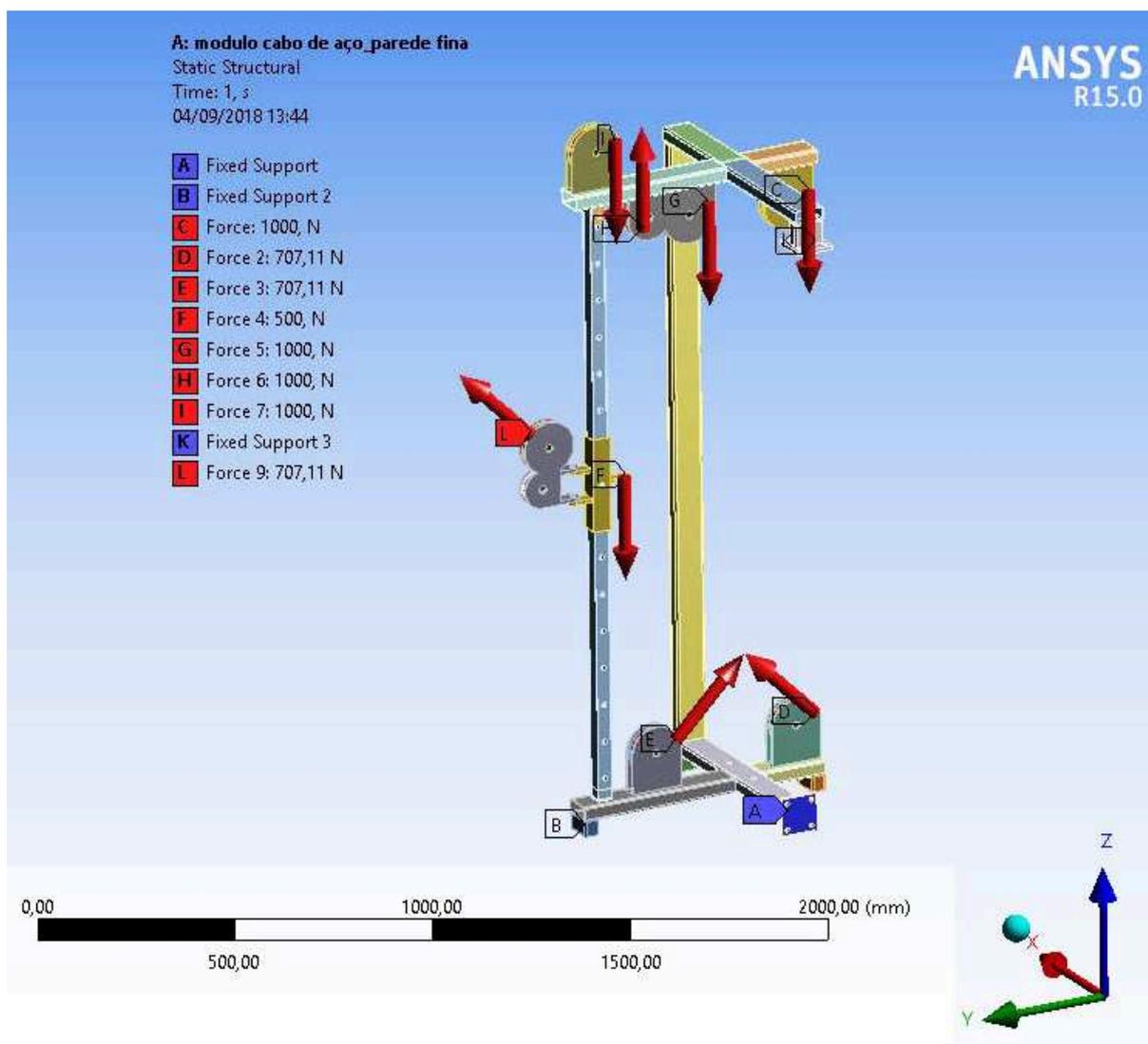


Figura 3.50 - Condições de contorno colocadas no módulo de cabo de aço, Fonte: autor.

3.3.7 - Simulação dos sistemas de carga e suas guias

O sistema de carga foi simulado juntamente com sua estrutura base de sustentação. Escolheu-se por simular apenas um dos dois sistemas de carga devido à simetria do equipamento. Para que se tivesse a situação mais crítica o sistema de carga foi configurado para a realização de exercícios para os músculos peitorais, que gera os maiores esforços, com uma carga de 350 N. As condições de contorno, Figura 3.51, são a força de 350 N aplicada com o sentido negativo do eixo y, condição “C”; os pontos considerados fixos que entram em contato com o solo, condição “B” e os pontos que entram em contato com a estrutura de suporte do sistema came/mola/seguidor, condição “A”.

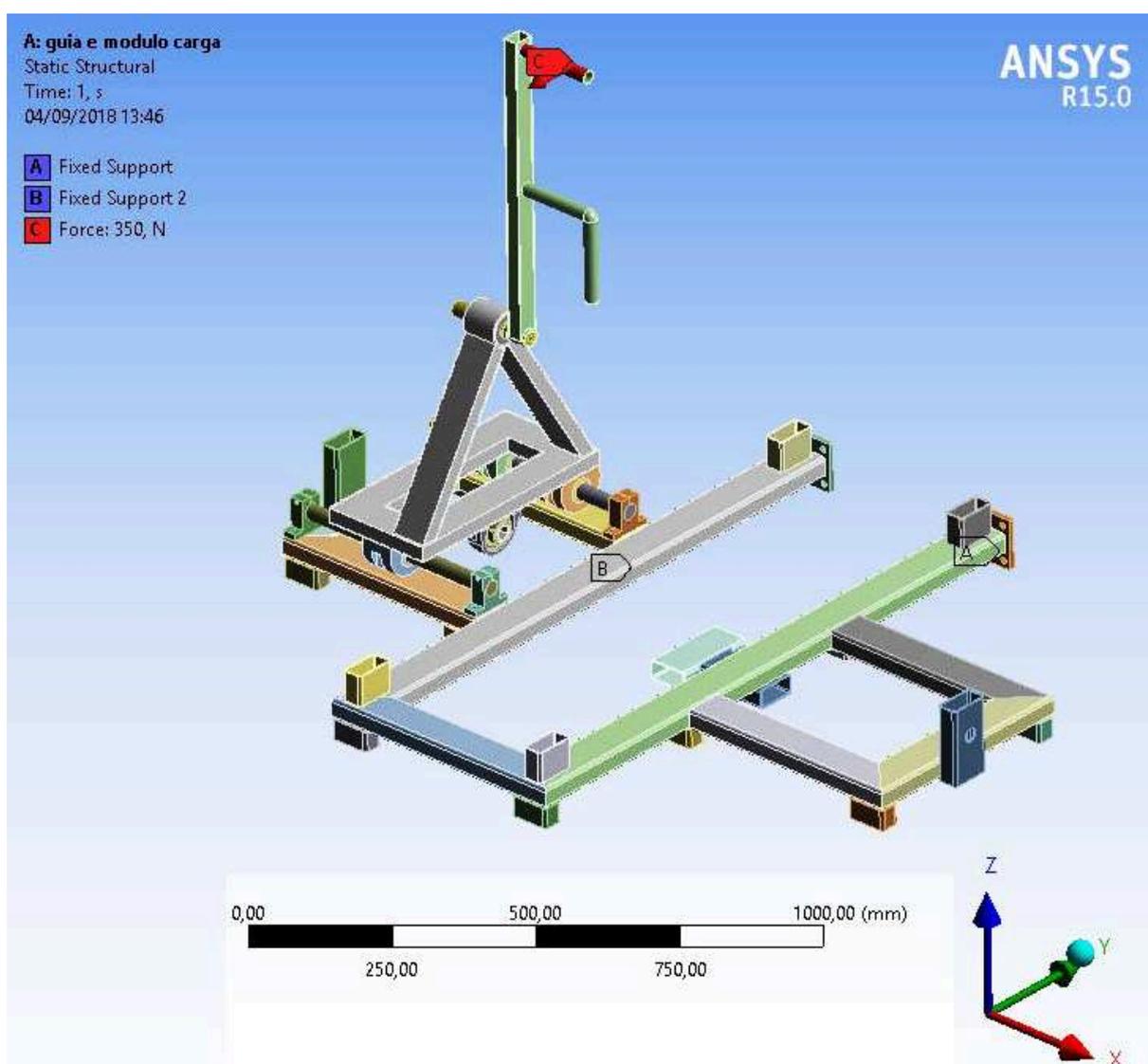


Figura 3.51 - Condições de contorno na simulação dos sistemas de carga, Fonte: autor.

Todos os contatos foram colados, tanto aqueles entre os tubos retangulares estruturais como os entre o eixo final e a estrutura do sistema de carga. Isso foi feito para que o esforço oriundo do exercício fosse transferido às guias, e conseqüentemente à estrutura base, sem a necessidade de colocar os esforços da corrente.

A malha dessa simulação foi gerada utilizando os seguintes controles globais de malha:

- “*Relevance*” de 100;
- “*Relevance Center*” selecionado em fino;
- Médio “*smoothing*”;
- “*Transition*” selecionado em rápida;
- “*Span Angle Center*” selecionado em grosso;

Além dessas configurações globais as seguintes configurações especiais foram colocadas:

- os suportes das guias lineares foram refinados para ter um tamanho de elemento de no máximo 3 mm;
- as guias lineares tiveram sua malha gerada pelo método de varredura para terem uma malha mais uniforme;
- foi aplicado um método para gerar elementos tetraédricos na estrutura do sistema de carga, assim como se refinou para que a estrutura tivesse tamanho máximo de elemento de 3 mm;
- o eixo final e os rolamentos que o sustentam tiveram sua estrutura refinada para apresentar, também, elementos com tamanho máximo de 3 mm.

Com essas configurações se obteve uma malha com 941 481 nós e 250 900 elementos; “*skewness*” com média de 0,289 e desvio padrão de 0,182 e “*element quality*” com média de 0,775 e desvio padrão de 0,175.

A estrutura foi analisada estaticamente e dinamicamente. As soluções calculadas foram a tensão equivalente de Von Mises, a deformação total, o coeficiente de segurança estático, a vida em fadiga e o coeficiente de segurança dinâmico das guias. Nessa análise utilizou-se o aço estrutural padrão do ANSYS em toda a estrutura com exceção das guias lineares que são fabricadas com o aço SUJ2 com limite escoamento de 1000 Mpa e limite de resistência de aproximadamente 1 600 MPa. O limite de resistência à fadiga para 1000 ciclos foi estimado em 1 232 MPa e o limite de endurance em 700 MPa conforme orientações de (BUDYNAS e NISBETT, 2016).

3.3.8 - Simulação da estrutura base e guias de deslocamento do banco

As guias lineares de transação longitudinal do sistema do banco e a estrutura base de suporte também foram analisados numericamente. Para essa análise foi considerado uma carga de 2 000 N aplicados à estrutura de suporte do sistema do banco. A estrutura base de sustentação foi fixada nos seus apoios com o solo e na placa de conexão com a estrutura de apoio do sistema came/mola/seguidor, Figura 3.52.

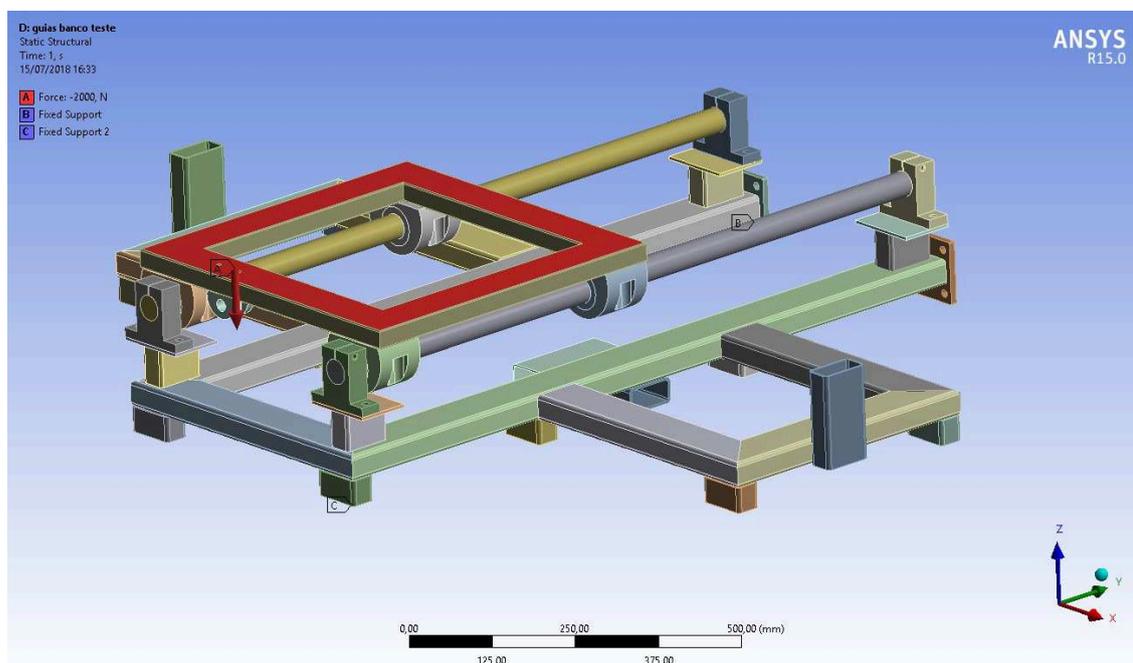


Figura 3.52 - Condições de contorno aplicadas na simulação das guias lineares do sistema do banco, Fonte: autor.

A malha dessa simulação foi gerada utilizando os seguintes controles globais de malha:

- “*Relevance*” de 80;
- “*Relevance Center*” selecionado em fino;
- Médio “*smoothing*”;
- “*Transition*” selecionado em rápida;
- “*Span Angle Center*” selecionado em grosso;
- Máximo tamanho de elemento de 10 mm.

Com essas configurações se obteve uma malha com 366 649 nós e 70 355 elementos; “*skewness*” com média de 0,364 e desvio padrão de 0,249 e “*element quality*” com média de 0,517 e desvio padrão de 0,226.

O desenho foi exportado para o ANSYS no formato step(.stp) e foi preparado no ANSYS spaceclaim, software no qual foi criado um parâmetro para que a base de suporte

do sistema do banco pudesse ser analisada em diversas posições sobre a guia. Assim se criou uma curva de resposta com 13 pontos, com incrementos discretos de aproximadamente 50 mm entre uma simulação e outra, sendo que a distância foi medida entre o início do suporte das guias e o centro da estrutura de suporte do sistema do banco. Essas curvas de respostas foram configuradas para soltarem duas respostas: a máxima tensão equivalente nas guias lineares e a deformação principal nas guias. Nessa análise utilizou-se o aço estrutural padrão do ANSYS em toda a estrutura com exceção das guias lineares que são fabricadas com o aço SUJ2 cujas propriedades já foram citadas.

3.3.9 - Simulação estrutura do acento

A estrutura do banco foi analisada com o assento em sua maior altura possível. Isso foi feito para gerar uma situação crítica de esforços na estrutura. A carga no assento foi de 2000 N, no encosto de 200 N e nos apoios laterais de 100 N, adicionalmente a estrutura foi fixada em sua base conforme mostra a Fig. 3.53.

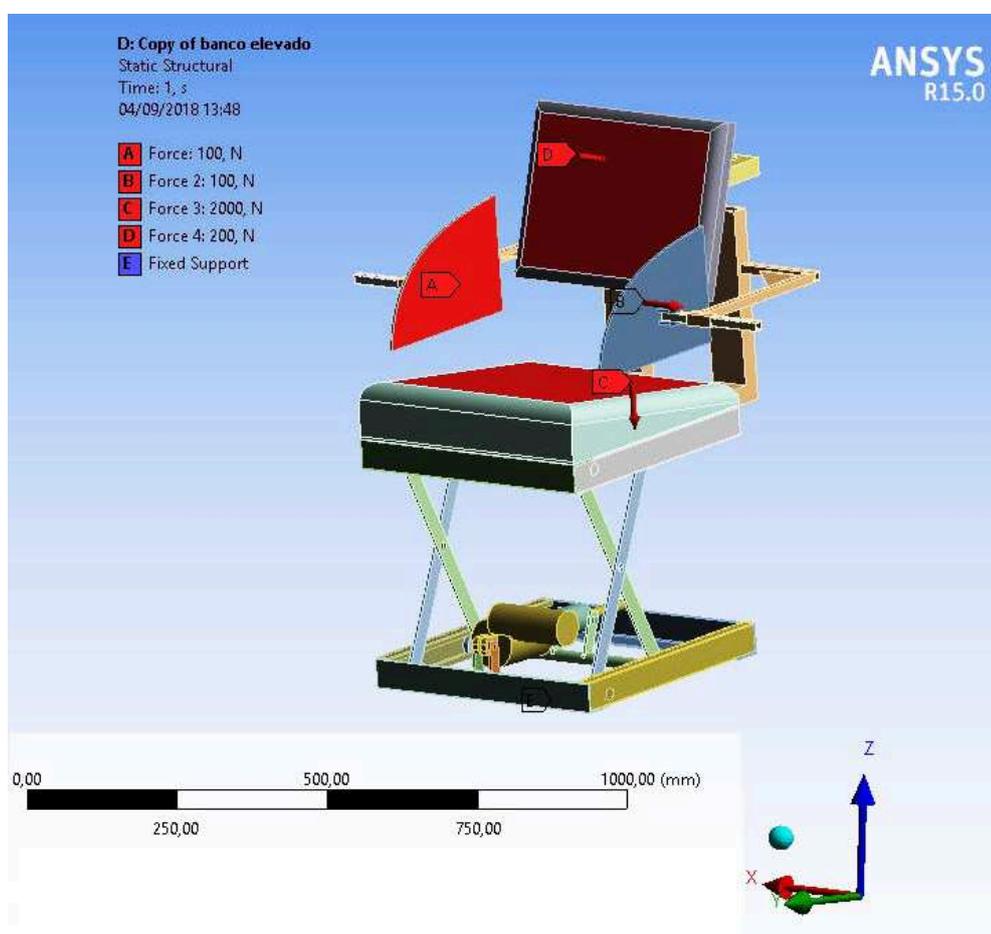


Figura 3.53 - Condições de contorno aplicadas na simulação do sistema do banco, Fonte: autor.

Nas juntas do modelo em que existe rotação foram colocadas juntas de revolução conforme mostra a Fig. 3.54. Nos pontos sem rotação foram colocadas juntas fixas, Figura 3.55.

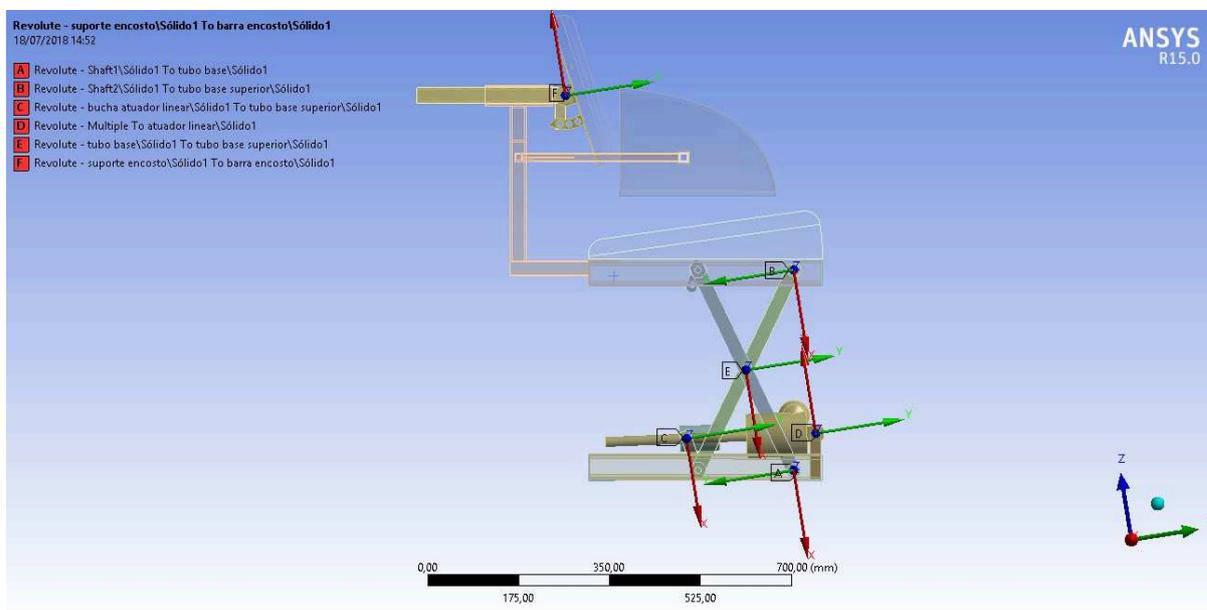


Figura 3.54 - Juntas de revolução do modelo do sistema do banco, Fonte: autor.

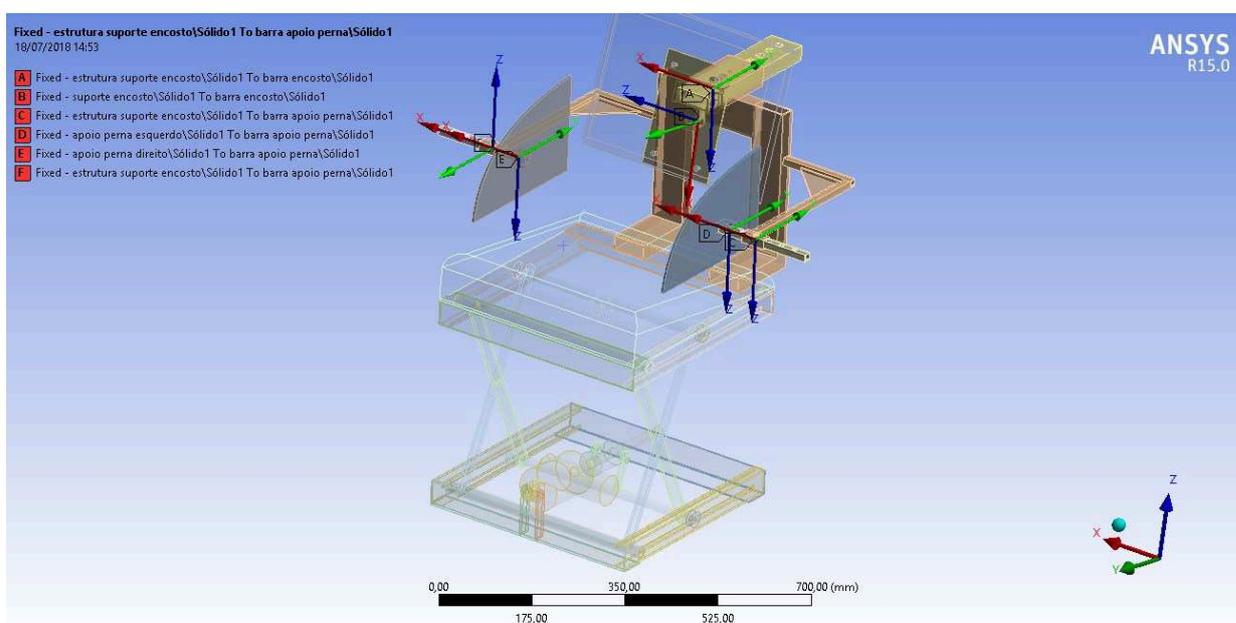


Figura 3.55 - Juntas fixas do modelo do sistema do banco, Fonte: autor.

A malha dessa simulação foi gerada utilizando os seguintes controles globais de malha:

- “*Relevance*” de 100;
- “*Relevance Center*” selecionado em fino;
- Alto “*smoothing*”;
- “*Transition*” selecionado em rápida;
- “*Span Angle Center*” selecionado em grosso;

Adicionalmente, os pontos de quinas foram refinados, assim como se forçou a uma estrutura com elementos predominantemente hexagonais nos tubos e cantoneiras.

Com essas configurações se obteve uma malha com 928 862 nós e 478 777 elementos; “*skewness*” com média de 0,321 e desvio padrão de 0,191 e “*element quality*” com média de 0,762 e desvio padrão de 0,177.

Os contatos entre os perfis estruturais foram colados, assim como o contato entre o rolamento interno do sistema de tesoura e a superfície interna dos perfis. Embora os rolamentos não sejam colados, o modelo numérico com juntas sem atrito se mostrou extremamente pesado computacionalmente e sem condições de ser resolvido com o computador de simulação utilizado.

O aço estrutural padrão do ANSYS foi o utilizado nas simulações e os resultados solicitados foram as tensões equivalentes de Von Mises, deformação total da estrutura e a força na junta de revolução do sistema do tipo tesoura para dimensionar o pino de apoio.

Capítulo IV

Resultados e Discussões

Neste capítulo serão apresentados os resultados da análise estrutural utilizando modelagem por elementos finitos, além das dimensões principais da estação de treinamento proposta. Os resultados mais relevantes obtidos da análise computacional serão discutidos para se concluir se eles estão de acordo com o esperado.

4.1 - Eixo came

Para o eixo de suporte do came, os resultados obtidos estão resumidos na Tabela 4.1. A máxima tensão equivalente de Von Mises foi de 300,38 MPa que resultou em um coeficiente de segurança estático de 1,76 e dinâmico de 1,40.

Tabela 4.1 - Resultados Obtidos da simulação numérica para o eixo de suporte do came.

Tensão máxima de Von Mises	300,38 MPa
Deformação total máxima	0,27 mm
Coeficiente de segurança estático mínimo	1,76
Coeficiente de segurança dinâmico mínimo	1,40
Vida em fadiga prevista	Infinita

O ponto crítico foi a variação de seção na transição do perfil sextavado para o cilíndrico. Sabe-se que quinas agem como pontos de concentração de tensão que podem servir como pontos de início de nucleação de trincas que podem crescer e levar à falha do material. Esses pontos deverão apresentar um cuidado especial na sua fabricação por meio de um bom acabamento superficial ou se possível arredondamento de arestas. Mesmo assim, o coeficiente de segurança contra fadiga foi de 1,40 e está adequado para utilização. A Figura 4.1 mostra a distribuição do coeficiente de segurança contra fadiga para o eixo.

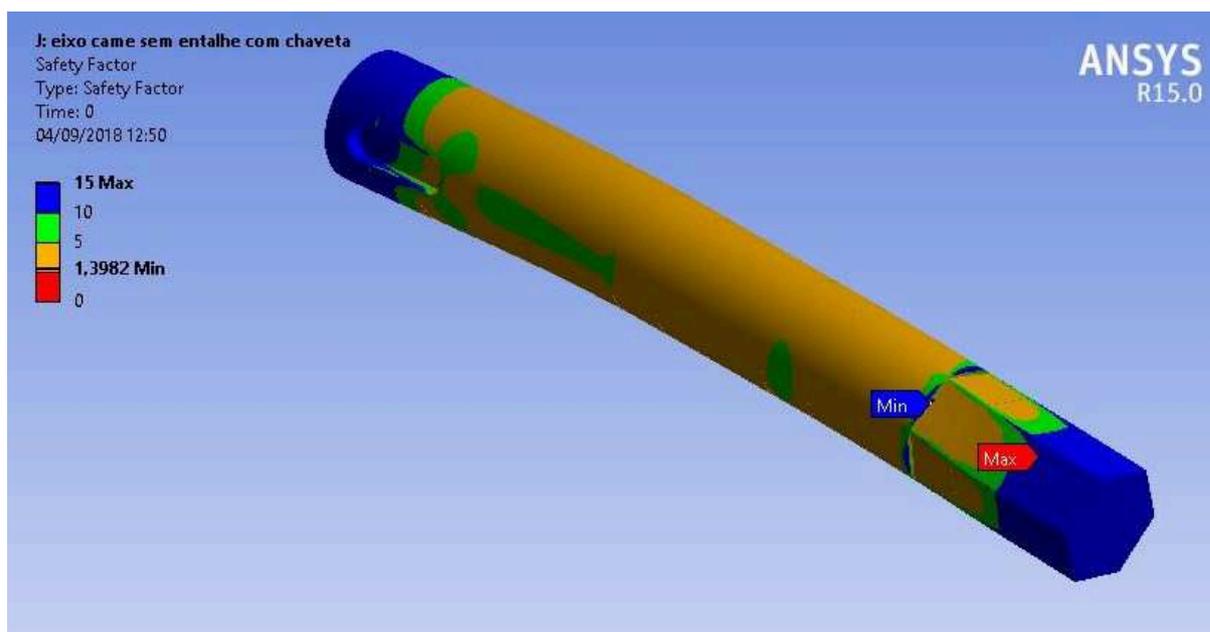


Figura 4.1 - Distribuição do coeficiente de segurança em fadiga para o eixo de suporte do came, Fonte: autor.

4.2 - Eixo Intermediário

Para o eixo intermediário, os resultados obtidos estão resumidos na Tab. 4.2. A tensão de Von Mises foi 211,69 MPa, que foi menor do que a obtida para o eixo do came. Essa menor tensão ocorreu pelo fato do eixo intermediário não ter a transição de um perfil cilíndrico para sextavado, que gera concentração de tensões. Para o eixo intermediário o coeficiente de segurança estático foi de 2,50 e o dinâmico foi de 1,98.

O ponto de máxima tensão foi o ponto no final do segundo apoio que é o responsável por fixar o eixo em posição. Nesse ponto há, de fato, uma concentração de tensão, pois o rolamento deve segurar as forças aplicadas no eixo. Porém, para efeito de simulação numérica a superfície sobre a qual o rolamento está assentado foi considerada fixa, situação

que força a existência de uma maior tensão que aquela que ocorre na prática, pois o rolamento permite um ligeiro deslocamento da superfície do eixo distribuindo melhor as tensões. No entanto, mesmo com essa potencialização da concentração de tensão em uma linha, o coeficiente de segurança contra fadiga foi de 1,98 e o eixo está dimensionado para vida infinita. A Fig. 4.2 mostra a distribuição do coeficiente de segurança contra fadiga para o eixo.

Tabela 4.2 - Resultados Obtidos da simulação numérica para o eixo intermediário.

Tensão máxima de Von Mises	211,69 MPa
Deformação total máxima	0,21 mm
Coeficiente de segurança estático mínimo	2,50
Coeficiente de segurança dinâmico mínimo	1,98
Vida em fadiga prevista	Infinita

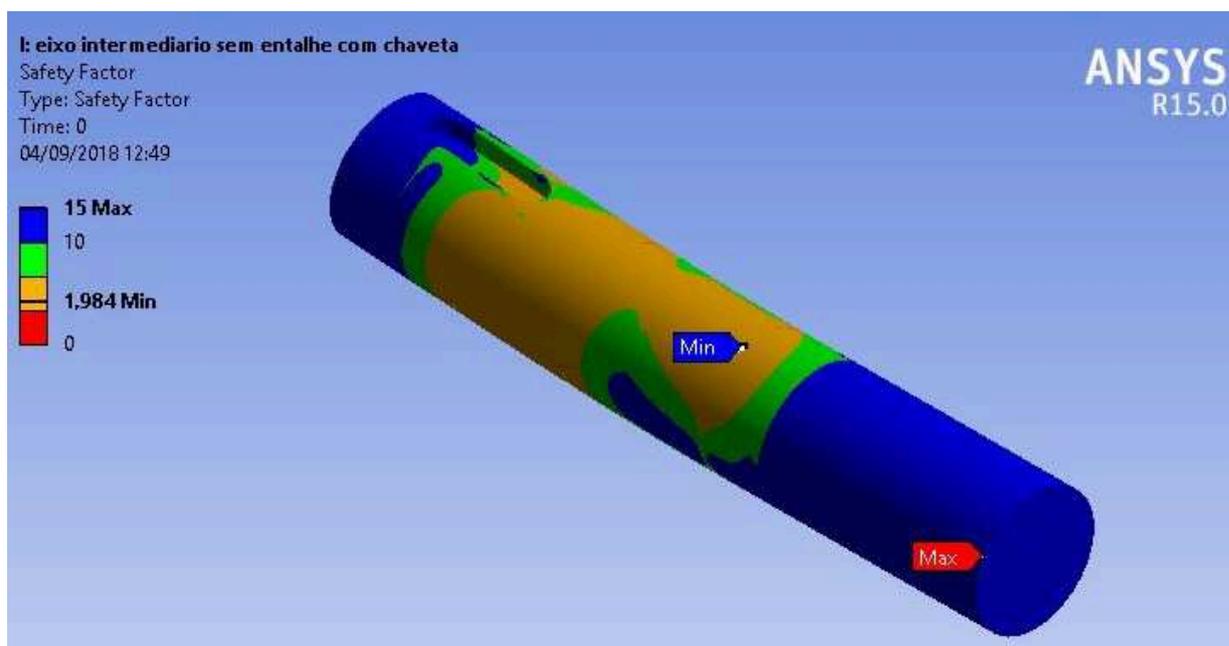


Figura 4.2 - Distribuição do coeficiente de segurança em fadiga para o eixo intermediário, Fonte: autor.

4.3 - Eixo Sextavado

Para o eixo sextavado, os resultados obtidos estão resumidos na Tab. 4.3.

Tabela 4.3 - Resultados Obtidos da simulação numérica para o eixo intermediário.

Tensão máxima de Von Mises	182,85 MPa
Deformação total máxima	0,57 mm
Coefficiente de segurança estático mínimo	2,90
Coefficiente de segurança dinâmico mínimo	2,29
Vida em fadiga prevista	Infinita

Analisando-se a Tab. 4.3 percebe-se que o coeficiente de segurança dinâmico mínimo foi de 2,29 o que indica que a estrutura está dimensionada para vida infinita. A distribuição do fator de segurança dinâmico foi analisada e está mostrada na Fig. 4.3. Conforme pode ser visto nessa figura o ponto de mínimo fator de segurança foi justamente na linha divisória do apoio central. Esse máximo valor de tensão ocorre em virtude da divisão do eixo em segmentos para aplicação de carga e da fixação da superfície do eixo para criar o apoio, sendo assim essa concentração de tensão não possui significado físico e não deve causar problemas. A máxima tensão nesse eixo foi de 182,85 Mpa pois os apoios estão bem perto do ponto das rodas dentadas, estratégia essa que minimiza os esforços de flexão no eixo, diminuindo, portanto, as tensões equivalentes significativamente.

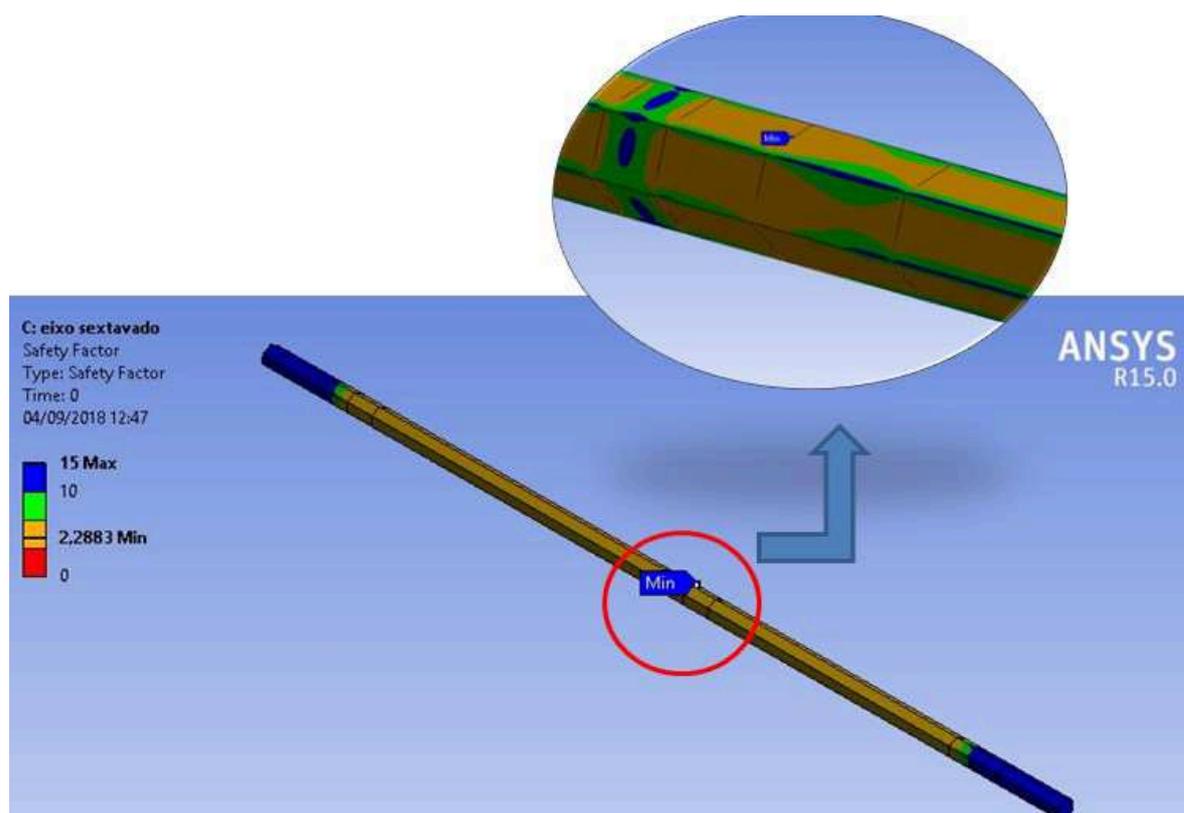


Figura 4.3 - Distribuição do coeficiente de segurança em fadiga para o eixo sextavado,
Fonte: autor.

4.4 - Eixo final

Para o eixo final, os resultados obtidos estão resumidos na Tab. 4.4.

Tabela 4.4 - Resultados Obtidos da simulação numérica para o eixo final.

Tensão máxima de Von Mises	230,07 MPa
Deformação total máxima	0,07 mm
Coeficiente de segurança estático mínimo	2,30
Coeficiente de segurança dinâmico mínimo	1,83
Vida em fadiga prevista	Infinita

A Fig 4.4 mostra a distribuição do coeficiente de segurança em fadiga no eixo. Como pode ser visto, o ponto de menor fator de segurança foi a quina de transição de um perfil sextavado para um perfil cilíndrico com um fator de segurança de 1,83. Embora esse fator seja aceitável e o eixo esteja dimensionado para vida infinita esse ponto exige atenção para que não venha a causar problemas de falhas repentinas futuras. Na fabricação desse componente, deve-se tentar dar um bom acabamento superficial na região dessas quinas e se possível arredondá-las para que não haja nucleação de novas trincas que poderão se propagar e levar o componente à falha.

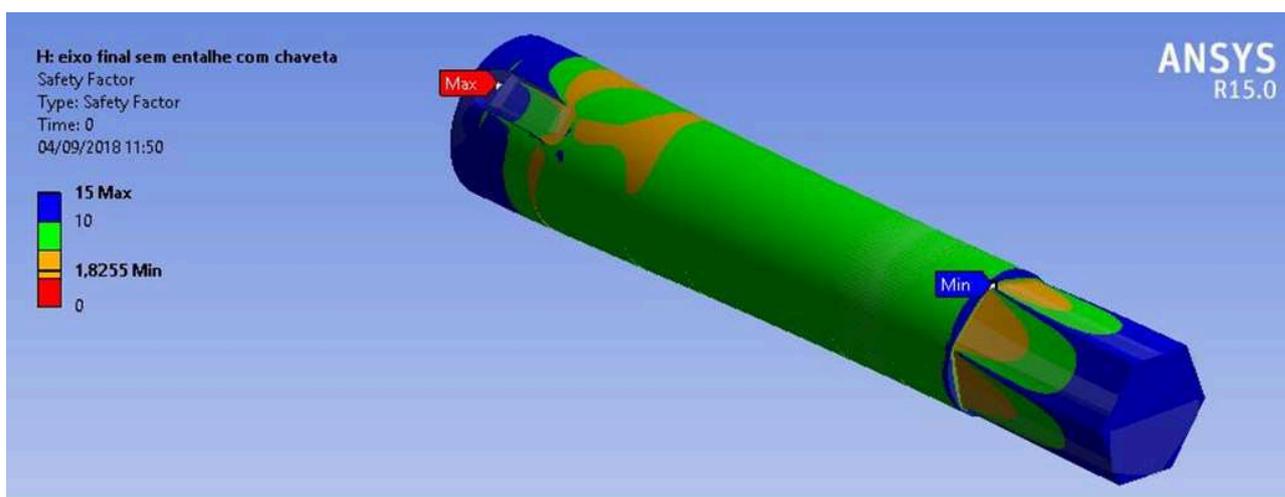


Figura 4.4 - Distribuição do coeficiente de segurança contra fadiga para o eixo final, Fonte: autor.

4.5 - Estrutura do suporte came

Para a estrutura de suporte do came, a Tab.4.5 mostra a tensão máxima de Von Mises, da ordem de 476 Mpa, acima do valor de 250 Mpa do limite de escoamento indicando que o projeto não estaria adequado. No entanto, quando se analisa a distribuição de tensões equivalentes em todo o modelo, Fig. 4.5, percebe-se que as tensões na estrutura são muito menores que a do limite de escoamento e que apenas uma pequena região do modelo apresenta um valor de alta tensão indicando que este valor é devido a configuração da malha de elementos finitos. Ainda na Fig. 4.5 observa-se que o ponto de máxima tensão ocorre na conexão de dois perfis. Neste caso, este fato evidencia que o valor de alta tensão é devido somente à concentração de tensão gerada pela malha computacional e não ocorre

em condições reais. Adicionalmente, os perfis estruturais serão soldados e a solda adiciona material que contém propriedades superiores às das dos perfis, contribuindo para uma melhor distribuição das tensões. Assim, a estrutura pode ser considerada adequada para o uso a que se destina.

Tabela 4.5 - Resultados Obtidos da simulação numérica da estrutura de suporte do came.

Tensão máxima de Von Mises	475,97 MPa
Deformação total máxima	1,23 mm
Coefficiente de segurança estático mínimo	0,53

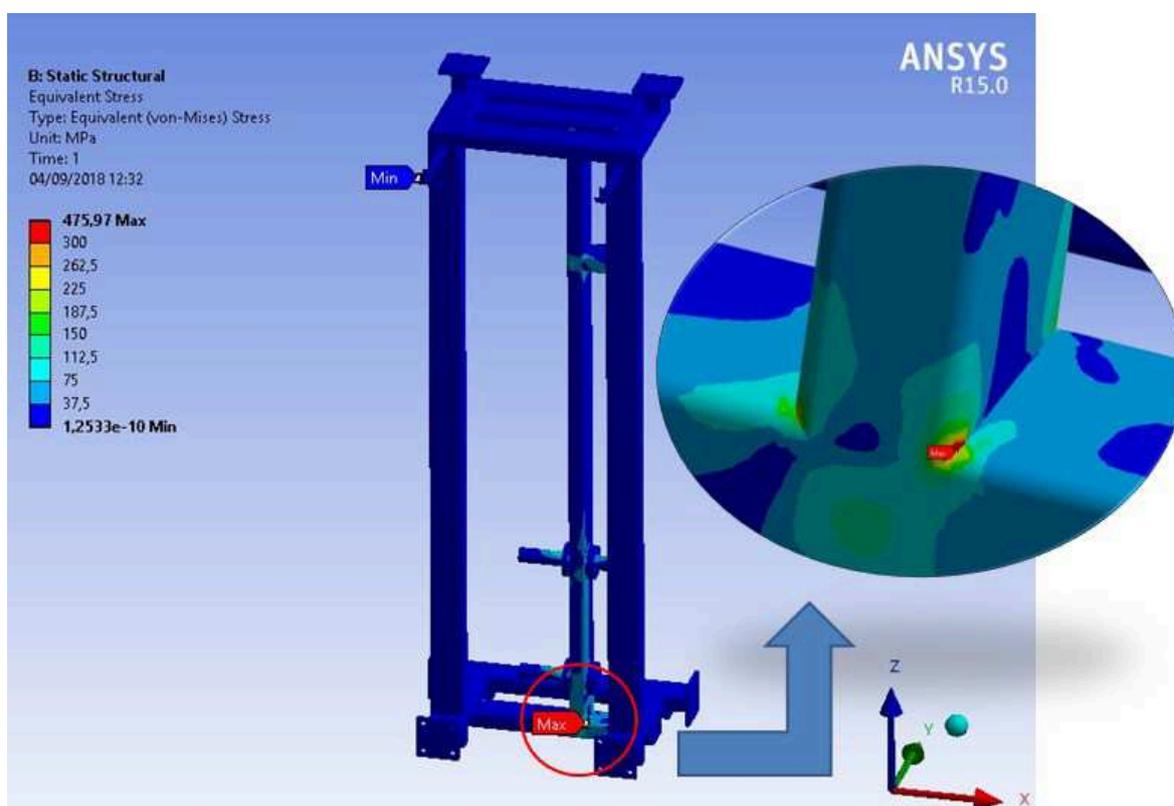


Figura 4.5 - Distribuição da tensão equivalente de Von Mises na estrutura de suporte do sistema came/mola/seguidor, Fonte: autor.

4.6 - Módulo do cabo de aço

A estrutura apresentou baixos níveis de tensão em, praticamente, toda sua estrutura. No entanto, o tubo de regulagem de altura e o tubo suporte para regulagem de altura apresentaram tensão acima do nível de escoamento, como pode ser visto na Fig.4.6, da ordem de 626 MPa. Isso indica que a espessura da parede selecionada para esses tubos não foi adequada e deve ser aumentada.

Um estudo posterior deve ser realizado para ver qual a espessura adequada para o tubo visando suportar as cargas impostas na estrutura.

Com o intuito de solucionar esse problema, foram criadas duas dimensões parametrizadas dos dois tubos para que se pudesse criar uma curva de resposta da tensão equivalente máxima de Von Mises em função da espessura. Com essa curva de resposta, pode-se selecionar a espessura mínima para os tubos citados. A espessura do tubo de regulagem de altura deve ser de no mínimo 3,5 mm e a do tubo suporte para regulagem de altura de 2,75 mm. A Fig. 4.7 mostra a curva de resposta obtida. Pode-se perceber que com um adicional de espessura de 0,75 chega-se a uma tensão de aproximadamente 207 MPa, que está abaixo do limite de escoamento de 250 Mpa.

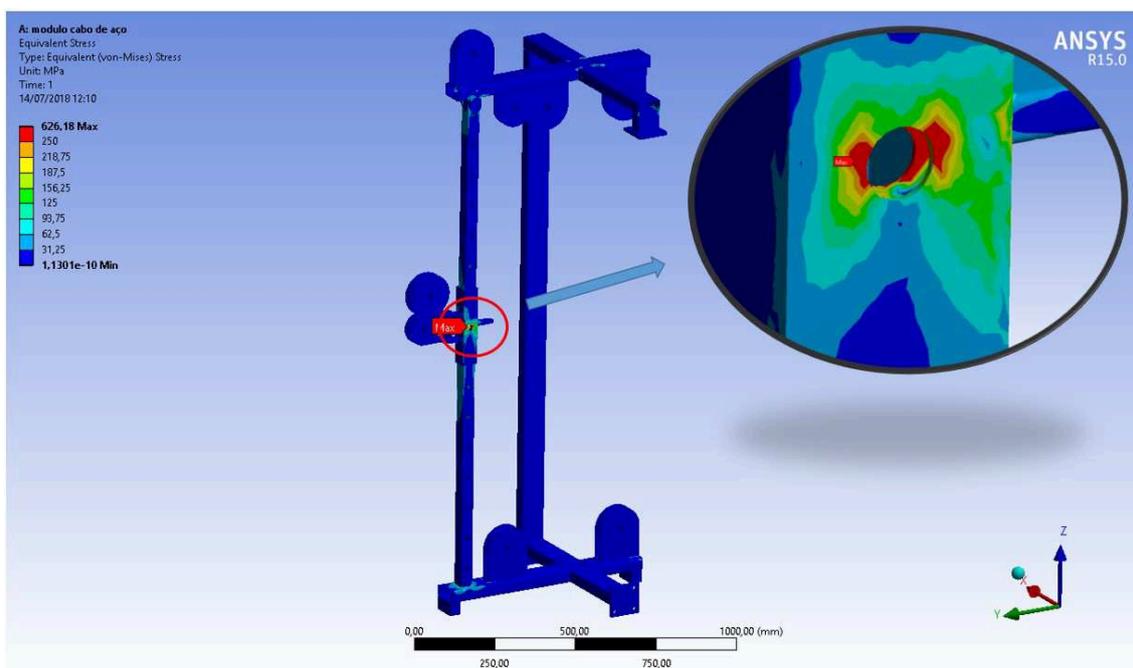


Figura 4.6 - Distribuição das tensões equivalentes de Von Mises no módulo de cabo de aço, Fonte: autor.

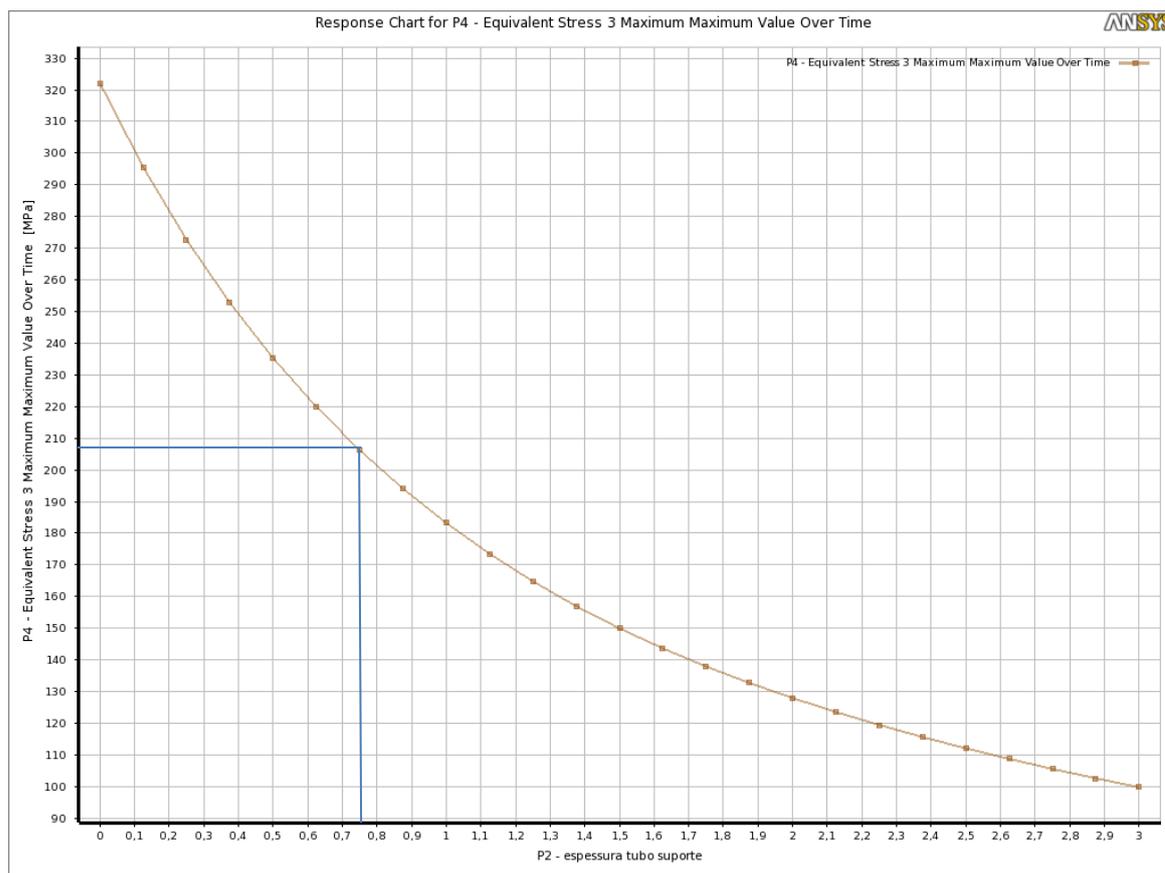


Figura 4.7 - Curva de resposta da tensão máxima de Von Mises em função da espessura do tubo suporte para regulagem de altura. Observação: aos valores de espessura deve-se adicionar 2 mm, que foi a espessura base de que se iniciou a análise, Fonte: autor.

Depois de realizado esse estudo, fez-se uma nova simulação com a espessura do tubo de regulagem de altura de 3,5 mm e a do tubo suporte para regulagem de altura de 2,75 mm. Os resultados estão apresentados na Fig. 4.8 e Fig. 4.9.

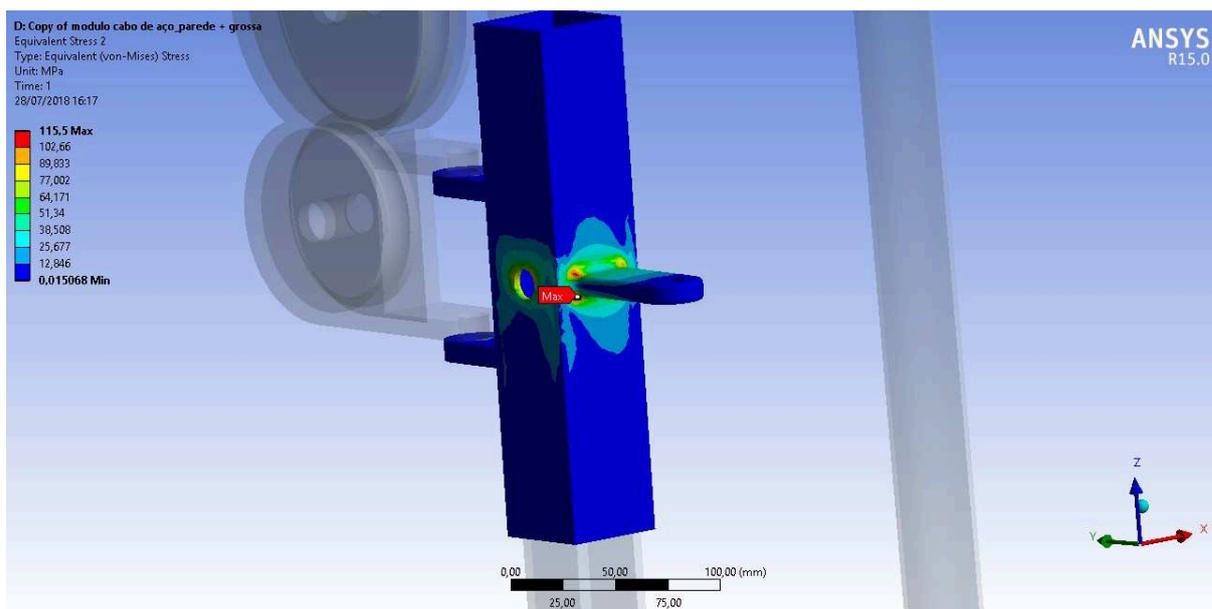


Figura 4.8 - Distribuição das tensões de Von Mises no tubo de regulagem de altura após modificação de espessura para 3,5 mm, Fonte: autor.

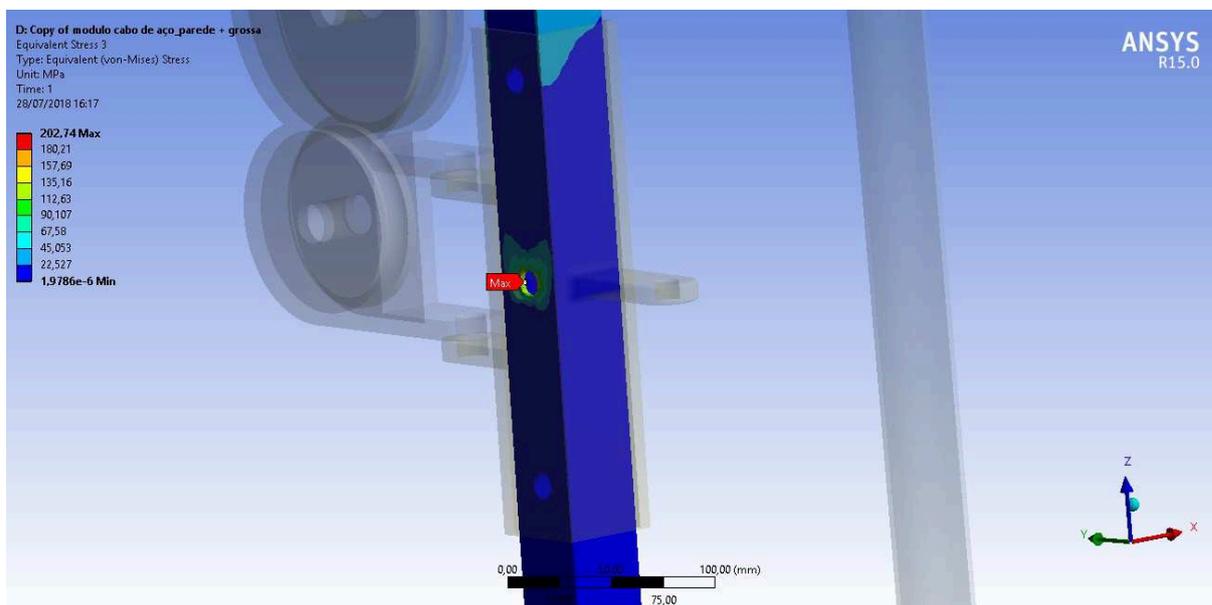


Figura 4.9 - Distribuição das tensões de Von Mises no tubo suporte para regulagem de altura após modificação de espessura para 2,75 mm, Fonte: autor.

Portanto, após a correção das espessuras, a máxima tensão para o tubo regulagem de altura foi de 115,5 MPa e para o tubo suporte para regulagem de altura foi de 202,74 MPa, ambos valores estão abaixo do limite de resistência ao escoamento do material de 250 MPa e ,portanto, a estrutura está adequada ao uso com segurança.

4.7 - Sistemas de carga e guias

A Fig. 4.10 mostra a distribuição das tensões equivalentes de Von Mises no sistema de carga e na estrutura base indicando que a máxima tensão foi de 61,4 MPa, o que indica que toda a estrutura está dimensionada tanto estaticamente como em fadiga.

Na Fig. 4.11, as tensões foram analisadas somente nas guias lineares que resultaram em uma tensão máxima de 21,09 MPa que resultou em um coeficiente a fadiga maior que 15 e vida infinita. Esse coeficiente alto foi resultado de um dimensionamento para que o ângulo máximo nos rolamentos lineares não ultrapassasse $5'(0,00145 \text{ rad})$.

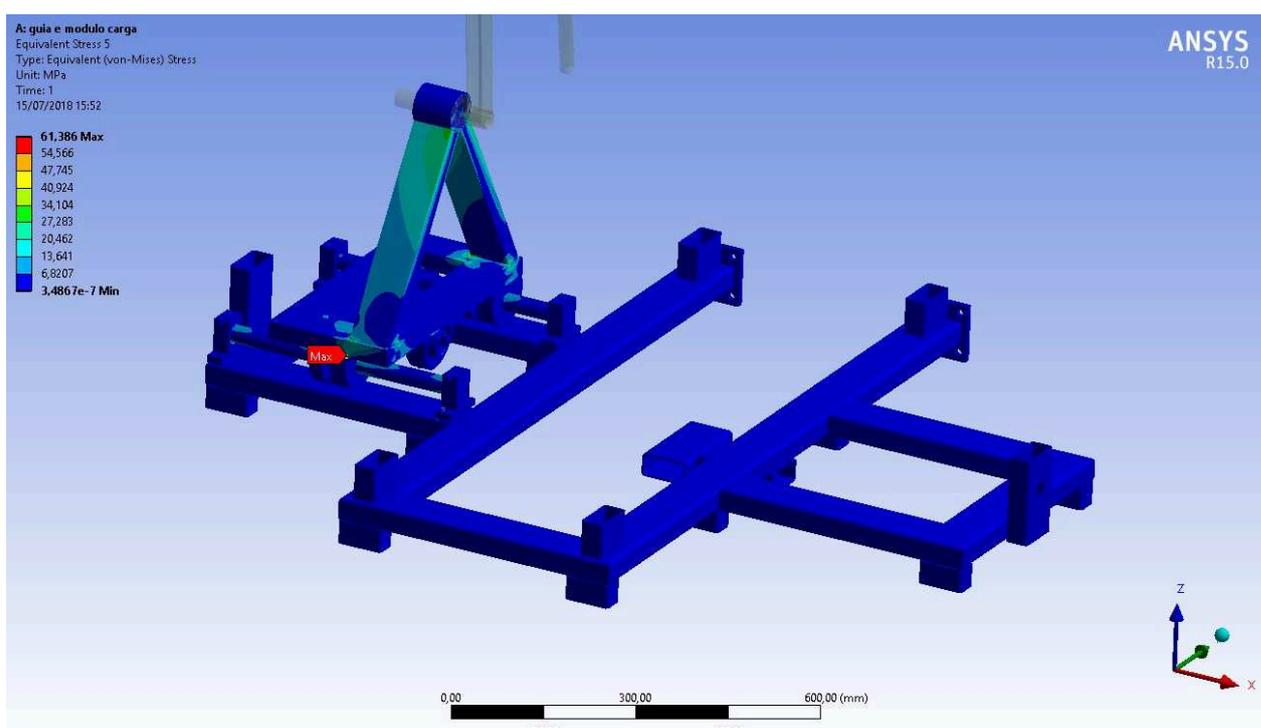


Figura 4.10 - Distribuição das tensões de Von Mises para os sistemas de carga, Fonte: autor.

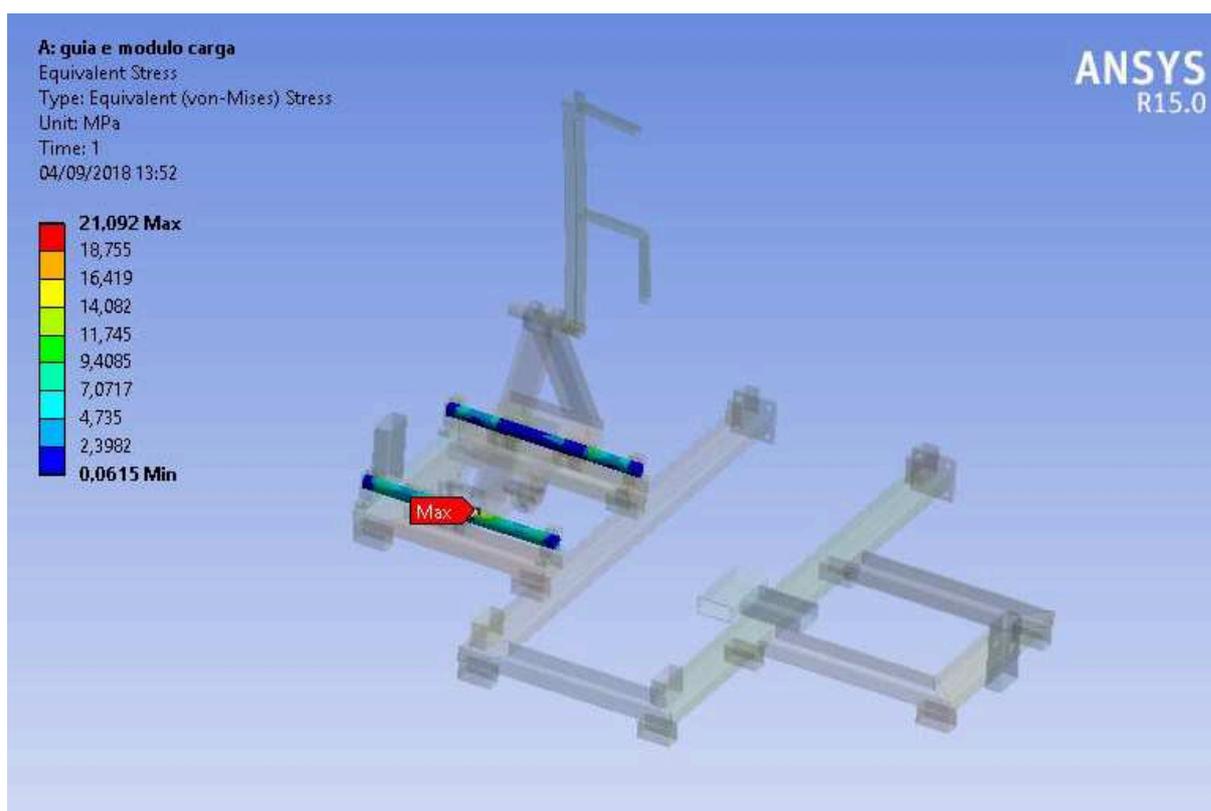


Figura 4.11 - Distribuição das tensões de Von Mises para as guias lineares dos sistemas de carga, Fonte: autor.

4.8 - Estrutura base e guias de deslocamento do banco

Como pode ser visto na Tab. 4.6, a máxima tensão nas guias lineares foi de 17,25 MPa e ocorreu a uma distância de 600 mm entre o centro do sistema do banco e a frente da estrutura base. O máximo deslocamento nas guias foi de 0,16 mm e ocorreu a uma distância de 800 mm. Portanto, todos esses valores estão muito abaixo do limite de escoamento de escoamento da guia e a estrutura está adequadamente projetada.

Tabela 4.6 - Resultados obtidos da curva de resposta do ANSYS para o sistema do banco posicionado em diversos pontos sobre as guias lineares.

Distância	Máxima tensão nas guias lineares (MPa)	Máxima deformação nas guias lineares (mm)
272	13,38	0,15
300	14,94	0,15
350	15,43	0,15
400	15,98	0,14

450	16,49	0,13
500	16,90	0,12
550	17,19	0,12
600	17,25	0,12
650	17,14	0,13
700	16,85	0,14
750	16,73	0,15
800	15,25	0,16
838	14,32	0,15

Vale lembrar que as guias também foram estudadas em relação à deflexão máxima e que, como a deflexão é mais crítica, ocorreram menores níveis tensão nas guias lineares.

4.9 - Estrutura do assento

A estrutura do banco apresentou um baixo nível de tensão em, praticamente, toda a sua estrutura, como pode ser visto na Fig. 4.12. Este fato indica que a estrutura resiste bem aos esforços aplicados. O valor máximo foi de 426,5 Mpa, porém, da forma similar, esse valor foi devido a uma concentração de tensão em um único nó da estrutura indicando que neste ponto a malha deveria ser refinada. O único nó suportando a carga é mostrado na Fig. 4.13. Uma alternativa para tentar solucionar esse problema é arredondar as arestas por meio de filetes ou chanfros.



Figura 4.12- Distribuição das tensões equivalentes de Von Mises na estrutura do banco, Fonte: autor.

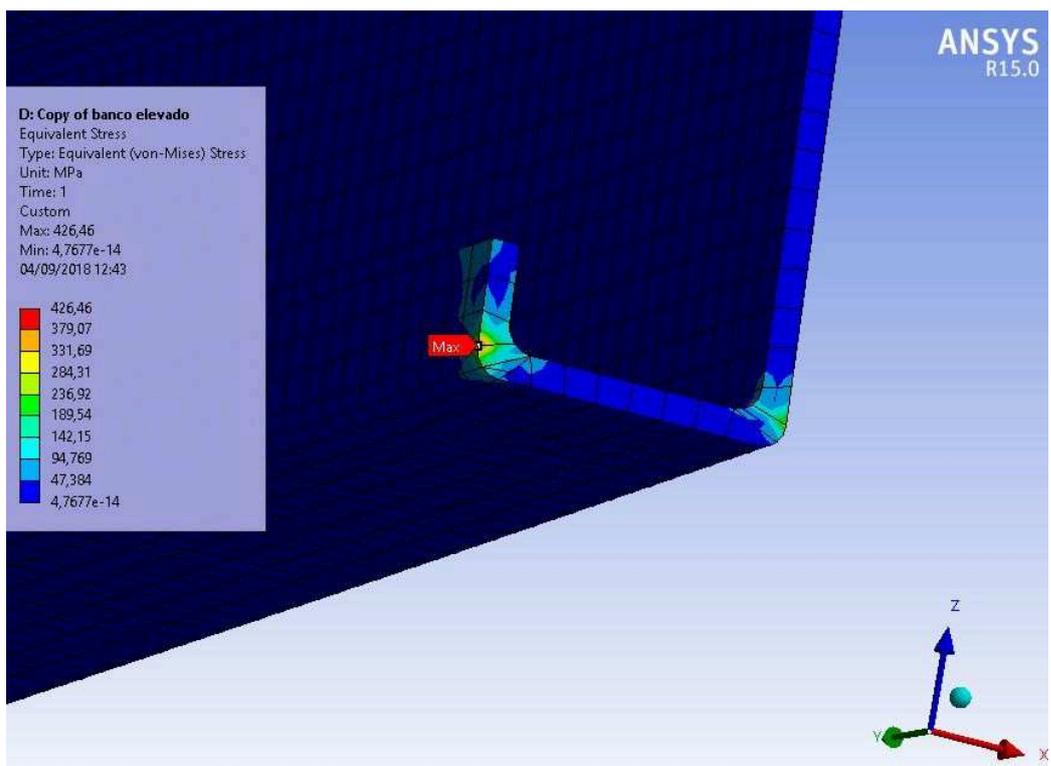


Figura 4.13 - Concentração de tensão gerada no modelo numérico em um nó da estrutura, Fonte: autor.

4.10 – Dimensões e faixas de variação da estação de treinamento proposta

As principais dimensões da estação de treinamento muscular desenvolvida são mostradas na Fig.4.14. A largura total é de 1 840 mm, a altura da estrutura de 1 734 mm e a profundidade total de 1 780 mm. Considerado o suporte das polias, a altura total aumenta sendo de 1 910 mm.

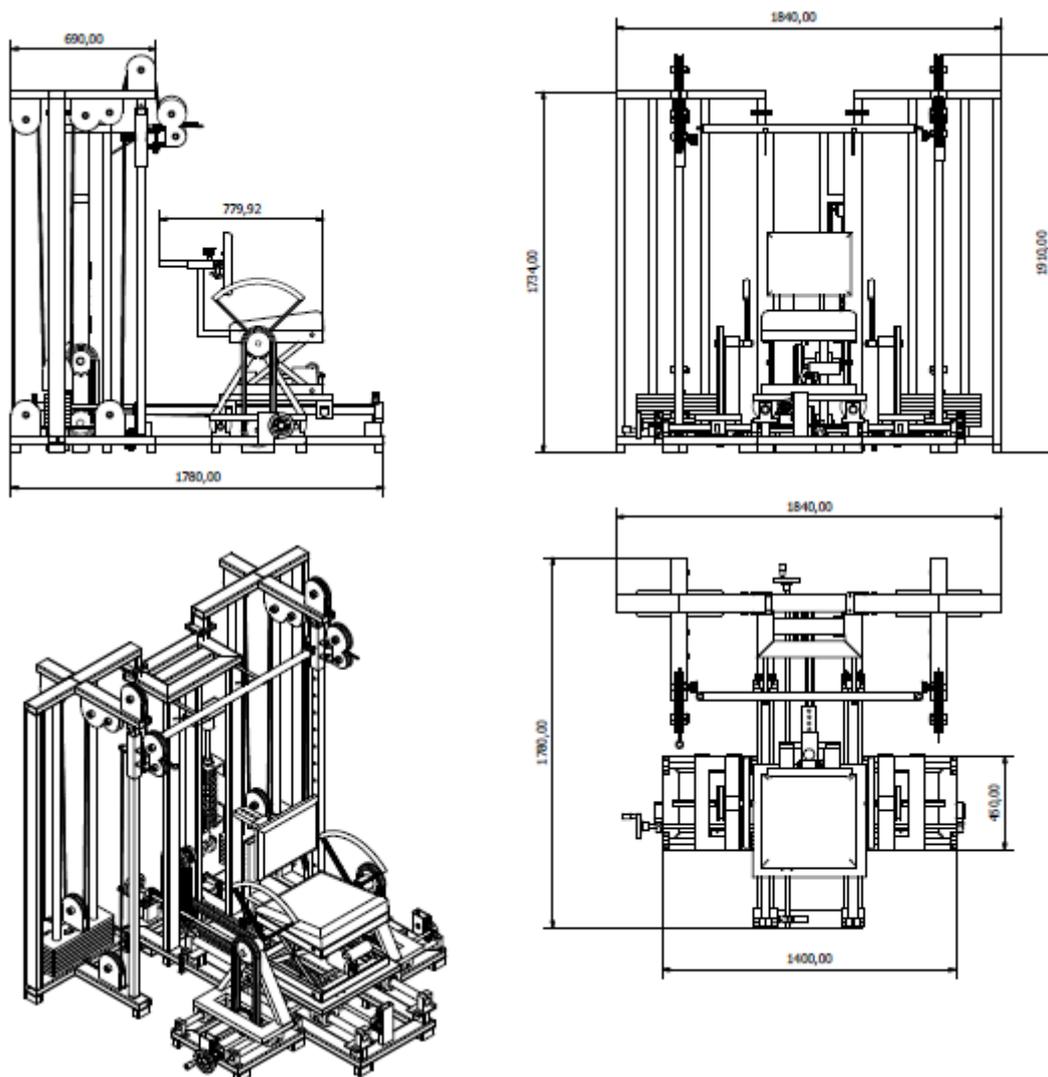


Figura 4.14 - Principais dimensões da Estação de Treinamento Proposta, Fonte: autor.

Em relação ao sistema do banco as principais dimensões estão apresentadas na Fig. 4.15. Nota-se, que conforme comentado na sessão 3.1.4 que os apoios de perna foram retirados para não gerarem conflito na execução dos exercícios no módulo central. A fixação do usuário no banco será feita com cintos de travamento.

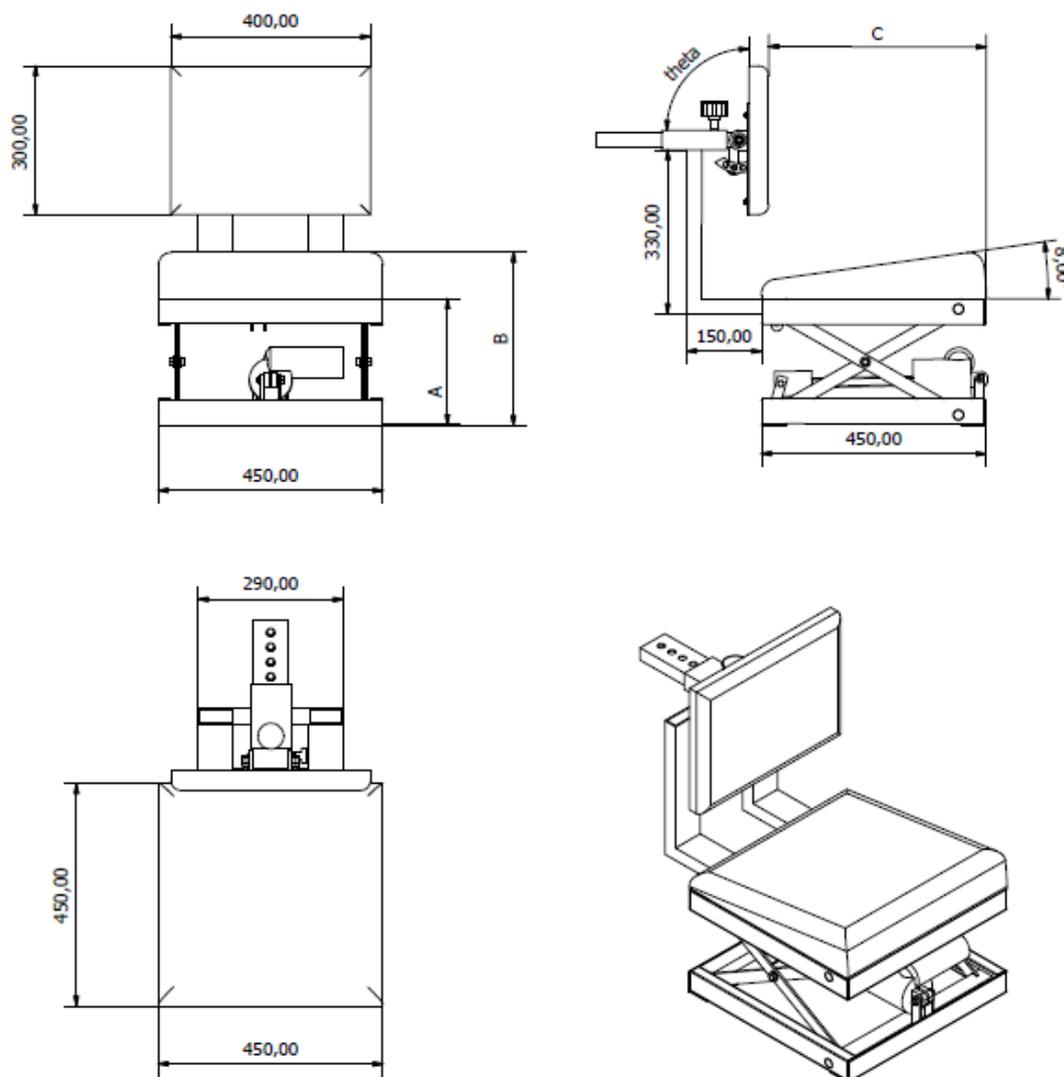


Figura 4.15 - Principais dimensões do sistema do banco e suas faixas de variação, Fonte: autor.

As dimensões A (altura da base do assento), B (altura do assento), C (profundidade do encosto) e theta (ângulo do encosto) variam entre os valores apresentados na Tabela 4.7.

As dimensões do sistema do banco estão dentro da faixa de dimensões mais usuais de cadeira de rodas apresentada no capítulo 3. No entanto, ainda assim, após construção uma análise com diversas pessoas usuárias de cadeiras de rodas será de fundamental importância para verificar se a faixa de dimensões disponibilizada está adequada.

A mesma validação experimental também é recomendada para as dimensões estruturais da estação de treinamento, para verificar se o atual projeto permite a execução de todos os exercícios que foram apresentados nas seções 3.1.4 e 3.1.5.

Tabela 4.7- Valores finais das dimensões do sistema do banco.

Dimensão	Faixa de variação
Largura do assento	450 mm
Profundidade do assento (dimensão C)	285 – 435 cm
Altura do encosto	300 mm
Altura da base do assento (dimensão A)	255 - 440 cm
Altura do assento (dimensão B)	350 – 534 mm
Ângulo do encosto (theta)	72° - 108°

Capítulo V

CONCLUSÕES

A proposta do trabalho é o desenvolvimento de uma estação de treinamento muscular destinada ao público cadeirante ou pessoas com mobilidade reduzida em membros inferiores.

A estação desenvolvida permite a execução de, pelo menos, 20 exercícios físicos que trabalham de forma completa a parte superior do corpo. Esse número de exercícios demonstra a flexibilidade e potencialidade desse equipamento. Além de apresentar essa grande gama de exercícios, que já é um grande diferencial em relação ao que existe no mercado, a estação permite a realização de exercícios com dois sistemas de geração de resistência mecânica distintos; um sistema came/mola/seguidor ou um sistema convencional do tipo pilha de pesos, polias e cabo de aço.

O sistema came/mola/seguidor utilizado nos exercícios projetados para o módulo central da estação de treinamento permite treinamento de alto desempenho por ser um sistema de baixa inércia, de configuração simples e robusta, possui ajuste infinitesimal de carga e produz uma resistência mecânica ao movimento sempre próxima à máxima força disponível no músculo. Este processo é obtido graças ao projeto adequado da curva do came. Esse sistema permite realizar treinos em velocidades mais altas que os sistemas convencionais, sendo, portanto, ideal para treinamento de atletas paralímpicos que precisam trabalhar preferencialmente as fibras rápidas. Adicionalmente, o mecanismo de troca rápida do came e dos braços acessórios para realização dos exercícios permite utilizar um came adequado para cada indivíduo e para cada músculo que se deseja treinar, potencializando, ainda mais, os benefícios do equipamento para atletas de competição.

O módulo do cabo de aço, por sua vez, trabalha com o sistema de pilha de pesos e faz com que o equipamento tenha uma grande versatilidade de exercícios disponíveis. Por meio da variação de altura do suporte das polias e dos acessórios, podem ser realizados diferentes tipos de treinamentos musculares.

A estação de treinamento muscular é dedicada ao público cadeirante e, por isso, o banco possui ajuste de altura, profundidade e ângulo do encosto projetados para uma faixa de dimensões usualmente encontrada nas cadeiras de rodas e geram, portanto, maior conforto, segurança para os usuários e versatilidade.

SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS

Dentro da proposta do presente trabalho: concepção, projeto e análise de uma estação de treinamento voltada para o público cadeirante ou pessoas com mobilidade reduzida em membros inferiores, sugerem-se os seguintes trabalhos futuros:

- Fabricação, calibrações e testes da estação de treinamento;
- Avaliação das dimensões estruturais para verificar se elas estão adequadas e permitem a realização de todos os exercícios citados neste trabalho;
- Avaliação das dimensões do banco para verificar se ele está confortável e se os ajustes estão na faixa adequada;
- Estudar a possibilidade de introdução de novos exercícios para treinamento muscular junto a um profissional de educação física;
- Desenvolver um protocolo completo para treinamento físico adaptado para a estação;
- Estudar a viabilidade e possibilidade de desenvolver dispositivos inseridos na estação visando o desenvolvimento de exercícios passivos para as pernas;
- Estudar a viabilidade de aplicação de vibração mecânica durante a execução dos exercícios.
- Desenvolvimento de novos equipamentos de treinamento muscular visando um ciclo completo de treinamento muscular possível de ser utilizado em uma academia de musculação.

Capítulo VI

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ATUADORES Lineares ATL AB70-C V2-200. **Site da ASTEN**. Disponível em: <<http://www.asten.com.br/capa.asp?eletromecanicos=produto&procodigo=49&depcodigo=756>>. Acesso em: 04 julho 2018.

BENTO, S.; CARVALHO, M. D. P.; FARIA, F. Recondicionamento ao Esforço na Lesão Medular. **Revista da Sociedade Portuguesa de Medicina Física e de Reabilitação**, v. 28, p. 22-28, junho 2016.

BIODEX Medical Systems, Inc. **Biodex**, s/Data. Disponível em: <<http://www.biodex.com/physical-medicine/products/dynamometers/system-4-pro>>. Acesso em: 23 maio 2017.

BUDYNAS, R. G.; NISBETT, J. K. **ELEMENTOS DE MÁQUINAS DE SHIGLEY**. 10^a. ed. São Paulo: AMGH Editora Ltda., 2016.

BV, B. Producten. **Berkel Bike**, s/Data. Disponível em: <<http://www.berkelbike.nl>>. Acesso em: 16 fevereiro 2017.

CAMPOS, M. D. A. **Biomecânica da Musculação**. Rio de Janeiro: Sprint LTDA., 2000.

CASA Ortopédica. **Site da Casa Ortopédica**, S/data. Disponível em: <<https://www.casaortopedica.com.br/loja/categoria?categoria=21&q=CADEIRA%20DE%20RODAS>>. Acesso em: 24 nov. 2015.

CATANESCU, F.; CATANESCU, C. D.; CATANESCU, F. L. **Method and Apparatus for coupling a wheelchair to an exercise device**. US 6,648,358 B2, 18 novembro 2003.

CLUB Industry. **Site da Club Industry**, s/data. Disponível em: <<http://clubindustry.com/design/new-ada-requirements-affect-fitness-facilities>>. Acesso em: 10 abril 2017.

CONHEÇA 3 Dicas Para Treinar Ombros com Maior Eficácia, 2017. Disponível em: <<http://dicasfittreino.com/3-dicas-de-treino-para-ombros/>>. Acesso em: 17 julho 2018.

CYBEX INTERNATIONAL, I. Cybex. **Site da Cybex**, s/data. Disponível em: <<http://www.cybexintl.com/>>. Acesso em: 10 abril 2017.

DELAVIER, F. **Guia dos Movimentos de Musculação - Abordagem Anatômica**. 2ª. ed. [S.l.]: Manole, 2000.

EVA G. WIDERSTRÖM-NOGA, D. P.; ERNESTO FELIPE-CUERVO, M. M.; ROBERT P. YEZIERSKI, P. Relationships Among Clinical Characteristics of Chronic Pain After Spinal Cord Injury. **Arch Phys Med Rehabil**, p. 82-91, 2001.

EVANS, N. **Anatomia Da musculação**. 1ª. ed. Barueri: Manoele, 2007.

EXERCISE Database. **WeightTraining.Guide**, 2017. Disponível em: <<http://weighttraining.guide/category/exercises/page/2/>>. Acesso em: 17 julho 2018.

FLERCK, S. J.; KRAEMER, W. J. **Fundamentos do Treinamento de Força Muscular**. 3ª. ed. Porto Alegre: ARTMED EDITORA S.A., 2006.

FLIESS-DOUER, O.; VANLANDEWIJCK, Y. C.; WOUDE, L. H. V. V. D. Most Essential Wheeled Mobility Skills for Daily Life: An International Survey Among Paralympic Wheelchair Athletes With Spinal Cord Injury. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 93, abril 2012.

<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.11.017>

FOSS, M. L.; KETEVIAN, S. J. **Bases Fisiológicas do Exercício e do Esporte**. 6ª. ed. [S.l.]: Guanabara Koogan S.A, 2000.

FRANCO, N. M. S. Coluna Vertebral e Medula Espinhal. **Tópicos em Bio-Neuro Psicologia**, 8 agosto 2013. Disponível em: <<http://bio-neuro-psicologia.usuarios.rdc.puc-rio.br/coluna.html>>. Acesso em: 14 fevereiro 2017.

FRONTERA, W. R.; OCHALA, J. Skeletal muscle: a brief review of structure and function. **Calcified tissue international**, v. 96, n. 3, p. 183 - 195, 2015.

<https://doi.org/10.1007/s00223-014-9915-y>

GARSHICK1, E. et al. A prospective assessment of mortality in chronic spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 47, p. 408-416, julho 2005.

GEHRMAN, D. R.; GEHRMAN, L. S. Site da Physio Logic. **Physio Logic**. Disponível em: <<http://physiologicnyc.com/rotator-cuff-tear-treatment/>>. Acesso em: 11 julho 2017.

GINIS, K. M. et al. Physical Activity and subjective well-being among people with spinal cord injury: A meta-analysis. **Spinal Cord**, New York, v. 48, p. 65-72, agosto 2009.

<https://doi.org/10.1038/sc.2009.87>

GINIS, K. M. et al. The development of evidence-informed physical activity guidelines for adults with spinal cord injury. **Spinal Cord**, New York, v. 49, p. 1088-1096, junho 2011.

<https://doi.org/10.1038/sc.2011.63>

GONZALES, P. **Wheelchair Occupant motion Stabilizer for exercise machines**. US 005,277,685 A, 11 janeiro 1994.

HICKS, A. et al. The effects of exercise training on physical capacity, strength, body composition and functional performance among adults with spinal cord injury: a systematic review. **Spinal Cord**, v. 49, p. 1103–1127, junho 2011.

<https://doi.org/10.1038/sc.2011.62>

HOCHBERG, R. J.; HAYES, D. T. **Wheelchair Gym**. US 2010/0164201 A1, 01 julho 2010.

IBGE, I. B. D. G. E. E.-. Censo Demográfico - Características Gerais da População, Religião e Pessoas com Deficiência, Rio de Janeiro, p. 71-80, 2010. ISSN ISSN 0104-3145.

INC., N. T. Neurogym® Tech. **Neurogym® Tech: Products**, s/data. Disponível em: <<http://neurogymtech.com/products/>>. Acesso em: 10 abril 2017.

J.TORTORA, G.; NIELSEN, M. T. **Princípios de Anatomia Humana**. 12^a. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.

JAMIE F. BURR, P. A.; ROY J. SHEPHARD, M. P. D. F.; E. PAUL ZEHR, P. C. Physical activity after stroke and spinal cord injury. **Canadian Family Physician**, Mississauga, Canada, v. 58, novembro 2012.

JARIC, S. Force-velocity relationship of muscles performing multi-joint maximum performance tasks. **International journal of sports medicine**, v. 36, n. 9, p. 699 - 704, 2015.

<https://doi.org/10.1055/s-0035-1547283>

KATHLEEN A. MARTIN GINIS, P.; SOPHIE JÖRGENSEN, M.; JESSICA STAPLETON, M. Exercise and Sport for Persons With Spinal Cord Injury. **PM&R(The journal of injury, function and rehabilitation)**, v. 4, p. 894-900, 2012.

<https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2012.08.006>

KRAUSE, P.; SZECSI, J.; STRAUBE, A. Changes in spastic muscle tone increase in patients with spinal cord injury using functional electrical stimulation and passive leg movements. **Clinical Rehabilitation**, Munich, Alemanha, n. 22, p. 627 - 634, 2008.

MARIE ALM, R. M.; HELENA SARASTE, M. P.; CECILIA NORRBRINK, R. P. SHOULDER PAIN IN PERSONS WITH THORACIC SPINAL CORD INJURY: PREVALENCE AND CHARACTERISTICS. **Journal of Rehabilitation Medicine**, Uppsala, Sweden, v. 40, p. 277-283, dezembro 2008.

MARK S. NASH, P. et al. Effects of Circuit Resistance Training on Fitness Attributes and Upper-Extremity Pain in Middle-Aged Men With Paraplegia. **Arch Phys Med Rehabil**, Reston, Virginia, v. 88, p. 70-75, janeiro 2007.

<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.10.003>

MASON, B. S.; WOUDE, L. H. V. D.; GOOSEY-TOLFREY, V. L. The Ergonomics of Wheelchair Configuration for Optimal Performance in the Wheelchair Court Sports. **Sports Medicine**, v. 43, n. 1, p. 23-38, 2013.

<https://doi.org/10.1007/s40279-012-0005-x>

MEDICINE, P. V. O. A. C. F. S. C. Preservation of Upper Limb Function Following Spinal Cord Injury: A Clinical Practice Guideline for Health-Care Professionals. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 28, n. 5, p. 434-470, 2005.

<https://doi.org/10.1080/10790268.2005.11753844>

MEDICOTECH, L. MedicoTech. **Site da MedicoTech**, s/data. Disponível em: <<http://www.medicotech.co.uk/thera-trainer-tigo-510.html>>. Acesso em: 10 abril 2017.

MEEGAN G. VAN STRAATEN, P. et al. Effectiveness of Home Exercise on Pain, Function, and Strength of Manual Wheelchair Users With Spinal Cord Injury: A High-Dose Shoulder Program With Telerehabilitation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, p. 1810-1817, 2014.

MENDELSON, S. **Wheelchair Accessible Fitness Equipment**. US 9,079,069 B1, 14 julho 2015.

MUHAMMAD, K. I. **Seated Multi-Functioning Whole Body Exercise Machine**. Us 9,302,150 B2, 5 maio 2016.

NATIV, A. **Exercise Wheelchair**. US 7,569,002 B2, 04 agosto 2009.

OSTERÂS, H.; TORTENSEN, T. A.; OSTERÂS, B. High-Dosage Medical Exercise Therapy in Patients with Long-Term Subacromial Shoulder Pain: A Randomized Controlled Trial. **Wiley Online Library (wileyonlinelibrary.com)**, Trondheim, Norway, 28 junho 2010. 11.

OTTOBOCK do Brasil Técnica Ortopédica LTDA. **Ottobock**, 2013. Disponível em: <<http://www.ottobock.com.br/cadeiras-de-rodas/a%C3%A7%C3%A3o-esportes-e-atividades/ativo-todos-os-dias/ventus/>>. Acesso em: 24 nov. 2015.

PELLETIER, C. et al. Exercise equipment preferences among adults with spinal cord injury. **Spinal Cord**, Aylesbury, Buckinghamshire, v. 52, p. 874 - 879, setembro 2014.

<https://doi.org/10.1038/sc.2014.146>

PESTES, L. L. **Wheelchair Exercise Apparatus**. US 6,645,127 B1, 11 novembro 2003.

RANKIN, J. W.; RICHTER, W. M.; NEPTUNE, R. R. Individual muscle contributions to push and recovery subtasks during wheelchair propulsion. **Journal of Biomechanics**, p. 1246-1252, 2011.

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.02.073>

RYAN, S.; NAUMANN, S. **Wheelchair Accessible Weight Training Apparatus**. US 5,044,629, 03 setembro 1991.

SAWATZKY, B. et al. The Need for Updated Clinical Practice Guidelines for Preservation of Upper Extremities in Manual Wheelchair Users. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 94, p. 313-324, 2015.

<https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000203>

SERONA, B. B.; ARRUDA, G. A. D.; GREGUOL, M. Facilitadores e barreiras percebidas para a prática de atividade física por pessoas com deficiência motora. **Revista Brasileira de Ciência do Esporte**, v. 37, p. 214-221, 2015.

<https://doi.org/10.1016/j.rbce.2013.09.003>

SIQUIEROLI, W. A. **Desenvolvimento de um Sistema de Geração de Resistência para aparelhos de Musculação e Fisioterapia**. Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, p. 111. 2007.

SKÖLD, C. et al. Effects of functional electrical stimulation training for six months on body composition and spasticity in motor complete tetraplegic spinal cord-injured individuals. **Journal of Rehabilitation Medicine**, Miami, v. 34, p. 25-32, 2002.

STATEN, K. E. et al. **Exercise Device**. US 9,364,702 B2, 14 junho 2016.

TEIXEIRA, E. et al. **Terapia Ocupacional na reabilitação física**. São Paulo: ROCA Ltda., 2003.

UCHIDA, M. C. et al. **Manual de musculação: uma abordagem teórico-prática do treinamento de força**. 3ª. ed. São Paulo: Phorte, 2005.

WOUDE, L. H. V. V. D.; GROOT, S. D.; JANSSEN, T. W. J. Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. **Medical Engineering & Physics** **28**, p. 905–915, 2006.

<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2005.12.001>

WU, H.-S.; CHEN, J.-J.; CHEN, W.-L. **Wheelchair Training Platform**. US 7,004,885 B1, 28 fevereiro 2006.

ZHAOMING, L.; RONG, Z. **Sports training machine by pushing wheel chair**. CN 202 490 404 U, 17 outubro 2012.

Capítulo VII

APÊNDICE

7.1 – Dimensionamentos Estruturais da Estação de Treinamento

Além dos dimensionamentos dos componentes essenciais mostrados nas sessões 3.2, outros dimensionamentos se fizeram necessários para o completo projeto da estação de treinamento proposta, que serão mostrados neste apêndice.

7.1.1 – Determinação do Diâmetro das guias lineares do sistema do banco

Para o projeto prévio das guias lineares teve-se que estimar qual deveria ser o diâmetro delas. O primeiro passo foi utilizar dimensionamento quanto à tensão de escoamento. O sistema do banco desliza sobre as guias lineares apoiado por quatro rolamentos lineares, dois para cada lado. No entanto, por razões de simplificação adotou-se uma viga bi-apoiada com carga central de 100 kg, que corresponde à metade do peso corporal máximo estipulado. A equação de tensão admissível para uma viga com carga central é:

$$\sigma_y = \frac{M.y}{I} \quad (7.1)$$

Na qual:

M = momento fletor;
y = distância da fibra analisada ao eixo neutro;
I = momento de inércia de área.

Para uma viga circular tem-se que o momento de inércia de área é:

$$I = \frac{\pi d^4}{64} \quad (7.2)$$

Substituindo-se a equação 7.2 na equação 7.1, chega-se à equação 7.3 que foi utilizada.

$$\sigma_y = \frac{32 M}{\pi \cdot d^3} \quad (7.3)$$

De acordo com o catálogo da OBR rolamentos lineares as guias lineares são fabricadas com o aço de alta resistência SUJ2 que possui limite de escoamento de 1000 Mpa. O comprimento da viga necessário no projeto foi de 1185 mm, assim o diâmetro necessário para que a guia não escoe é de 14,4 mm aproximadamente calculado de acordo com a equação 7.3.

$$1000 \cdot 10^6 = \frac{32 M}{\pi \cdot d^3} = \frac{32 \cdot 291}{\pi d^3} \rightarrow d = 14,4 \text{ mm} \quad (7.3)$$

Outra possibilidade de dimensionamento é quanto à deflexão angular máxima, que de acordo com os fabricantes de rolamentos lineares não deve ultrapassar 5' (0,00145 rad). Portanto, torna-se necessário estudar a rotação nos rolamentos em função do diâmetro da guia. Para esse estudo, foi utilizado o programa Ftool 4.0 para analisar a estrutura com o sistema do banco centralizado na guia e uma carga de 500 N em cada rolamento linear, que equivale a uma carga máxima do sistema do banco de 200 kg. As cargas foram aplicadas defasadas 460 mm uma em relação à outra, que é a distância que os rolamentos lineares estão espaçados no projeto da estação de treinamento. Com o modelo no programa Ftool montado, foram selecionados diversos diâmetros para a guia até que a rotação se aproximasse do valor especificado. O valor da rotação para uma guia de 41 mm foi de 0,00144 rad e para a vida de 40 mm foi de 0,00159 rad, conforme apresentado na . Como o diâmetro de 40 mm é mais comum e a rotação foi próxima à aceitável, optou-se por escolher uma guia linear de 40 mm de diâmetro.

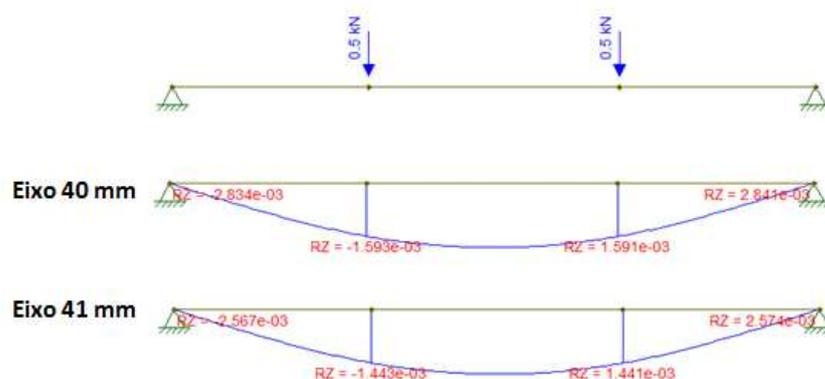


Figura 7.1 - Modelo em Ftool para estimativa do diâmetro das guias do sistema do banco, Fonte: autor.

Portanto, as duas guias necessárias para a movimentação do sistema do banco foram selecionadas do catálogo da OBR e possuem diâmetro de 40 mm e comprimento de 1185 mm. A mostra parte do catálogo utilizado na seleção.

2 - EIXOS

NI-W - Temperado e retificado - h6
NI-WV - Temperado, retificado e cromado - h7



Série: NI-W / NI-WV	8	10	12	16	20	25	30	35	40	50
Peso (kg/m)	0,39	0,62	0,89	1,58	2,46	3,85	5,55	7,55	9,86	15,41
Comprimento máx.	5700	5700	5700	5700	5700	5700	5700	5700	5700	5700

Especificações

Material: SUJ2 (Aço com alto teor de carbono)
Dureza: HRC 60 ~ 64
Dureza prof.: 0,6 ~ 2,5mm

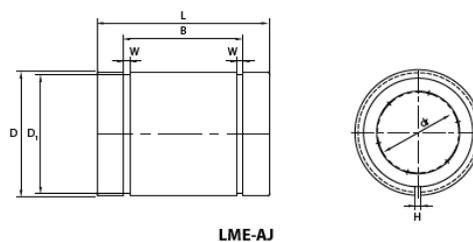
* Consultar departamento de vendas p/ usinagem nos eixos

Figura 7.2 - Catálogo “Eixos e Rolamentos Lineares” da OBR utilizado para seleção da guia linear do sistema do banco.

7.1.2 - Rolamento linear do sistema do banco

Para o sistema do banco foram selecionados 4 rolamentos lineares sem flange código LME 40 UU AJ da OBR, cujo diâmetro interno é de 40 mm, conforme mostrado na . A carga estática máxima desses rolamentos é de 4010 N, portando muito superior aos 500 N que é o limite máximo ao qual o rolamento estará submetido.

4 - DIMENSÕES PARA LME-AJ



*Dimensões em mm

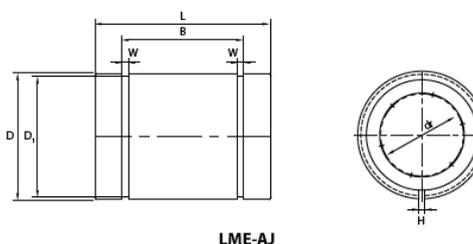
Modelo	Diâmetro		D		L	B	W	D ₁	H	Capacidade de Carga (N)		Peso (g)
	dr	Tolerância	mm	Tolerância						Dinâmica (C)	Estática (Co)	
LME 12 UU AJ	12	+0,008 0	22	0 -0,009	32	22,9	1,3	21	1,5	410	590	41
LME 16 UU AJ	16	+0,009 0	26	0 -0,009	36	24,9	1,3	24,9	1,5	770	1170	57
LME 20 UU AJ	20	+0,009 0	32	0 -0,011	45	31,5	1,6	30,3	2	860	1370	91
LME 25 UU AJ	25	+0,011 0	40	0 -0,011	58	44,1	1,85	37,5	2	980	1560	215
LME 30 UU AJ	30	+0,011 0	47	0 -0,011	68	52,1	1,85	44,5	2	1560	2740	325
LME 40 UU AJ	40	+0,013 0	62	0 -0,013	80	60,6	2,15	59	3	2150	4010	705

Figura 7.3 - Catálogo “Eixos e Rolamentos Lineares” da OBR utilizado para seleção dos rolamentos lineares do sistema do banco.

7.1.3 - Rolamento Linear dos sistemas de carga

Depois de selecionado o diâmetro necessário das guias lineares dos sistemas de carga, procedeu-se para a seleção dos rolamentos lineares. Foram selecionados 6 rolamentos lineares sem flange da OBR código LME 30 UU AJ, cujo diâmetro interno é de 30 mm, conforme mostrado na . A carga estática máxima desses rolamentos é de 2 740 N, portando superior aos 2 247 N que é o limite máximo ao qual o rolamento estará submetido.

4 - DIMENSÕES PARA LME-AJ



*Dimensões em mm

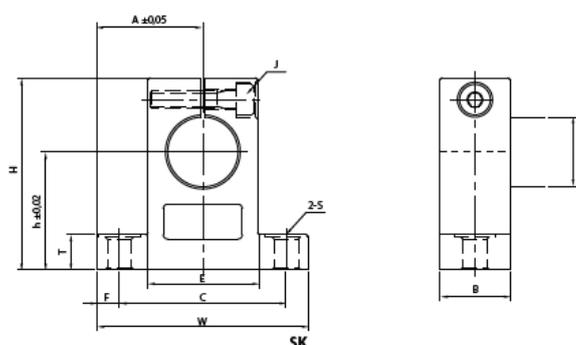
Modelo	Diâmetro		D		L	B	W	D ₁	H	Capacidade de Carga (N)		Peso (g)
	dr	Tolerância	mm	Tolerância						Dinâmica (C)	Estática (Co)	
LME 12 UU AJ	12	+0,008 0	22	0 -0,009	32	22,9	1,3	21	1,5	410	590	41
LME 16 UU AJ	16	+0,009 0	26	0 -0,009	36	24,9	1,3	24,9	1,5	770	1170	57
LME 20 UU AJ	20	+0,009 0	32	0 -0,011	45	31,5	1,6	30,3	2	860	1370	91
LME 25 UU AJ	25	+0,011 0	40	0 -0,011	58	44,1	1,85	37,5	2	980	1560	215
LME 30 UU AJ	30	+0,011 0	47	0 -0,011	68	52,1	1,85	44,5	2	1560	2740	325
LME 40 UU AJ	40	+0,013 0	62	0 -0,013	80	60,6	2,15	59	3	2150	4010	705

Figura 7.4 - Catálogo “Eixos e Rolamentos Lineares” da OBR utilizado para seleção dos rolamentos lineares dos sistemas de carga.

7.1.4 – Suporte para as Guias Lineares

Os suportes para as guias lineares do sistema do banco e dos sistemas de carga foram selecionadas também do catálogo “Eixos e Rolamentos Lineares” da OBR e possuem os códigos SK 40 e SK 30, respectivamente. A mostra parte do catálogo utilizado na seleção.

3 - SUPORTE PARA EIXOS - SK



*Dimensões em mm

Modelo	D	h	A	W	H	T	E	F	C	B	S	J	Peso (g)
SK 10	10	20	21	42	32,8	6	18	5	32	14	5,5	M4	24
SK 12	12	23	21	42	38	6	20	5	32	14	5,5	M4	30
SK 16	16	27	24	48	44	8	25	5	38	16	5,5	M4	40
SK 20	20	31	30	60	51	10	30	7,5	45	20	6,6	M5	70
SK 25	25	35	35	70	60	12	38	7	56	24	6,6	M6	130
SK 30	30	42	42	84	70	12	44	10	64	28	9	M6	180
SK 35	35	50	49	98	85	15	50	12	74	32	11	M8	270
SK 40	40	60	57	114	96	15	60	12	90	36	11	M8	420

Figura 7.5 - Catálogo “Eixos e Rolamentos Lineares” da OBR utilizado para seleção dos suportes para as guias lineares do sistema do banco e dos sistemas de carga.

7.1.5 – Seleção da Primeira Corrente

Sabe-se de acordo a seção 3.2.1 que o torque máximo gerado pelo came é de 455 Nm. Para selecionar a corrente, precisa-se saber a potência que será transmitida pelo sistema; como o torque é conhecido, falta uma estimativa da velocidade máxima. Essa velocidade foi estimada com base em (SOUZA, 2016), que desenvolveu um sistema de came para ser adaptado em uma máquina de treinamento de bíceps específica para o treinamento do kuzushi (gesto rápido do judô para desequilíbrio do adversário). Em seu trabalho o movimento foi executado em aproximadamente 110 ° do came em um tempo de 0,45 s, o que gera uma velocidade de 4,27 rd/s (41 rpm).

Como a velocidade calculada pode-se estimar a potência nominal que será dada pela equação 7.4.

$$H_{nom} = T \cdot \omega = 455 \text{ Nm} \cdot 4,27 \frac{rad}{s} \cong 1,94 \text{ kW} \quad (7.4)$$

A corrente será selecionada de acordo com a Norma ANSI/ASA, para isso deve-se selecionar o número da corrente em uma tabela em função da potência transmitida. No entanto, deve-se corrigir a potência nominal pela fatores apresentados na equação 7.5.

$$H_{tab} = \frac{n_d \cdot k_s \cdot H_{nom}}{k_1 \cdot k_2} \quad (7.5)$$

Onde:

n_d = fator de projeto;

k_s = fator de nível de impacto do sistema;

k_1 = fator de correção quanto ao número de dentes da roda dentada;

k_2 = Fator de correção do número de fileiras de correntes.

O fator de projeto será adotado como 1 e o fator de impacto como 1,5. O fator k_1 igual a 0,75, considerando-se o eixo em balanço e uma roda dentada com 13 dentes, e k_2 igual a 1, considerando-se uma única fileira de corrente. O número de dentes da correia foi determinado de maneira interativa para que a roda dentada coubesse no espaço disponível no projeto. Assim de acordo com a equação 7.5, tem-se:

$$H_{tab} = \frac{1 \cdot 1,5 \cdot 1,94}{0,75 \cdot 1} = 4,22 \text{ KW} = 5,20 \text{ cv} \quad (7.6)$$

De acordo com a tabela retirada de (BUDYNAS e NISBETT, 2016), a potência nominal máxima suportada por uma corrente ANSI nº 100 a 50 rpm é 5,52 cv, superior aos 5,20 cv desejados. Assim, a corrente selecionada é a número 100 com 32 links e a roda dentada com 13 dentes e diâmetro primitivo de 132,67 mm.

Tabela 17-20 Capacidade em cavalos para corrente de roletes de fila única e passo único para uma roda dentada de 17 dentes.

(Continuação)

Velocidade da roda dentada, rev/min		Número de corrente ANSI							
		80	100	120	140	160	180	200	240
50	Tipo A	2,88	5,52	9,33	14,4	20,9	28,9	38,4	61,8
100		5,38	10,3	17,4	26,9	39,1	54,0	71,6	115
150		7,75	14,8	25,1	38,8	56,3	77,7	103	166
200		10,0	19,2	32,5	50,3	72,9	101	134	215
300		14,5	27,7	46,8	72,4	105	145	193	310
400		18,7	35,9	60,6	93,8	136	188	249	359
500	Tipo B	22,9	43,9	74,1	115	166	204	222	0
600		27,0	51,7	87,3	127	141	155	169	
700		31,0	59,4	89,0	101	112	123	0	
800		35,0	63,0	72,8	101	91,7	101		
900		39,9	52,8	61,0	82,4	76,8	84,4		
1000		37,7	45,0	52,1	69,1	65,6	72,1		
1200		28,7	34,3	39,6	59,0	49,9	0		
1400		22,7	27,2	31,5	44,9	0			
1600		18,6	22,3	25,8	35,6				
1800		15,6	18,7	21,6	0				
2000	13,3	15,9	0						
2500	9,56	0,40							
3000	7,25	0							
Tipo C		Tipo C'							

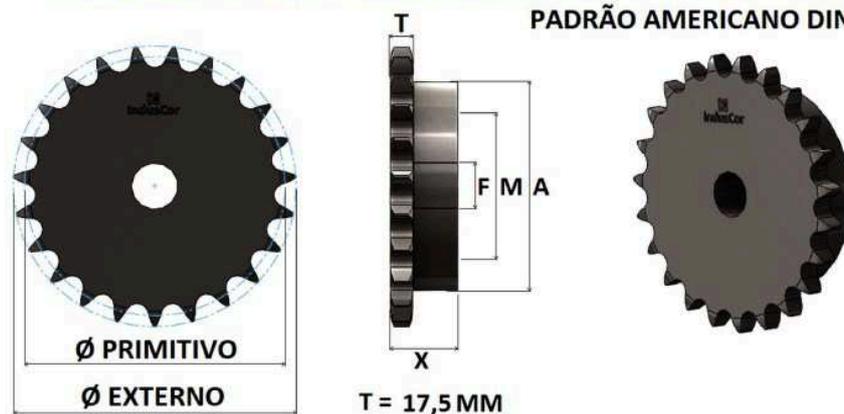
Nota: Tipo A – lubrificação manual ou por gotejamento; tipo B – lubrificação por banho ou de disco; tipo C – lubrificação por corrente de óleo; tipo C' – tipo C, mas essa é uma região de esfolamento; submeta o projeto ao fabricante para avaliação.

Figura 7.6 - Tabela utilizada na seleção da corrente primária, retirada de: (BUDYNAS e NISBETT, 2016).

A e trazem tabelas com dimensões padrão para rodas dentadas e correntes de acordo com a norma ANSI/ASA que foram utilizadas na seleção do sistema de transmissão por correntes.

ENGRENAGENS PARA CORRENTE ASA & ANSI 100/1, PASSO 1.1/4", SIMPLES, SÉRIE 20A1

PADRÃO AMERICANO DIN 8188-1

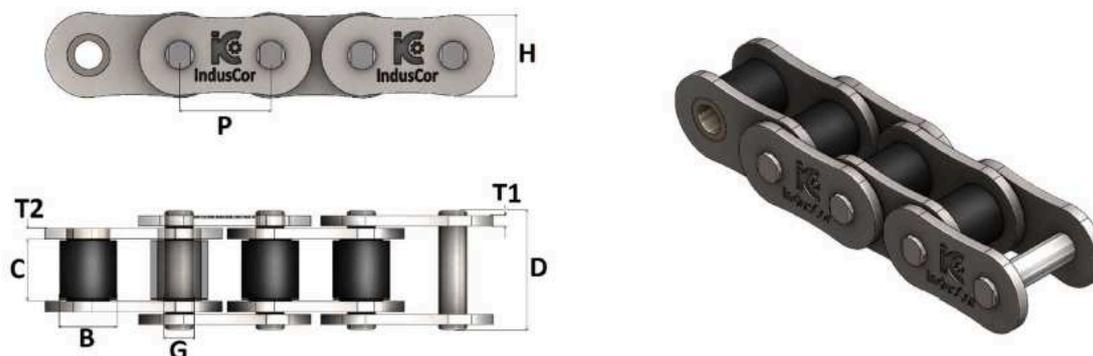


DIMENSÕES DAS ENGRENAGENS

REFERÊNCIA INDUSCOR	Nº DE DENTES Z	Ø PRIMITIVO	Ø EXTERNO	Ø CUBO A	FURO NORMAL F	FURO MÁXIMO M	ALTURA TOTAL X	TIPO	MATERIAL STANDARD
		MM	MM	MM	MM	MM	MM		
IC-20A1/11	11	112,70	127	77	25	51	40	B2	SAE 1045
IC-20A1/12	12	122,67	138	87	28	58	40	B2	SAE 1045
IC-20A1/13	13	132,67	148	98	30	65	40	B2	SAE 1045
IC-20A1/14	14	142,68	158	106	30	71	40	B2	SAE 1045
IC-20A1/15	15	152,71	168	116	30	77	40	B2	SAE 1045
IC-20A1/16	16	162,74	179	98	30	65	45	B4	SAE 1045
IC-20A1/17	17	172,79	189	98	30	65	45	B4	SAE 1045
IC-20A1/18	18	182,84	199	110	30	73	45	B4	SAE 1020

Figura 7.7 - Dimensões padrões para a roda dentada da primeira corrente.

CORRENTES DE TRANSMISSÃO SIMPLES NORMAS ASA E ISO



REFERÊNCIA INDUSCOR (ANSI / ASA)	PASSO P	ENTRE PLACAS C	Ø ROLO B	Ø PINO G	LARGURA TOTAL D	ALTURA PLACA H	ESPESSURA PLACA T1 / T2	CARGA RUPTURA	PESO	
	POL / MM	MM	MM	MM	MM	MM	MM	KGF	KG / M	
IC-25/1	1/4"	6,35	3,18	3,30	1,85	9,70	5,90	0,75	450	0,14
IC-35/1	3/8"	9,53	4,78	5,08	3,58	11,80	9,00	1,25	950	0,33
IC-40/1	1/2"	12,70	7,94	7,94	3,96	16,40	12,00	1,50	1.700	0,60
IC-50/1	5/8"	15,88	9,53	10,16	5,08	20,30	15,00	2,00	2.800	1,01
IC-60/1	3/4"	19,05	12,70	11,91	5,94	25,50	18,00	2,30	3.800	1,43
IC-80/1	1"	25,40	15,88	15,88	7,92	33,50	24,00	3,20	6.600	2,53
IC-100/1	1.1/4"	31,75	19,05	19,05	9,53	40,40	30,00	4,00	10.800	4,02
IC-120/1	1.1/2"	38,10	25,40	22,22	11,11	50,50	36,20	4,80	15.400	5,96

Figura 7.8 - Dimensões padrão para a primeira corrente.

7.1.6 – Seleção da Corrente Intermediária

A corrente intermediária estará submetida ao mesmo torque e velocidade que a corrente primária. Portanto, foi selecionada uma corrente de mesma especificação, ou seja, corrente ANSI nº 100 com roda dentada de 13 dentes com 66 links.

7.1.7 – Seleção da Corrente Final

A corrente final, que transmite o torque ao eixo no qual está acoplado o braço acessório para realização dos exercícios, também foi dimensionada com base na norma ANSI/ASA conforme procedimento descrito em (BUDYNAS e NISBETT, 2016). Como existem dois sistemas de correntes que transmitem torque ao usuário final, o torque será 227,5 Nm e a velocidade é a mesma especificada na seção 7.1.5, ou seja, 4,27 rd/s (41 rpm). Assim, a potência nominal será estabelecida de acordo com a equação 7.4.

$$H_{nom} = T \cdot \omega = 227,5 \text{ Nm} \cdot 4,27 \frac{\text{rd}}{\text{s}} \cong 0,971 \text{ kW} \quad (7.7)$$

E a potência corrigida por um fator de projeto de 1, fator de impacto de 1,5, k1 igual a 1 (roda dentada com 17 dentes) e k2 igual a 1 (fileira única de corrente) de acordo com a equação 7.5 é:

$$H_{tab} = \frac{1 \cdot 1,5 \cdot 0,971}{1 \cdot 1} = 1,46 \text{ KW} = 1,96 \text{ cv} \quad (7.8)$$

Assim, a corrente selecionada será a ANSI/ASA nº 80 com 17 dentes e 32 links conforme indicado na .

Tabela 17-20 Capacidade em cavalos para corrente de roletes de fila única e passo único para uma roda dentada de 17 dentes.

(Continuação)

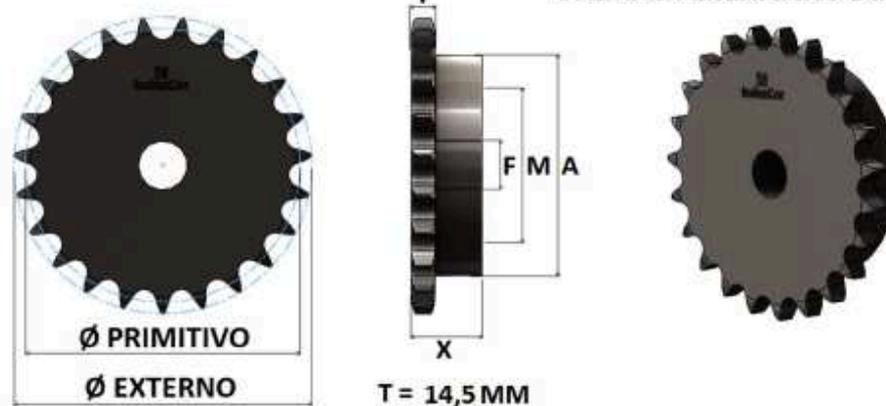
Velocidade da roda dentada, rev/min		Número de corrente ANSI							
		80	100	120	140	160	180	200	240
50	Tipo A	2,88	5,52	9,33	14,4	20,9	28,9	38,4	61,8
100		5,38	10,3	17,4	26,9	39,1	54,0	71,6	115
150		7,75	14,8	25,1	38,8	56,3	77,7	103	166
200		10,0	19,2	32,5	50,3	72,9	101	134	215
300		14,5	27,7	46,8	72,4	105	145	193	310
400		18,7	35,9	60,6	93,8	136	188	249	359
500	Tipo B	22,9	43,9	74,1	115	166	204	222	0
600		27,0	51,7	87,3	127	141	155	169	
700		31,0	59,4	89,0	101	112	123	0	
800		35,0	63,0	72,8	101	91,7	101		
900		39,9	52,8	61,0	82,4	76,8	84,4		
1000		37,7	45,0	52,1	69,1	65,6	72,1		
1200		28,7	34,3	39,6	59,0	49,9	0		
1400		22,7	27,2	31,5	44,9	0			
1600		18,6	22,3	25,8	35,6				
1800		15,6	18,7	21,6	0				
2000	13,3	15,9	0						
2500	9,56	0,40							
3000	7,25	0							
Tipo C		Tipo C'							

Nota: Tipo A – lubrificação manual ou por gotejamento; tipo B – lubrificação por banho ou de disco; tipo C – lubrificação por corrente de óleo; tipo C' – tipo C, mas essa é uma região de esfolamento; submeta o projeto ao fabricante para avaliação.

Figura 7.9 - Tabela utilizada na seleção da corrente final, retirada de: (BUDYNAS e NISBETT, 2016).

A e trazem tabelas com dimensões padrão para rodas dentadas e correntes de acordo com a norma ANSI/ASA que foram utilizadas na seleção do sistema de transmissão por correntes.

ENGRENAGENS PARA CORRENTE ASA & ANSI 80/1, PASSO 1", SIMPLES, SÉRIE 16A1
PADRÃO AMERICANO DIN 8188-1

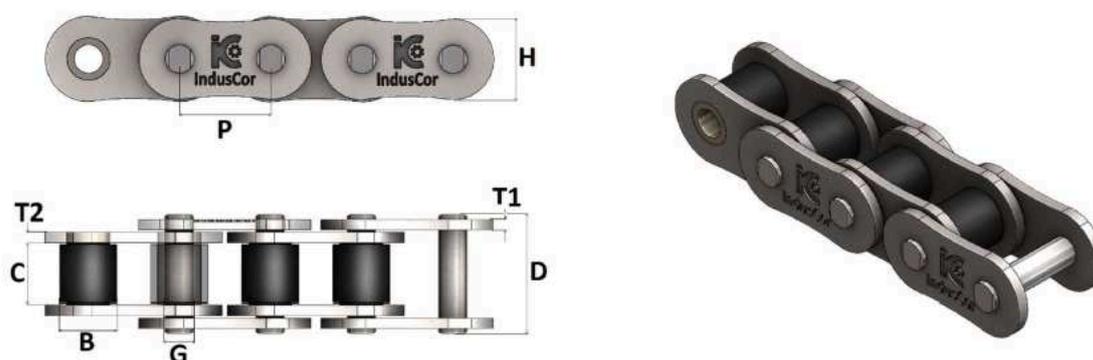


DIMENSÕES DAS ENGRENAGENS

REFERÊNCIA INDUSCOR	Nº DE DENTES Z	Ø PRIMITIVO	Ø EXTERNO	Ø CUBO A	FURO NORMAL F	FURO MÁXIMO M	ALTURA TOTAL X	TIPO	MATERIAL STANDARD
		MM	MM	MM	MM	MM	MM		
IC-16A1/09	09	74,26	83	45	20	30	35	B2	SAE 1043
IC-16A1/10	10	82,20	93	53	20	35	35	B2	SAE 1043
IC-16A1/11	11	90,16	102	61	20	40	35	B2	SAE 1043
IC-16A1/12	12	98,14	110	68	20	45	35	B2	SAE 1043
IC-16A1/13	13	106,14	118	76	20	50	35	B2	SAE 1043
IC-16A1/14	14	114,13	127	84	25	56	35	B2	SAE 1043
IC-16A1/15	15	122,17	135	92	25	61	35	B2	SAE 1043
IC-16A1/16	16	130,20	143	100	25	67	35	B2	SAE 1043
IC-16A1/17	17	138,23	151	110	25	73	35	B2	SAE 1043
IC-16A1/18	18	146,27	159	98	25	83	45	B4	SAE 1020

Figura 7.10 - Dimensões padrões para a roda dentada da corrente final.

CORRENTES DE TRANSMISSÃO SIMPLES NORMAS ASA E ISO



REFERÊNCIA INDUSCOR (ANSI / ASA)	PASSO P	ENTRE PLACAS C	Ø ROLO B	Ø PINO G	LARGURA TOTAL D	ALTURA PLACA H	ESPESSURA PLACA T1 / T2	CARGA RUPTURA	PESO	
	POL / MM	MM	MM	MM	MM	MM	MM	MM	MM	
IC-25/1	1/4"	6,35	3,18	3,30	1,85	9,70	5,90	0,75	450	0,14
IC-35/1	3/8"	9,53	4,78	5,08	3,58	11,80	9,00	1,25	950	0,33
IC-40/1	1/2"	12,70	7,94	7,94	3,96	16,40	12,00	1,50	1.700	0,60
IC-50/1	5/8"	15,88	9,53	10,16	5,08	20,30	15,00	2,00	2.800	1,01
IC-60/1	3/4"	19,05	12,70	11,91	5,94	25,50	18,00	2,30	3.800	1,43
IC-80/1	1"	25,40	15,88	15,88	7,92	33,50	24,00	3,20	6.600	2,53
IC-100/1	1.1/4"	31,75	19,05	19,05	9,53	40,40	30,00	4,00	10.800	4,02
IC-120/1	1.1/2"	38,10	25,40	22,22	11,11	50,50	36,20	4,80	15.400	5,96

Figura 7.11 - Dimensões padrão para a corrente final.

7.1.9 – Seleção dos rolamentos para apoio do eixo do came

A carga máxima no apoio do eixo do came foi de 11 172 N. Vamos tentar selecionar um rolamento rígido de uma carreira de esferas que suporte a carga dada. A seleção será feita considerando-se critérios de carga estática, uma vez que o eixo tem velocidade de rotação baixa e não gira continuamente. O procedimento adotado será aquele apresentado no catálogo “Rolamentos de esferas” da SKF. O primeiro passo é calcular a carga estática equivalente do rolamento que para rolamentos rígidos de uma carreira de esferas é dada pela equação 7.9.

$$P_0 = 0,6 F_r + 0,5 F_a \quad (7.9)$$

Caso P_0 seja menor que F_r , adota-se $P_0 = F_r$. A seguir procede-se para o cálculo do coeficiente de segurança estático dado pela equação 7.10.

$$s_0 = \frac{C_0}{P_0} \quad (7.10)$$

Esse coeficiente de segurança para rolamentos da SKF varia de 0,5 para rolamentos sem problemas de vibração até 1,5 para cargas de choque pronunciadas como pode ser visto na .

Tabela 11

Valores de referência para o fator de segurança estática s_0								
Tipo de operação	Rolamento rotativo Requisitos de desempenho (por exemplo, giro silencioso ou operação sem vibração) insignificante						Rolamento sem rotação	
	normal		alta					
	Rolamentos de esferas	Rolamentos de rolos	Rolamentos de esferas	Rolamentos de rolos	Rolamentos de esferas	Rolamentos de rolos	Rolamentos de esferas	Rolamentos de rolos
Sem problemas, sem vibração	0,5	1	1	1,5	2	3	0,4	0,8
Normal	0,5	1	1	1,5	2	3,5	0,5	1
Cargas de choque pronunciadas ¹⁾	≥ 1,5	≥ 2,5	≥ 1,5	≥ 3	≥ 2	≥ 4	≥ 1	≥ 2

Para rolamentos axiais de rolos de esferas, é aconselhável utilizar $s_0 \geq 4$.

¹⁾ Onde a magnitude da carga de choque for desconhecida, os valores de s_0 pelo menos tão grandes quanto os citados acima, devem ser utilizados. Se a magnitude das cargas de choque for conhecida com precisão, valores menores que s_0 podem ser aplicados.

Figura 7.12 - Valores de coeficiente de segurança estática recomendados para rolamentos rígidos de esferas retirados do catálogo "Rolamentos de Esferas" da SKF.

Adotando-se o coeficiente de segurança de 1,5 a capacidade de carga estática equivalente mínima do rolamento deve ser de 16 758 N. Para um eixo de 35 mm de diâmetro um rolamento que atende a essa especificação é o W 6207 ETN9 cuja carga básica estática é 17 600 N . A mostra o rolamento selecionado.

Dimensões principais			Classificações básicas de carga		Limite de carga de fadiga P_u	Classificações de velocidade		Massa	Designação
d	D	B	dinâmica C	estática C_0		Velocidade de referência	Velocidade-limite		
mm			kN		kN	r/min		kg	-
35	47	7	4,36	3,35	0,14	30 000	18 000	0,029	61807
	55	10	10,8	7,8	0,325	26 000	16 000	0,08	61907
	62	9	13	8,15	0,375	24 000	15 000	0,11	* 16007
	62	14	16,8	10,2	0,44	24 000	15 000	0,15	* 6007
	72	17	27	15,3	0,655	20 000	13 000	0,29	* 6207
	72	17	31,2	17,6	0,75	20 000	13 000	0,26	6207 ETN9
	80	21	35,1	19	0,815	19 000	12 000	0,46	6307
	100	25	55,3	31	1,29	16 000	10 000	0,97	6407

Figura 7.13 - Parte do catálogo "Rolamentos de Esferas" da SKF utilizado na seleção do rolamento de apoio do eixo do came.

7.1.10 – Dimensionamento do eixo Sextavado

O eixo sextavado é o responsável por transmitir a resistência gerada pelo sistema came/mola/seguidor aos sistemas de carga e possui esse formato para viabilizar o ajuste de largura entre os sistemas de carga. A princípio, o eixo escolhido para análise tem largura de 25 mm. As forças que agem no eixo são as forças radiais F1 e F3 com 3 292 N, os torques T1 e T3 com 227,5 N, a força radial F2 com 6 859 N e o torque central de 455 Nm. A tensão de Von Mises máxima foi de 184 Mpa conforme mostra a e resulta em um coeficiente estático de segurança de 1,9 para uma aço com limite de escoamento de 350 Mpa.

A reação de apoio resultante no apoio central foi de 6 964 N, na unidade de rolamento do sistema de carga direito foi de 3 771 N e no esquerdo de 3 899 N.

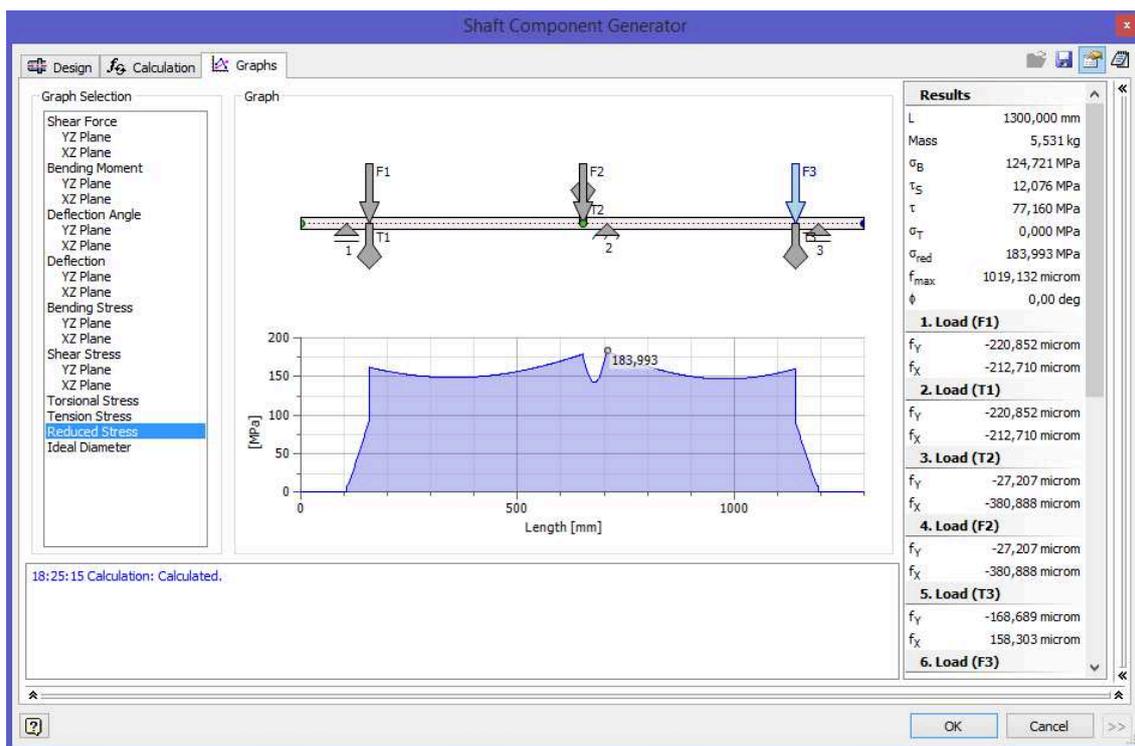
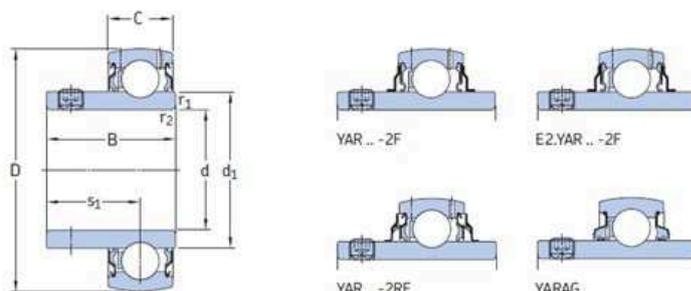


Figura 7.14 - Distribuição das tensões equivalentes de Von Mises no eixo sextavado, Fonte: autor.

7.1.10.1 – Unidade de rolamento para o sistema de carga

Para acomodar a bucha estriada será selecionado um mancal de apoio da SKF com diâmetro de eixo de 35 mm, especificação SY 35 TF e rolamento tipo YAR 207-2F cuja capacidade de carga estática equivalente é de 15 300 N. Como a maior reação nos mancais de apoio dos sistemas de carga foi de 3 899 N, tem-se um coeficiente de segurança estático de 3,92, que é muito superior aos 1,5 recomendado pelo fabricante quando carga de choque estão presentes. A mostra o rolamento selecionado.

2.1 Rolamentos Y com pinos roscados, eixos métricos d de 12 a 100 mm



Dimensões						Classificações básicas de carga		Limite de carga de fadiga P_u	Velocidade-limite com tolerância do eixo h_6	Massa	Designação	
d	D	B	C	d_1	s_1	$r_{1,2}$ min.	dinâmica C					estática C_0
mm						kN		kN	r/min	kg	-	
35	72	33	19	46,1	23,3	1	25,5	15,3	0,655	5 300	0,31	YAT 207
	72	42,9	19	46,1	25,4	1	25,5	15,3	0,655	5 300	0,44	E2.YAR 207-2F
	72	42,9	19	46,1	25,4	1	25,5	15,3	0,655	5 300	0,41	YAR 207-2F
	72	42,9	19	46,1	25,4	1	25,5	15,3	0,655	3 200	0,41	YAR 207-2RF
	72	42,9	19	46,1	25,4	1	21,6	15,3	0,655	3 200	0,42	YAR 207-2RF/HV
	72	42,9	19	46,1	25,4	1	25,5	15,3	0,655	3 200	0,42	YAR 207-2RF/VE495
72	42,9	19	46,1	25,4	1	25,5	15,3	0,655	1 100	0,44	YARAG 207	

Figura 7.15 - Parte do catálogo “Rolamentos Y (rolamentos de inserção)” da SKF utilizado na seleção do rolamento do mancal de rolamento SY 35 TF.

7.1.10.2 - Unidade de rolamento de apoio central

O mancal de rolamento de apoio central estará sujeito em serviço a uma carga radial máxima de 6 964 N. Portanto, utilizando-se do mesmo rolamento utilizado para a unidade de rolamento dos sistemas de carga (YAR 207-2F), tem-se ainda um coeficiente de segurança estático de 2,2, que é aceitável.

7.1.11 – Dimensionamento do eixo Final

Os eixos finais, que ficam posicionais nos sistemas de carga, são aqueles nos quais os braços acessórios para realização dos exercícios são acoplados. Esses eixos foram analisados primeiramente com diâmetro de 30 mm e ponta sextavada com 25 mm de largura de maneira similar aos outros eixos. As forças F_1 e F_2 valem 3 292 N e 350 N, respectivamente; os torques T_1 e T_2 formam um binário de 455 Nm. A mostra o posicionamento das forças, apoios e a distribuição de tensão de Von Mises. A tensão equivalente máxima de Von Mises foi 133,7 Mpa que resulta em um coeficiente estático de segurança de 2,62 para um aço com limite de escoamento de 350 Mpa. As reações nos apoios foram 4 980 N e 1786 N, respectivamente.

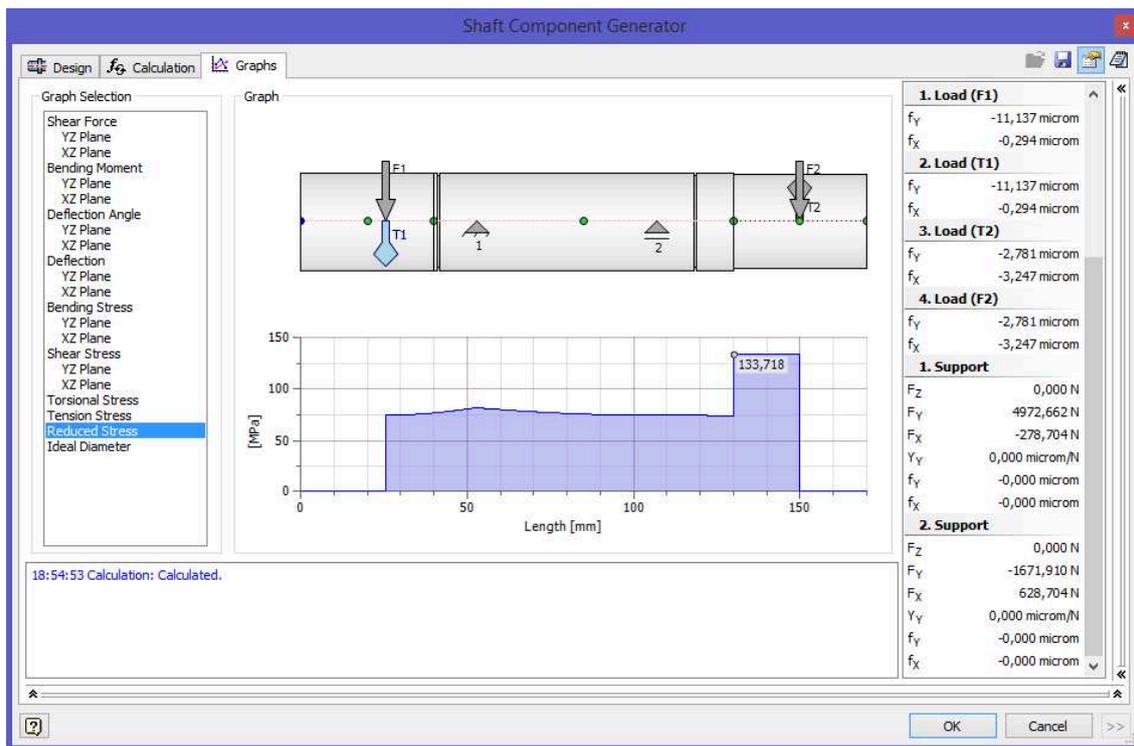


Figura 7.16 - Distribuição das tensões equivalentes de Von Mises no eixo final, Fonte: autor.

7.1.11.1 – Chaveta para o eixo final

O eixo final transmite um torque de 227,5 Nm e possui diâmetro de 30 mm. Será testado primeiramente uma chaveta com largura de 8 mm e altura de 7 mm e verificar se ela atende aos requisitos necessários. A força de cisalhamento na chaveta que ocorre na superfície do eixo é dada pela equação 7.11.

$$F = \frac{T}{r} = \frac{227,5 \text{ Nm}}{0,015} = 15\,167 \text{ N} \quad (7.11)$$

O aço que a chaveta é fabricada tem resistência mínima garantida de 600 Mpa de acordo com o catálogo “Chavetas, Retentores e Anéis” da ATI Brasil, assim pela teoria da distorção, a resistência ao cisalhamento é dada pela equação 7.12.

$$S_{sy} = 0,577 S_y = 0,577 \cdot 600 = 346,2 \text{ Mpa} \quad (7.12)$$

A tensão de cisalhamento é calculada dividindo-se a força pela área cisalhada da chaveta. Vamos calcular qual o comprimento necessário para a chaveta especificada com coeficiente de segurança 2,8 utilizando-se a equação 7.13..

$$\frac{S_{sy}}{n} = \frac{F}{w_c \cdot l} \rightarrow \frac{346,2}{2,8} = \frac{15\,167}{8 \cdot l} \rightarrow l = 15,3 \text{ mm} \quad (7.13)$$

A chaveta deve ser também analisada quanto ao esmagamento. Para isso adota-se que metade da área de face da chaveta irá suportar a carga de compressão e calcula-se o comprimento necessário com a equação 7.14.

$$\frac{S_y}{n} = \frac{F}{\frac{h \cdot l}{2}} \rightarrow \frac{600}{2,8} = \frac{15\,167}{\frac{7 \cdot l}{2}} \rightarrow l = 20,2 \text{ mm} \quad (7.14)$$

Para que a chaveta não falhe o comprimento mínimo deve ser de 20,2 mm. Será selecionado a chaveta de aço 8 x 7 x 25 mm do catálogo “Chavetas, Retentores e Anéis” da ATI Brasil.

7.1.11.2 – Seleção dos rolamentos para apoio do eixo final

As reações nos apoios de cada um dos dois eixos finais foram 4 980 N e 1786 N, respectivamente. Assim, os rolamentos de apoio serão selecionados para suportar a carga de 4 980 N. O primeiro passo é calcular a carga estática equivalente, que na ausência de forças axiais é a própria carga radial de acordo com a equação 7.9, repetida na equação 7.15.

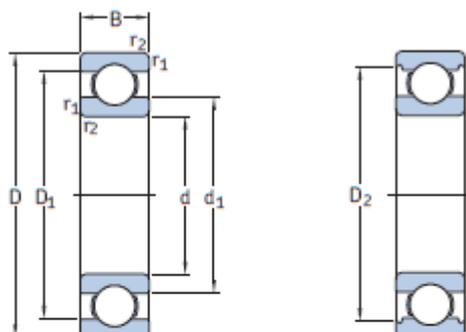
$$P_0 = F_r = 4980 \text{ N} \quad (7.15)$$

A seguir, calcula-se qual será a capacidade de carga estática equivalente mínima no rolamento considerando-se um coeficiente de segurança de 1,5 por meio da equação 7.10, repetida na equação 7.16.

$$C_0 = s_0 \cdot P_0 = 1,5 \cdot 4\,980 = 7\,470 \text{ N} \quad (7.16)$$

O rolamento selecionado foi o W 6206 conforme pode ser visto na , que tem capacidade de carga estática de 11 200 N, portanto superior ao requisito de projeto.

1.1 Rolamentos rígidos de uma carreira de esferas d de 25 a 35 mm



Dimensões principais			Classificações básicas de carga		Limite de carga de fadiga P_u	Classificações de velocidade		Massa	Designação
d	D	B	dinâmica C	estática C_0		Velocidade de referência	Velocidade-limite		
mm			kN		kN	r/min		kg	-
30	42	7	4,49	2,9	0,146	32 000	20 000	0,025	61806
	47	9	7,28	4,55	0,212	30 000	19 000	0,049	61906
	55	9	11,9	7,35	0,31	28 000	17 000	0,089	* 16006
	55	13	13,8	8,3	0,355	28 000	17 000	0,12	* 6006
	62	16	20,3	11,2	0,475	24 000	15 000	0,2	* 6206
	62	16	23,4	12,9	0,54	24 000	15 000	0,18	6206 ETN9
	72	19	29,6	16	0,67	20 000	13 000	0,35	* 6306
	72	19	32,5	17,3	0,735	22 000	14 000	0,33	6306 ETN9
90	23	43,6	23,6	1	18 000	11 000	0,75	6406	

Figura 7.17 - Parte do catálogo "Rolamentos de Esferas" da SKF utilizado na seleção do rolamento de apoio do eixo final.