

MARCELO POSSAMAI ALBUQUERQUE

**DESENVOLVIMENTO DE UMA CENTRÍFUGA HUMANA MOVIDA A EXERCÍCIO
PARA TREINAMENTO DE PILOTOS E PESQUISAS AEROESPACIAIS**

Dissertação apresentada como requisito para obtenção do grau de Mestre pelo Programa da Pós-Graduação da Faculdade de Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientadora: Prof^a. Thais Russomano, PhD

Porto Alegre
2012



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

DESENVOLVIMENTO DE UMA CENTRÍFUGA HUMANA MOVIDA A EXERCÍCIO PARA TREINAMENTO DE PILOTOS E PESQUISAS AEROESPACIAIS

CANDIDATO: MARCELO POSSAMAI ALBUQUERQUE

Esta Dissertação de Mestrado foi julgada para obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

DRA. THAIS RUSSOMANO - ORIENTADORA

BANCA EXAMINADORA

DR. RAFAEL REIMANN BAPTISTA - FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA - FEFID - PUCRS

DR. RUBEM DUTRA RIBEIRO FAGUNDES - PPGEE - FENG - PUCRS

PUCRS

Campus Central
Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 30 - Sala 103 - CEP: 90619-900
Telefone: (51) 3320.3540 - Fax: (51) 3320.3625
E-mail: engenharia.pg.eletrica@pucrs.br
www.pucrs.br/feng

Dedico este trabalho:
aos meus pais,
Valter e Mari Neide
por terem sido os pilares para o meu desenvolvimento
pessoal e acadêmico,
ao meu filho, Bruno
que me estimula a ser alguém melhor a cada dia,
aos meus irmãos,
Eduardo e Rafael,
pela ajuda nos momentos em que mais precisei,
à minha namorada, Letícia,
com muito amor, pelo apoio
durante toda essa minha jornada.

À minha orientadora,
MD, MSc, PhD Thais Russomano,
pelos seus conselhos e suas cobranças,
que me fizeram vencer cada
novo desafio.

AGRADECIMENTOS

Agradeço...

... a Deus, pela vida, pelas pessoas que colocou em meu caminho, pelas inúmeras oportunidades que enriqueceram meu crescimento como ser humano e profissional, por se fazer presente mesmo nos momentos mais difíceis, trazendo solução para todos os problemas.

...ao meu pai, por ser o meu espelho, meu exemplo, por nunca ter me deixado faltar nada e por garantir meu acesso à escola, universidade e vida acadêmica. Sem ele, não chegaria até aqui.

...à minha mãe, pelo amor, preocupação e cuidado, comigo e, principalmente, com meu filho, em todos os momentos em que precisei me ausentar.

...à orientadora do projeto, Profa. Thais Russomano, pela ideia original de realizar este projeto, pela confiança, pelo auxílio em todas as etapas, pelo conhecimento transmitido com facilidade, agregado em cada linha desta dissertação.

...ao professor João Carlos Pinheiro Beck, por permitir a utilização do Laboratório de Projetos Especiais.

...aos meus irmãos pelo fundamental auxílio durante a montagem da centrífuga, inclusive aos finais de semana.

...à minha namorada, por estar ao meu lado sempre, mesmo nas madrugadas em frente ao computador, pelo apoio nos momentos mais trabalhosos, pela compreensão em meio a tanta falta de tempo e oscilações de humor.

...aos colegas do centro de Microgravidade, Ricardo Cardoso, Marcelo Nava, Michele Gomes, Nicolas Kluge, Marlise Santos, Flavia Fachel, Mariana Kloekner, Ekaterini Gianniotis, Leandro Disiuta, Henrique Lasevitch, Thiago Senna, Martin Bittencourt, Rodrigo Cambraia, Dhiego Silva e Eloy Velásquez pela convivência harmoniosa, apoio, troca de ideias, além do compartilhamento do espaço de trabalho, que, muitas vezes, foi reduzido em função dos tantos parafusos, engrenagens e ferramentas que fizeram parte deste projeto.

...aos estagiários do Laboratório de Projetos Especiais, Vitor Celjar de Lazzer e Matheus Bassani Nicolay, pela ajuda na confecção de peças para o projeto, além da troca de conhecimento em meio a tarefas práticas.

...ao estudante de engenharia mecânica, Fabiano Zanon, por sanar tantas dúvidas referentes a projetos mecânicos.

...à equipe de funcionários da Tornearia Titã pelas sugestões que facilitaram a confecção de peças.

...a todos os profissionais dos setores de Manutenção Mecânica e Marcenaria da Divisão de Obras da PUCRS pela produção de peças fundamentais do projeto.

RESUMO

O ser humano está adaptado a viver em uma aceleração gravitacional aproximada de $9,81 \text{ m/s}^2$, sendo ela equivalente à 1G. Caso ele sofra o efeito de acelerações de valor superior ou inferior a esse valor problemas de ordem fisiológica podem ocorrer. O agravamento desses problemas fisiológicos depende diretamente do eixo corporal afetado, a intensidade das acelerações e o tempo de aplicação das mesmas. Foguetes e aviões de caça são os equipamentos atuais que mais aplicam acelerações nocivas. Assim, para treinar a resistência do corpo humano à força G e desenvolver pesquisas na área, são utilizadas centrífugas humanas. Esses equipamentos executam movimentos circulares em torno de um eixo, produzindo uma reação inercial à aceleração centrípeta que é utilizada para simular uma força G. As centrífugas humanas vêm sendo utilizadas na fisiologia aeroespacial desde a metade do século 20. Porém, treinamentos com pilotos e pesquisas nacionais nessa área são deficitários no Brasil, uma vez que o país não possui esse tipo de equipamento. Então, para suprir essa necessidade, uma centrífuga humana foi construída no Centro de Microgravidade/FENG da PUCRS. O equipamento foi denominado Centrífuga Albuquerque e foi construído dentro de um orçamento de baixo custo, possuindo boa mobilidade comparada a outros modelos convencionais de centrífugas. Os elementos principais da Centrífuga Albuquerque são: uma Base, um disco ao redor da Base, rodas sobre o disco e um Braço sobre estas rodas, de raio 2,5 m Existe também um eixo central que interliga a Base e o Braço, de forma a permitir o movimento rotatório do Braço. Em um dos lados do Braço o voluntário ficará alocado em uma cadeira e, no outro lado, ficará um sistema de contrapesos para equilibrar as cargas do equipamento. A Base tem formato piramidal e serve para sustentar a estrutura do Braço. Ao redor da Base, encontra-se o disco, sobre o qual estão as duas rodas presentes no Braço, que servem para distribuir as cargas de ambos os lados sobre o eixo. Os eixos do sistema foram construídos em Aço 1045 e as demais estruturas em Aço 1020. A estrutura da centrífuga é capaz de suportar voluntários com pesos de 120 kg. O peso total do equipamento é calculado em aproximadamente 300 kg. O movimento da Centrífuga Albuquerque é gerado através de um equipamento de tração humana, sem a utilização de nenhum tipo de motor mecânico ou elétrico. Esse equipamento é composto por dois dispositivos que simulam as pedaladas de uma bicicleta, sendo um deles localizado externamente à centrífuga e o outro em seu interior, posicionado junto à extremidade de um dos

lados. Assim, o voluntário que estará sob o efeito de uma gravidade simulada-também realizará exercícios físicos. Após testes de funcionamento do sistema, sem a presença de seres humanos em seu interior, isto é, utilizando apenas a tração externa, conclui-se que o equipamento é capaz de alcançar acelerações próximas à +3 Gz.

Palavras-Chave: Hipergravidade, Força G, Centrífuga Humana, Fisiologia Aeroespacial, Treinamentos de pilotos.

ABSTRACT

The human body is adapted to live at an approximate gravitational acceleration of 9.81 m/s^2 , this being equivalent to 1G. Physiological problems can occur if the body is subjected to the effects of a greater or lesser acceleration than this value. The degree of these physiological problems directly depends on the body axis affected, the intensity of acceleration and the length of time it is applied. Current equipment that can apply harmful acceleration forces includes rockets and fighter jet aircraft. Human centrifuges can be used in order to improve the resistance of the human body to this G-force, and also to develop research in this area. These devices perform a circular motion about one axis, producing an inertial reaction to the centripetal acceleration that is used to simulate G-force. Human centrifuges have been used in aerospace physiology since the middle of the 20th century. Pilot training and national research in this area are deficient in Brazil, however, as the country is lacking in this type of equipment. Thus, with this in mind, a human centrifuge was built at the Microgravity Centre/FENG PUCRS. The equipment, called the Albuquerque centrifuge, was built within a low cost budget and has good mobility in comparison to other conventional centrifuge models. The main elements of the Albuquerque centrifuge are: a base, a circular platform around the base, wheels supported on the platform, and an arm with a radius of 2.5 m situated above these wheels. There is also a central axis that connects the base and the arm, allowing the rotational movement of the arm. A subject will be positioned in a chair at one end of the arm, whilst a system of counterweights will be used at the opposite end to balance the equipment load. The base has a pyramid format and acts as the support for the arm structure. The circular platform around the base supports the two wheels that extend down from the arm, and these serve to distribute the load on both sides on the axis. The system axes were constructed using 1045 steel and the other structures using 1020 steel. The structure of the centrifuge is able to support the weight of a volunteer up to 120 kg. The total weight of the equipment itself is estimated to be about 300 kg. The movement of the Albuquerque centrifuge is generated by means of human-powered equipment, without the use of any form of mechanical or electrical motor. This equipment comprises of two devices that simulate the pedaling of a bicycle, one being located externally to the centrifuge, and the other being fitted internally and positioned at one end of the arm. Thus, the

volunteer can also perform physical exercise whilst being under the influence of simulated gravity. Having tested the system without the presence a person onboard, that is to say, using external traction only, it is concluded that the equipment is capable of achieving an acceleration close to +3Gz.

Keywords: hypergravity, G-force, human centrifuge, aerospace physiology, pilot training

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 Voluntário no interior de uma caixa estacionada sobre a superfície terrestre	22
Figura 2 Voluntário no interior de uma caixa em ambiente de microgravidade	22
Figura 3 Demonstração do movimento	23
Figura 4 Eixos das acelerações na Fisiologia aeroespacial	24
Figura 5 Gráfico da relação entre a aceleração +Gz e o tempo de exposição da mesma	33
Figura 6 Imagem de um traje anti-G	39
Figura 7 Centrífuga Humana da empresa Wyle	44
Figura 8 Centrífuga Albuquerque projetada computacionalmente	45
Organograma 1 Etapas principais na construção da Centrífuga Albuquerque	46
Figura 9 Modelo Computacional da Chapa para apoio do mancal	53
Figura 10 Modelo computacional dos Pés da Base	53
Figura 11 Modelo computacional da Base em duas vistas	54
Figura 12 Resultados do Teste de Von Mises para o primeiro modelo da Base	55
Figura 13 Imagem aumentada dos pontos máximos dos resultados do Teste de Von Mises para o primeiro modelo da Base em duas vistas	56
Figura 14 Resultados para o teste da Base de máxima deformação no eixo Y	57
Figura 15 Projeto computacional do disco de apoio da Base	58
Figura 16 Projeto computacional do mancal central	59
Figura 17 Modelo computacional da segunda versão da Base	59
Figura 18 Modelos da segunda versão da Base para testes computacionais	60
Figura 19 Resultado do teste de Von Mises para o modelo estático da segunda versão da Base	61
Figura 20 Imagem detalhando as regiões de máxima tensão de Von Mises para o modelo estático da segunda versão da Base	62
Figura 21 Resultados para o teste de máxima deformação do eixo Y no modelo estático da segunda versão da Base	63
Figura 22 Resultados para o teste de Von Mises no modelo dinâmico da segunda versão da Base	64
Figura 23 Imagem detalhando as regiões de máxima tensão de Von Mises para o modelo dinâmico da segunda versão da Base	65
Figura 24 Tubos de Aço 1020 utilizados na construção da base	66
Figura 25 Processo de montagem da Base	66
Figura 26 Cantoneira de sustentação para o disco de apoio da Base	67
Figura 27 Disco de apoio real	68
Figura 28 Primeiro modelo computacional do Braço	70
Figura 29 Região central do primeiro modelo computacional do Braço	70
Figura 30 Trilho utilizado no sistema de apoio do voluntário interno	71
Figura 31 Projeto computacional da plataforma do sistema de apoio do voluntário ..	72
Figura 32 Projeto computacional do sistema de apoio do voluntário	72
Figura 33 Modelo para testes computacionais da primeira versão do Braço	73
Figura 34 Resultados do teste de Von Mises do primeiro modelo do Braço	74
Figura 35 Aproximação dos pontos de máxima tensão no teste de Von Mises do primeiro modelo do Braço	75
Figura 36 Resultados de máxima deformação do eixo Y para o primeiro modelo do Braço	76
Figura 37 Detalhamento central da segunda versão computacional da Braço	77
Figura 38 Segundo modelo do Braço para testes computacionais	78

Figura 39 Resultados do teste estático de Von Mises para segundo modelo do Braço.....	78
Figura 40 Aproximação da região central do segundo modelo do Braço para o teste estático de Von Mises	79
Figura 41 Pontos de máxima tensão para o teste estático de Von Mises do segundo modelo do Braço	79
Figura 42 Resultados do teste estático de máxima deformação do eixo Y para o segundo modelo do Braço.....	80
Figura 43 Resultados do teste dinâmico de Von Mises para o segundo modelo do Braço.....	81
Figura 44 Resultados do teste dinâmico de máxima deformação do eixo Y para o segundo modelo do Braço.....	81
Figura 45 Resultados do teste dinâmico de máxima deformação do eixo Z para o segundo modelo do Braço.....	82
Figura 46 Procedimento de preparação das barras de aço	83
Figura 47 Procedimento de medição e alinhamento das peças do Braço.....	84
Figura 48 Procedimento de soldagem da estrutura do Braço	85
Figura 49 Realização do acabamento das soldas do Braço	85
Figura 50 Processo de junção da região superior com a inferior	86
Figura 51 Estrutura do Braço	87
Figura 52 Sistema de alocação do voluntário no interior da centrífuga.....	87
Figura 53 Bicicleta adaptada para ser utilizada como sistema de tração externo da Centrífuga.....	92
Figura 54 Cubo de bicicleta com freio a disco adaptado.....	93
Figura 55 Duas vistas distintas do sistema de pedais interno	93
Figura 56 Corrente de fileira dupla	95
Figura 57 Representação de um sistema com corrente.....	96
Figura 58 Projeto computacional do sistema de transmissão de potência interno....	98
Figura 59 Sistema de tração interno	99
Figura 60 Sistema de transmissão com engrenagens cilíndricas de dentes retos..	100
Figura 61 Sistema de transmissão com engrenagens helicoidais.....	100
Figura 62 Sistema de transmissão com pinhão-coroa sem-fim.....	101
Figura 63 Sistema de transmissão com engrenagens cônicas	101
Figura 64 Caixa de engrenagens cônicas	102
Figura 65 Base da Centrífuga Albuquerque	103
Figura 66 Sistema de engrenagens presentes na tração interna.....	103
Figura 67 Sistema de engrenagens da tração interna.....	104
Figura 68 Mancal de esferas tipo Conrad	105
Figura 69 Mancal de esferas de contato angular	106
Figura 70 Mancal axial de esferas.....	106
Figura 71 Mancal de rolos cilíndricos (retos).....	106
Figura 72 Mancal de rolos cônicos.....	107
Figura 73 Mancal de rolos abaulados	107
Figura 74 Mancal axial de esferas.....	108
Figura 75 Mancal axial de esferas.....	108
Figura 76 Mancal axial de rolos.....	109
Figura 77 Mancais Axiais	109
Figura 78 Mancal de rolamento conectado ao eixo do sistema de tração interno...	110
Figura 79 Eixo do sistema de tração interna	110
Figura 80 Tubo utilizado para confeccionar o mancal central	111

Figura 81 Rolamento de rolos cônicos 32208 da empresa SKF	111
Figura 82 Anel elástico para rolamentos com diâmetros externos de 80mm	112
Figura 83 Conjunto mancal e chapa sendo alinhado para montagem	112
Figura 84 Mancal central conectado junto a Base.....	113
Figura 85 Mancal central do Braço.....	114
Figura 86 Sistema da Engrenagem cônica central.....	115
Figura 87 Projeto computacional do eixo central.....	116
Figura 88 Eixo central da Centrífuga conectado ao seu respectivo mancal.....	116
Figura 89 Projeto computacional da Centrífuga Albuquerque	117
Figura 90 Chumbador utilizado para fixar a base junto ao solo.....	117
Figura 91 Furos realizados para fixar a Base.....	118
Figura 92 Roda de apoio da Centrífuga posicionada junto ao Braço	119
Figura 93 Eixo central alocado junto ao Braço	119
Figura 94 Região central da Centrífuga Albuquerque	120
Figura 95 Pedal Interno conectado ao sistema de tração	121
Figura 96 Sistema de transmissão de tração localizado na região central da centrífuga	122
Figura 97 Sistema de tração externa	122
Figura 98 Imagem da Centrífuga Albuquerque	123
Figura 99 Voluntário posicionado no interior da Centrífuga Albuquerque	124

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 Resultados da Força G sobre cada parte do corpo na Centrífuga Albuquerque	50
Tabela 2 Dados dos tubos utilizados na construção do Braço	88
Tabela 3 Somatório das massas referentes aos tubos utilizados no Lado A	89
Tabela 4 Somatório das massas referentes aos tubos utilizados no Lado B	89
Tabela 5 Capacidade de Potência para Correntes de Fileira Simples (kW).....	97

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
1.1 JUSTIFICATIVA	17
1.2 OBJETIVOS.....	18
1.2.1 Objetivo Geral	18
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	19
2.1 CONCEITOS FÍSICOS.....	19
2.1.1 Velocidade e Aceleração	19
2.1.2 Sir Isaac Newton e a sua Primeira Lei	19
2.1.3 Inércia e Massa	20
2.1.4 Força e a Segunda Lei de Newton	20
2.1.5 Gravidade	20
2.1.6 Força peso	20
2.1.7 Terceira Lei de Newton	21
2.1.8 Microgravidade	21
2.1.9 Princípio da equivalência	21
2.1.10 Hipergravidade	22
2.1.11 Movimento Circular	23
2.2 FISILOGIA AEROESPACIAL	23
2.2.1 Exposição a aceleração +Gz	24
2.2.1.1 Efeitos muscoesqueléticos da aceleração +Gz.....	24
2.2.1.2 Efeitos da +Gz no sistema cardiovascular	25
2.2.1.2.1 Pressão Hidrostática	26
2.2.1.2.2 Distribuição do volume sanguíneo	26
2.2.1.2.3 Reflexo barorreceptor	26
2.2.1.3 Efeitos da aceleração +Gz na visão.....	27
2.2.1.4 Perda de consciência induzida por +Gz	28
2.2.1.5 Efeitos da +Gz na circulação cerebral	30
2.2.1.6 Efeitos pulmonares da Aceleração +Gz	31
2.2.1.6.1 Ventilação e Volume pulmonar	31
2.2.1.6.2 Ventilação pulmonar regional	31
2.2.1.6.3 Fluxo sanguíneo pulmonar regional	31
2.2.1.6.4 Troca gasosa pulmonar e saturação de oxigênio arterial	32
2.2.1.6.5 Colapso do pulmão	32
2.2.2 Tolerância à aceleração +Gz	32
2.2.2.1 Fatores que afetam a tolerância à aceleração +Gz.....	33
2.2.2.1.1 Temperatura	33
2.2.2.1.2 Concentração de glicose no sangue	33
2.2.2.1.3 Álcool	34
2.2.2.1.4 Hiperventilação e Hipóxia	34
2.2.2.1.5 Distensão estomacal	34
2.2.2.1.6 Infecções intercorrentes	34
2.2.2.1.7 Hidratação	34
2.2.2.1.8 Gênero e morfologia do corpo	35
2.2.2.1.9 Tempo de pausa nos voos	35
2.2.3 Efeitos fisiológicos de uma aceleração - Gz	35
2.2.4 Efeitos fisiológicos de uma aceleração Gx	36
2.2.5 Efeitos fisiológicos de uma aceleração Gy	36
2.2.6 Proteção contra acelerações de longa duração	37
2.2.6.1 Ações Voluntárias Anti-G	37
2.2.6.1.1 Tensionamento Muscular	37
2.2.6.1.2 Manobra de Valsalva	37
2.2.6.1.3 Manobra de esforço Anti-G	37
2.2.6.2.1 Trajes Anti-G	38
2.2.6.2.2 Válvula Anti-G	39

2.2.7 Centrifugação em Microgravidade	39
2.3 <i>CENTRÍFUGAS HUMANAS</i>	40
2.3.1 Histórico Mundial das Centrífugas	42
3. CENTRÍFUGA HUMANA MOVIDA A TRAÇÃO HUMANA	45
3.1 <i>O PROJETO DA CENTRÍFUGA ALBUQUERQUE</i>	46
3.2 <i>DEFINIÇÕES PRIMÁRIAS DO SISTEMA</i>	48
3.2.1 Definição dos parâmetros principais do projeto	48
3.2.2 Definição dos materiais utilizados	50
3.3 <i>ESTRUTURA DA CENTRÍFUGA ALBUQUERQUE</i>	51
3.3.1 Desenvolvimento da Base da Centrífuga Albuquerque	51
3.3.1.1 <i>Primeiro projeto computacional da Base da Centrífuga Albuquerque</i>	52
3.3.1.2 <i>Primeiros Testes computacionais da Base da Centrífuga Albuquerque</i>	54
3.3.1.3 <i>Modelo computacional final da Base da Centrífuga Albuquerque</i>	57
3.3.1.4 <i>Testes finais da Base da Centrífuga Albuquerque</i>	60
3.3.1.5 <i>Montagem real da Base da Centrífuga Albuquerque</i>	65
3.3.2 Desenvolvimento do Braço da Centrífuga Albuquerque	68
3.3.2.1 <i>Primeiro Projeto computacional do Braço da Centrífuga Albuquerque</i>	69
3.3.2.2 <i>Primeiros Testes computacionais do Braço da Centrífuga Albuquerque</i>	73
3.3.2.3 <i>Modelo Final do Braço da Centrífuga Albuquerque</i>	76
3.3.2.4 <i>Testes computacionais finais do Braço da Centrífuga Albuquerque</i>	77
3.3.2.5 <i>Montagem real do Braço da Centrífuga Albuquerque</i>	83
3.4 <i>SISTEMA DE TRAÇÃO DA CENTRÍFUGA ALBUQUERQUE</i>	88
3.4.1 Sistema gerador de tração da Centrífuga Albuquerque	91
3.4.2 Transmissão de potência	94
3.4.2.1 <i>Sistemas de transmissão por correntes</i>	95
3.4.2.2 <i>Sistema de transmissão de potência da Centrífuga Albuquerque</i>	97
3.4.3 Engrenagens	99
3.3.3.1 <i>Engrenagens utilizadas na Centrífuga Albuquerque</i>	102
3.4.4 Mancais	104
3.4.4.1 <i>Mancais de elementos rolantes</i>	104
3.4.4.2 <i>Sistemas de mancais da Centrífuga Albuquerque</i>	109
3.4.5 Eixo central da Centrífuga Albuquerque	115
3.5 <i>MONTAGEM FINAL E TESTES DA CENTRÍFUGA ALBUQUERQUE</i>	117
4. CONCLUSÃO	126
REFERÊNCIAS	128
ANEXOS	131

1. INTRODUÇÃO

As características gerais do planeta Terra possibilitaram a criação de vida em sua atmosfera, com isso, todos os seres vivos que nela se desenvolveram foram totalmente adaptados a este ambiente, como por exemplo, a captar oxigênio para sobreviver. Um fator que afeta praticamente todos os seres vivos do planeta é a existência da gravidade que atua constantemente sobre todos os organismos e objetos na superfície terrestre puxando-os com uma aceleração constante de $9,80 \text{ m/s}^2$ para seu centro, sendo ela a principal influência no desenvolvimento da anatomia e fisiologia dos seres vivos. Todavia, o organismo humano, adaptado a esta gravidade, apresenta limitações frente a grandes acelerações promovidas por veículos criados dentro de um contexto de crescente evolução tecnológica e essência expansionista do ser humano que ultrapassa as barreiras físicas do nosso planeta. Ultrapassar estas limitações orgânicas requer cuidados especiais, já que extrapolar os princípios do funcionamento do corpo humano pode gerar enfermidades temporárias, como perda de visão ou até mesmo a perda de consciência (conhecida como G-LOC), em alguns casos, chegando ao óbito direta ou indiretamente. Em combates aéreos, por exemplo, os aviões de caça podem ultrapassar a aceleração gravitacional acima de nove vezes, por isso há necessidade de atenção com a intensidade, duração, direção e sentido com os quais essa aceleração irá afetar o corpo humano.

Nas viagens espaciais, nas quais o ser humano se afasta do campo gravitacional terrestre e se aproxima de outras influências gravitacionais, que podem ser diferentes da gravidade da Terra, também existem mudanças no funcionamento do organismo, seja em casos de gravidade menor, que são encontrados com maior frequência, ou em ambientes com valores de gravidade superiores, que podem ser comparados aos mesmos sistemas com grandes acelerações citados anteriormente. Quando a gravidade é menor, alguns músculos executam um menor esforço para realizar movimentos, por isso, o tempo de permanência nesses ambientes é capaz de gerar atrofias musculares e outras enfermidades ligadas à falta de peso e impacto, como a redução da densidade óssea com efeitos semelhantes aos provocados pela osteoporose. Em geral, qualquer ambiente em que exista um aumento ou diminuição da aceleração na qual o corpo humano é sujeito habitualmente, seja ela em qualquer uma das direções corporais, causará mudanças

na fisiologia que estarão diretamente ligadas ao tempo de exposição a essas acelerações.

Para descobrir e medir os limites do ser humano para ambientes com diferentes acelerações, são desenvolvidos em todo o mundo equipamentos que simulam estas situações de maneira precisa e segura, de modo que os voluntários fiquem sujeitos ao menor risco possível. Equipamentos estes, cujas finalidades também são voltadas para a realização de treinamentos e para o desenvolvimento de métodos e protocolos que visam aumentar a tolerância a esses ambientes nocivos. Para a aplicação de pequenas ou grandes acelerações, um dos equipamentos mais eficientes é a centrífuga humana que é utilizada por centros espaciais e academias de aviadores em diversas partes do mundo.

O Brasil possui um ótimo treinamento para pilotos de aviões de caça, porém esse treinamento poderia ser aprimorado com a construção de uma centrífuga humana, pois atualmente não existem equipamentos como este em funcionamento no país. O treinamento com esses equipamentos é capaz de diminuir a ameaça que o G-LOC apresenta durante manobras de combate aéreo e, desta forma, impedir perdas de tripulações e aeronaves, além de aumentar o desempenho operacional de combate (Whinnery, 1991). A falta deste tipo de equipamento em território nacional também prejudica a execução de pesquisas nessa área. O Centro de Microgravidade/FENG da PUCRS tem investido em estudos sobre os efeitos de grandes acelerações sobre organismos, já possuindo uma centrífuga para pequenos animais, uma para plantas e alguns estudos sobre a construção destes equipamentos com motores elétricos para testes em humanos. Para seguir pesquisando nessa área, observou-se a necessidade da construção real de uma centrífuga humana que possa ser utilizada tanto nas pesquisas, quanto em treinamentos. Em decorrência de um limitado orçamento e espaço físico surgiu a idéia de desenvolver uma centrífuga totalmente movida à força humana na qual o voluntário estaria praticando algum tipo de exercício sob o efeito de uma gravidade elevada.

1.1 JUSTIFICATIVA

A necessidade inicial da construção de uma centrífuga humana se caracterizou pela falta de um equipamento desse tipo em funcionamento no Brasil, que empobrece o aprendizado prático dos pilotos brasileiros e aumenta

consideravelmente os custos destes, caso haja necessidade de realização de testes em outros países. Um segundo fator motivador são as pesquisas a serem conduzidas no Centro de Microgravidade/PUCRS sobre os possíveis efeitos de simulações de hipergravidade na fisiologia humana.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Executar a construção de uma centrífuga humana de braço curto em todas as suas etapas, a partir do projeto computacional e testes dos materiais até a sua montagem final. Esta centrífuga é capaz de proporcionar ou não a realização de exercícios físicos por parte do voluntário que estará sob o efeito de uma força gravitacional simulada.

1.2.2 Objetivos Específicos

1. Projetar uma centrífuga humana de braço curto de maneira que ocupe o menor espaço possível.
2. Fazer com que a centrífuga produza uma força G dos pés a cabeça, em direção e sentido, capaz de gerar os principais sintomas fisiológicos desse eixo.
3. Desenvolver um sistema de tração humana para movimentar a centrífuga.
4. Projetar um sistema com materiais de baixo custo devido a limitações financeiras do projeto.
5. Inserir na região rotatória da centrífuga, um sistema de exercícios que estimule o sistema osteomuscular da porção inferior do corpo humano.
6. Possibilitar que voluntários de diferentes tamanhos e pesos possam utilizar a centrífuga.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 CONCEITOS FÍSICOS

2.1.1 Velocidade e Aceleração

A velocidade linear possui três modalidades, a velocidade escalar média, velocidade vetorial média e velocidade instantânea. Segundo Tipler (1985, p. 23): “Defini-se a velocidade escalar média de uma partícula como a razão entre a distância total coberta pela partícula e o tempo gasto para cobri-la”, sendo a sua unidade no SI (Sistema Internacional) o metro por segundo, simbolizado por m/s. A velocidade vetorial média, que por ser a mais utilizada, é usualmente chamada apenas de velocidade, sendo semelhante a escalar, porém possui direção e sentido tendo valores positivos e negativos. Para mensurar a velocidade em um exato instante de tempo utiliza-se a velocidade instantânea, que é calculada utilizando o limite da velocidade média quando o intervalo de tempo tende à zero em torno daquele instante (Serway, 1996, p. 34-35).

A variação da velocidade tanto em módulo quanto em direção (para a velocidade vetorial) de uma partícula em um espaço de tempo é chamada de aceleração, sendo uma grandeza vetorial que pode ser positiva ou negativa de acordo com acréscimo ou decréscimo de velocidade. A unidade de aceleração do SI é m/s^2 (Tipler, 1985, p. 29-30).

Quando o movimento realizado é de maneira rotacional em torno de um eixo, utilizam-se os termos de velocidade angular (ω) e aceleração angular (α) para as rotações realizadas, sendo representadas no SI respectivamente por rad/s e rad/s^2 (Tipler, 1985, p. 254-257).

2.1.2 Sir Isaac Newton e a sua Primeira Lei

Segundo Serway(1996, p. 81)

Sir Isaac Newton (1642-1727), físico e matemático inglês, foi um dos mais brilhantes cientistas da história. Antes dos 30 anos de idade, formulou os conceitos básicos e as leis da mecânica, descobriu a lei da gravitação universal e inventou os métodos matemáticos do cálculo.

Ao estudar a mecânica, Newton postulou 3 grandes leis da física, a primeira delas segundo Tipler (1985, p. 77): “Todo corpo permanece em repouso ou em movimento retilíneo e uniforme, a menos que seja obrigado a modificar seu estado pela ação de forças impressas sobre ele.” Com essa lei, Newton implantou a idéia de que um corpo só poderá ser retirado ou colocado em movimento através da aplicação de algum tipo de força” Tipler (1985, p. 77-78)

2.1.3 Inércia e Massa

A capacidade de um corpo em resistir à mudança do estado de movimento é denominada inércia, que é representada pela massa do mesmo (Serway, 2007, p. 112-113). Para definir e criar um padrão de massa do SI, foi desenvolvido um cilindro de platina-irídio em 1887 e depositado no Bureau International des Poids et Mesures, em Sèvres, França, sendo a sua massa definida como o padrão de 1 kg (Tipler, 1985, p. 78-81).

2.1.4 Força e a Segunda Lei de Newton

A ação capaz de acelerar ou desacelerar um corpo é denominada força e foi descrita por Newton em sua segunda lei, interpretada por Serway (1996, p. 83) como: “A aceleração de um corpo é diretamente proporcional à força resultante que atua sobre ele e inversamente proporcional à sua massa.” No sistema internacional a unidade utilizada é o Newton (N) sendo 1 N a capacidade de acelerar 1 kg em 1 m/s^2 (Serway, 1996, p. 83; Tipler, 1985, p. 78-81).

2.1.5 Gravidade

Segundo a Lei da Gravitação Universal postulada por Newton, a gravidade é uma força que atrai dois corpos distantes entre si, sendo o sentido dessa atração do menor para o de maior massa. O planeta Terra, por ser um corpo de grande massa, possui uma ação gravitacional sobre todos os corpos próximos a ele. Para todos os corpos na superfície terrestre o valor da aceleração gravitacional é aproximadamente $9,80 \text{ m/s}^2$ pelo SI, sendo este valor conhecido como 1G (Serway, 2007, p. 365-368).

2.1.6 Força peso

Ao se descobrir que os corpos são atraídos para o centro da Terra através da aceleração de 1G, surgiu o entendimento de uma nova força, o peso, que é a multiplicação entre a massa de um corpo e a aceleração gravitacional. Assim como uma força qualquer, o peso é medido no SI em Newton [N] (Serway, 2007, p. 116-117).

Por estar diretamente ligada à força gravitacional, a força peso pode variar conforme o ambiente no qual o corpo se encontra. No ambiente lunar, por exemplo, a gravidade é aproximadamente $1/6$ da gravidade terrestre. Na lua, um corpo mantém a mesma massa da Terra, porém seu peso é seis vezes menor. (Vernikos, 2009, p. 26-27).

2.1.7 Terceira Lei de Newton

Para explicar o porquê dos corpos ficarem em estado estático na superfície terrestre enquanto eles estão sendo “puxados” pela força G para o seu núcleo, Newton postulou a sua terceira lei, descrita segundo Serway (1992, p. 85): “Quando há interação de dois corpos, a força que o corpo 2 exerce sobre o corpo 1 é igual e oposta à força que o corpo 1 exerce sobre o corpo 2.”(Serway, 1992, p. 85-86)

Sendo assim, Newton provou que todos os corpos interagem entre si. Quando em estado estático, a soma de suas forças é nula. Assim, para um corpo em estado estático na superfície terrestre, existe uma força sobre o mesmo que é exercida pelo chão, essa força possui a mesma intensidade e direção da força G , porém com sentido contrário, sendo conhecida como força Normal (Serway, 2007, p. 118-120).

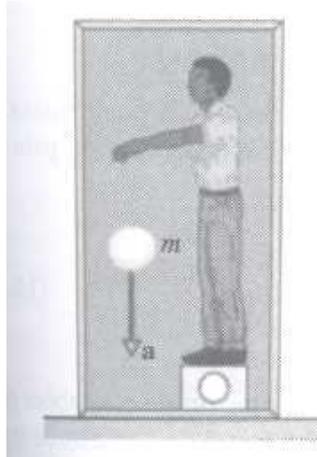
2.1.8 Microgravidade

Existem diversos pontos no espaço em que a influência gravitacional de corpos celestes é mínima, com o valor da aceleração gravitacional nestes pontos tendendo a zero. Estes pontos são conhecidos como ambientes de microgravidade, no qual existe a ausência de peso dos corpos que neles se encontram. (Vernikos, 2009, p. 26-27).

2.1.9 Princípio da equivalência

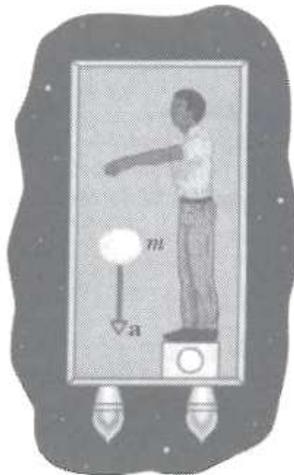
Após Albert Einstein (1879-1955) analisar o fato de uma pessoa não sentir seu próprio peso quando cai em queda livre, ele formulou uma teoria que abrange a gravitação, conhecida como Teoria Geral da Relatividade, tendo como seu postulado fundamental o Princípio da equivalência, no qual declara que uma gravidade é equivalente a uma aceleração. Este princípio é demonstrado na Figura 1, onde uma pessoa encontra-se em repouso sobre uma balança dentro de uma caixa fechada na superfície terrestre, e a Figura 2 demonstra a mesma pessoa sobre a balança, porém dentro de uma caixa que está acelerando a $9,80 \text{ m/s}^2$ em um ambiente de microgravidade. O peso mensurado pelas balanças nos dois ambientes distintos é o mesmo, pois a aceleração do sistema da Figura 2, equivale à aceleração gravitacional da terra visto no sistema da Figura 1. A bola com massa m que pode ser vista nos dois sistemas, também é atraída com a mesma intensidade (Halliday , 1995, p. 66-67).

Figura 1 Voluntário no interior de uma caixa estacionada sobre a superfície terrestre



Fonte: Modificado de Halliday (1995, p. 67)

Figura 2 Voluntário no interior de uma caixa em ambiente de microgravidade



Fonte: Modificado de Halliday (1995, p. 67)

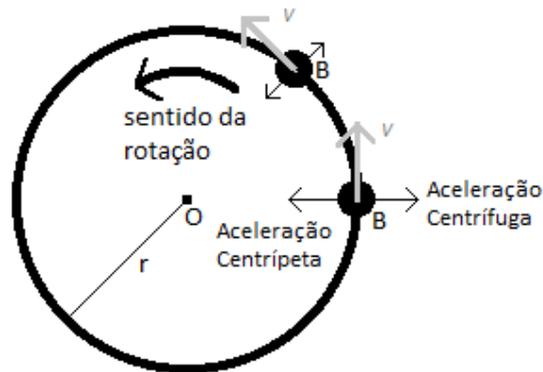
2.1.10 Hipergravidade

A referência utilizada para classificar a intensidade da aceleração gravitacional é o valor da gravidade terrestre, sendo assim, os ambientes que possuem valores desta aceleração maiores que 1G são conhecidos como ambientes de hipergravidade. Gravidades elevadas podem ser encontradas em outros planetas, corpos celestes ou simplesmente em situações de acelerações que ocorrem na Terra, que através do princípio da equivalência, também são comparadas com a aceleração gravitacional terrestre. Como exemplo, a decolagem de um foguete que alcança aproximadamente 6G (Vernikos, 2009, p. 26-27).

2.1.11 Movimento Circular

Quando um corpo ou partícula executa uma trajetória circular como mostra a Figura 3, o vetor velocidade muda constantemente de direção devido à influência de uma aceleração exercida sobre o mesmo, conhecida como Aceleração Centrípeta, que também é responsável por impedir que o corpo siga a sua reação inercial e saia da trajetória circular, sendo calculada através da Equação 1. Utilizando a Segunda Lei de Newton e multiplicando a Aceleração Centrípeta pela massa do corpo em movimento, obtêm-se a Força Centrípeta. Na figura 3, também pode ser visto um componente que, segundo a Terceira Lei de Newton, é a reação inercial da força centrípeta e está posicionada a 180° da mesma, sendo este componente conhecido como Aceleração Centrífuga, que tem como força associada a Força Centrífuga (Serway, 2007, p. 89-91)

Figura 3 Demonstração do movimento
Movimento Circular



Fonte: O autor (2012)

Nota: Na figura, B é corpo em movimento, V é o vetor velocidade e r é o raio (distância entre B e o centro O)

$$a_{centrípeta} = \omega^2 \cdot r \quad (1)$$

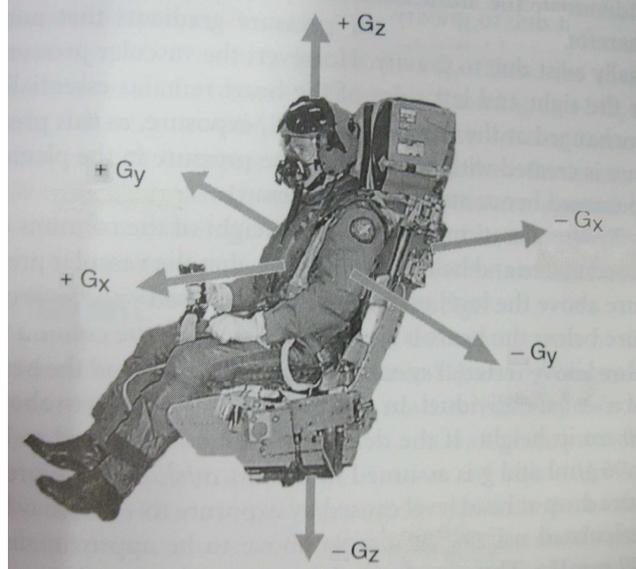
Sendo $a_{centrípeta}$ a aceleração centrípeta do sistema em m/s², ω a velocidade angular do sistema em rad/s e r representa o raio do sistema em m (Halliday, 1995, p. 246).

2.2 FISILOGIA AEROESPACIAL

Quando em movimento, um piloto de avião possui a influência de acelerações em diversos sentidos. Sendo assim, a fisiologia aeroespacial separou essas acelerações em eixos para melhor identificar seus efeitos como pode ser visto na

Figura 4 (Rainford, 2006,140-141). Por ser o eixo utilizado na presente centrífuga, o +Gz foi o mais abordado na revisão teórica do presente trabalho.

Figura 4 Eixos das acelerações na Fisiologia aeroespacial



Fonte: Figura modificada de Rainford (2006, p. 141)

2.2.1 Exposição a aceleração +Gz

O número de aviadores de todo o mundo que estão expostos regularmente à aceleração + G em grandes altitudes é relativamente pequeno, sendo restrito, praticamente, a apenas algumas centenas ou mais de militares, em qualquer país. Embora acrobacias civis também experimentem níveis de altíssima aceleração + Gz, suas aeronaves em geral, são incapazes de sustentar a aceleração devido a limitações de empuxo e, conseqüentemente, sua exposição à força G tende a ser breve, limitando sequelas fisiológicas. Em uma configuração militar, a exposição à aceleração é dependente do tipo de aeronave operada, no entanto, a maior parte da tripulação será exposta a, pelo menos, +1Gz durante a base de formação em voo. A exposição à aceleração + 6 Gz, geralmente resulta de giros, em especial, durante manobras de combate aéreo ou em voos de ataque ao solo, onde a recuperação de mergulho e evasão de mísseis pode obrigar o piloto a realizar mudanças bruscas de direção (Rainford, 2006, p. 141).

2.2.1.1 Efeitos muscoesqueléticos da aceleração +Gz

A atrofia e a fraqueza muscular são de preocupação particular quando a transição de zero a + 1 G ocorre, como quando o sistema músculo-esquelético é exposto repentinamente à força da gravidade após vários dias ou meses em condições de microgravidade (Prampetro, 2003).

Os efeitos que aparecem com maior facilidade durante a exposição à elevada aceleração + Gz, são provocados pelo aumento do peso dos tecidos moles, cabeça, membros e tronco. Obviamente, o piloto ou qualquer pessoa sujeita à centrífuga tenta, com dificuldade, elevar os braços em 3 G. O movimento para cima dos braços torna-se quase impossível acima de + 7 Gz, embora o movimento fino, como o dos dedos, tende a ser preservado devido à sua massa relativamente baixa. Acima de + 3 Gz é impossível para a maioria das pessoas levantarem da posição sentada, sendo impossível escapar sem ajuda (por exemplo, de uma aeronave em dano). Por esta razão, sistemas assistidos de escapes, como assentos ejetáveis, são empregados em aeronaves de alto desempenho (Rainford, 2006, p. 141).

Os tecidos moles da face também são afetados pela exposição à hiperaceleração, com uma inclinação ou aparência flácida mesmo em + 2 Gz, que pode, em níveis mais elevados de aceleração, levar ao fechamento involuntário dos olhos em indivíduos inexperientes. Mesmo sem o peso adicional de chapelaria, um indivíduo não pode levantar a cabeça uma vez que o pescoço tenha sido autorizado a ser flexionado a acelerações acima de + 8 Gz. Quando um capacete de proteção é utilizado, esta limitação ocorre de + 4 a 6 Gz. De importância particular é a posição do centro de gravidade da cabeça, em relação às vértebras occipital e cervical. Por todas estas razões, exposições repetidas de longa duração à + Gz podem gerar fadiga e, em especial, dor no pescoço e lesões associadas aos tecidos moles (Rainford, 2006, p. 142).

É bem sabido também que, embora a perda de massa óssea não ocorra rapidamente, a magnitude da perda do osso durante as missões espaciais de longa duração é uma grande preocupação (Yang, 2007; Clément, 2008).

2.2.1.2 Efeitos da +Gz no sistema cardiovascular

A exposição à aceleração + Gz aumentada tem um profundo efeito sobre o sistema cardiovascular, que se manifesta, em primeiro lugar, por sintomas visuais e, em seguida, em níveis suficientemente elevados de aceleração, por perda de consciência. Estes efeitos não são limitados às últimas gerações de aeronaves e foram observados pelo menos desde 1918. O distúrbio circulatório é resultado de uma simples questão física aplicada aos compartimentos de fluidos dentro do corpo. A exposição à aceleração + Gz produz grandes alterações imediatas na distribuição da pressão nos sistemas arteriais e venosos, o que, por sua vez, induz mudanças no fluxo sanguíneo. Estas perturbações iniciais evocam alterações de reflexos

compensatórios, que tendem a reduzir a magnitude dos efeitos iniciais (Rainford, 2006, p. 142). Porque o sistema cardiovascular é adaptado para a força de + 1 G (atração gravitacional), qualquer alteração nesta força perturba os mecanismos de controle da homeostase. (Miller, 1959).

2.2.1.2.1 Pressão Hidrostática

As alterações cardiovasculares em aceleração G+ resultam do aumento do gradiente hidrostático presente nos sistemas venoso e arterial. A pressão hidrostática resulta da exposição de uma coluna de fluido à aceleração, dada pela fórmula $p = hPg$, onde p é a pressão exercida por uma coluna de fluido, h é a altura da coluna, P é a densidade do fluido e g é a aceleração a qual é exposta. A aceleração aumenta o peso das colunas de sangue acima e abaixo do coração, de modo que a pressão vascular acima do nível do coração é diminuída e a pressão abaixo do coração é aumentada (Rainford, 2006, p. 142).

2.2.1.2.2 Distribuição do volume sanguíneo

As alterações na pressão intravascular tem efeito sobre o tamanho dos vasos sanguíneos, uma vez que este tamanho é determinado por fatores como: pressão vascular, capacidade de distensão do vaso e quantidade de sangue disponível para preenchê-lo. Por sua vez, as alterações no tamanho dos vasos tem efeitos importantes sobre o fluxo sanguíneo regional e sobre o conteúdo de sangue. Assim, com um aumento na pressão vascular das pequenas artérias e arteríolas abaixo do nível do coração haverá redução na resistência periférica e aumento no fluxo sanguíneo local. Enquanto isso, um decréscimo na pressão vascular das veias acima do nível do coração pode produzir um colapso total dos vasos e cessação do fluxo de sangue através deles (Rainford, 2006, p. 143).

2.2.1.2.3 Reflexo barorreceptor

As mudanças de pressão arterial e de redistribuição do volume sanguíneo provocadas pela exposição à alta aceleração + Gz produz respostas reflexas envolvendo os barorreceptores arteriais e, possivelmente, também os receptores de baixa pressão cardiopulmonares e quimiorreceptores arteriais. Reflexos em nível local também são suscetíveis de influenciar a resposta da pressão arterial na exposição à aceleração. Assim, o reflexo barorreceptor fornece um mecanismo de compensação em aceleração aumentada. A exposição à + 4 Gz produz, tipicamente, uma frequência cardíaca máxima de cerca de 120 a 140 batimentos / min. O retorno venoso para o lado direito do coração começa a aumentar após 10 a 15 segundos do início da exposição à aceleração. O retorno venoso continua a aumentar ao longo

dos próximos 20 a 40 segundos. O débito cardíaco após 30-60 segundos da exposição à + 4 Gz é reduzido em cerca de 20 % abaixo do valor de repouso (Rainford, 2006, p. 144).

Entre outros efeitos cardiovasculares causados pelo estresse induzido pelo aumento da aceleração estão: disritmias cardíacas, ruptura dos capilares da pele formando petéquias, além de respostas endócrinas específicas, tais como aumento dos níveis de adrenalina, noradrenalina e cortisol séricos (Rainford, 2006, p. 148).

2.2.1.3 Efeitos da aceleração +Gz na visão

Para um aviador ou sujeito experimental em uma centrífuga humana, os sintomas visuais são a primeira manifestação evidente dos efeitos cardiovasculares da exposição à aceleração. Alterações na função visual se tornaram reconhecidas pela tripulação como um antecedente importante na G-induzida para perda iminente de consciência. Familiaridade com sintomas visuais é uma parte importante do treinamento em hipergravidade para tripulantes (Rainford, 2006, p. 145-146).

Classicamente, o padrão de perda visual associada com a exposição + Gz é descrito em termos de "grey-out" e "blackout". Grey-out é geralmente descrito como uma perda de visão em forma de cone, que começa da periferia até a visão central, quando em níveis mais elevados de aceleração. A visão na periferia é descrita como cinza ou preto, mas em termos práticos, os sujeitos são incapazes de responder a um estímulo luminoso apresentado na parte afetada do campo visual. No entanto, nem todos os sujeitos relatam sintomas visuais idênticos, e parece haver um subgrupo de pessoas que se reportam a um amplo escurecimento tanto da visão central quanto periférica, simultaneamente, com redução aparente na sensibilidade de contraste. Alguns também relatam linhas e formas de várias cores sob essas condições (Rainford, 2006, p. 145-146).

Um sintoma visual mais definitivo é o blackout, que se refere à perda completa de visão com a consciência preservada, em distinção ao termo coloquial para a perda de consciência ou desmaio. Normalmente, é o resultado final do padrão grey-out clássico descrito acima, em que a visão torna-se um túnel estreito, até que a visão central é finalmente perdida, enquanto que os processos auditivos e mentais são mantidos. O blackout ocorre em níveis de aceleração maiores que aqueles que causam o grey-out. Um pouco mais de aceleração + Gz (geralmente em torno de 0,5 G) é necessário para causar perda de consciência. Sob certas circunstâncias, a tripulação pode usar os sintomas de alerta de grey-out e blackout para evitar a perda

de consciência (G-LOC) na G-induzida, realizando ações corretivas. No entanto, em níveis elevados de aceleração inicial, estes sintomas não podem estar presentes. O maior estudo para investigar os níveis de aceleração associados a sintomas visuais foi realizado utilizando 1.000 tripulantes. Isto revelou que o blackout ocorreu a + 4,8 G, seguido de perda de consciência a + 5,4 Gz. No entanto, existe uma grande variação no nível de aceleração em que a perda de visão periférica ocorre, devido a fatores tais como: a estatura corporal, condição física, nível de iluminação do campo visual e, em particular, o grau de relaxamento muscular (Rainford, 2006, p. 145-146).

Seja qual for o nível de aceleração, a visão não é perturbada por cerca de 5 segundos após o início da exposição. Em níveis moderados de aceleração, a intensidade dos sintomas visuais frequentemente diminui entre 8 e 12 segundos após o início da aceleração. Esta melhoria é devido à compensação das respostas cardiovasculares para restaurar o fluxo de sangue para a retina. Assim, durante a exposição à + 5 Gz, o blackout pode ocorrer depois de 6 segundos, mas a visão é restaurada alguns segundos mais tarde. A visão normal retorna de 3 a 5 segundos após o término da manobra (Rainford, 2006, p. 145-146).

A distribuição periférica da perda de visão em um grey-out, tradicionalmente tem sido atribuída à anatomia vascular da retina. Esta explicação baseia-se no pressuposto de que a retina tem um fornecimento de sangue único a partir de sua artéria central, que penetra no globo do disco óptico e forma várias ramificações com diâmetros menores em direção à periferia. Assim, uma redução na pressão da artéria central da retina fará com que o fluxo de sangue periférico em seus vasos seja superado pela pressão intraocular, já que os vasos periféricos tem a pressão mais baixa (Rainford, 2006, p. 145-146). O fracasso em um adequado fornecimento de sangue para a retina e para o cérebro é geralmente aceito como causa para blackout e inconsciência com o aumento na magnitude da aceleração (Miller, 1959).

2.2.1.4 Perda de consciência induzida por +Gz

A perda de consciência ocorre quando a exposição à tensão + Gz é um pouco maior que a necessária para produzir resultados de blackout visual. Mesmo que a consciência seja perdida, não há perda total do tônus muscular. Durante a recuperação nos poucos segundos após a exposição à aceleração, a atividade muscular pode ficar suscetível às diferenças na ativação cerebral com o retorno de sangue ao cérebro. Além disso, é possível que um controle de aeronave ou

interruptor possa ser operado inadvertidamente durante esta atividade (Rainford, 2006, p. 146).

A G-LOC, que é a perda de consciência induzida, é registrada desde 1919. Os principais riscos que o ser humano corre ao fazer testes de G-LOC em centrífugas estão ligados diretamente ao sistema nervoso central, cardíaco e músculo-esquelético (pescoço e costas), mas outros riscos também estão presentes. Essa exposição ao G-LOC é necessária para resolver possíveis problemas em pilotos, porém os benefícios sempre devem ser maiores que os riscos (Whinnery, 1991).

Resolver os problemas associados com o G-LOC tem o benefício definido de impedir novas perdas de aeronaves e tripulação, além de melhorar o desempenho operacional de combate e de sobrevivência (Whinnery, 1991).

Os riscos do G-LOC para o sistema nervoso central estão associados à hipóxia induzida por + Gz. Já os benefícios encontrados em pesquisas não se limitam à aviação. Inúmeros benefícios médicos também podem ser adquiridos. Os dados descobertos, que aumentam a tolerância do sistema nervoso central para hipóxia isquêmica, apresentam resultados diretamente ligados a doenças neurológicas (acidentes vasculares cerebrais) e doenças cardiovasculares (ataques e morte cardíaca súbita). A base neurológica da memória, aprendizado, sono, sonhos, apreensões e convulsões estão intimamente envolvidos com o G-LOC e sua recuperação. Talvez, um entendimento da morte e do processo de se morrer pode ser obtido com a investigação de fenômenos do inconsciente. (Whinnery, 1991).

A incapacidade devido ao G-LOC pode ser dividida em dois períodos: um período de incapacidade absoluta, com uma duração de 10 a 15 segundos, durante o qual o indivíduo está inconsciente, e um período de incapacitação relativa, com duração de aproximadamente 30 segundos. Todavia, há presença de confusão e desorientação, de tal forma que acarreta incapacidade para controlar a aeronave. O tempo de incapacitação total, que poderia ser 1 minuto ou mais, é suficiente para uma aeronave de movimento rápido sofrer impacto com o solo. No período de 1982 a 2001, a USAF perdeu 29 aeronaves para G-LOC (Rainford, 2006, p. 146).

Nas horas que se seguem ao G-LOC, a tolerância G pode ser reduzida e certos efeitos psicológicos podem persistir. Portanto, as tripulações são recomendadas a não voar 1 dia após um episódio de G-LOC. Amnésia fisiológica ocorre em até 50 % dos casos seguidos de G-LOC e pode significar que a tripulação não tem conhecimento de ter tido um episódio. Inquéritos confidenciais de

várias forças armadas ao redor do mundo sugerem que 10 a 20 % de todos os pilotos militares sofreram G-LOC pelo menos uma vez. No entanto, considerando que alguns indivíduos podem ter sofrido de amnésia pós G-LOC, este valor pode ser subestimado (Rainford, 2006, p. 147).

A perda ocasional de consciência, inevitável durante um programa de formação em centrífuga, pode ser benéfica para chamar atenção para os riscos e para a confusão e recuperação lenta que se seguem. Há alguma evidência para sugerir que a experiência anterior de perda de consciência pode encurtar o tempo de recuperação posterior, e tem-se argumentado que tal experiência deve ser experimentada por toda tripulação (Rainford, 2006, p. 163).

Conforme Shender et al(2003), mesmo que o estresse seja insuficiente para causar G-LOC, déficits na função motora e cognitiva ainda podem ocorrer, enfocando então os acontecimentos que podem preceder o G-LOC, chamados A-LOC. Se os pilotos não souberem reconhecer as consequências do A-LOC e, assim, interpretam mal o seu estado de consciência, os mesmos serão levados ao erro do piloto. A LOC-é um problema insidioso que afeta os processos motores e cognitivos e as respostas emocionais das tripulações (Shender, 2003).

A síndrome de quase perda de consciência (A-LOC) também tem sido descrita. Esta é um conjunto bastante livre de sinais e sintomas de natureza fisiológica, emocional e cognitiva. As características incluem anormalidades sensoriais, amnésia, confusão, euforia, paralisia e redução na acuidade auditiva. Uma característica particularmente notável é a aparente desconexão entre o desejo e a capacidade de executar uma ação. Certas características, como tremores, podem persistir durante algum tempo após a cessação da exposição à aceleração. A etiologia é semelhante à do G-LOC. A síndrome tem o potencial para causar perda significativa de desempenho da tripulação, mas não recebeu grande publicidade na comunidade de aviação (Rainford, 2006, p. 147).

2.2.1.5 Efeitos da +Gz na circulação cerebral

O efeito da aceleração hidrostática, superior a cerca de + 3,5 Gz reduz a pressão arterial ao nível do cérebro para um valor que, sob a gravidade normal, seria inferior à requerida para manter um fluxo de sangue cerebral adequado. Do mesmo modo, a exposição a + 4,5 G, reduz a pressão arterial ao nível da cabeça para virtualmente zero. Além disso, a exposição à aceleração + Gz suficiente para induzir grey-out não resulta necessariamente em perda de consciência. Embora as

mudanças de reflexo de compensação parcialmente restaurarem a pressão arterial em nível cerebral entre 6 e 12 segundos após o início de aceleração, a incidência de inconsciência é muito mais baixa que o esperado (Rainford, 2006, p. 147).

2.2.1.6 Efeitos pulmonares da Aceleração +Gz

2.2.1.6.1 Ventilação e Volume pulmonar

Exposições à aceleração até + 5 Gz trazem pouco prejuízo respiratório. A ventilação pulmonar pode aumentar substancialmente em indivíduos inexperientes à centrifugação. Em indivíduos treinados, um aumento na taxa respiratória pode ocorrer, porém, é compensado por uma diminuição no volume de ar corrente. Este efeito é aumentado pela inflação do traje anti-G na região abdominal. As capacidades vitais do pulmão não são afetadas por acelerações de até + 3 Gz, mas a exposição à + 5 Gz, as reduz em cerca de 15 %. A exposição à aceleração + Gz provoca descida do conteúdo abdominal e do diafragma, aumentando assim a capacidade residual funcional (CRF) (Rainford, 2006, p. 150).

2.2.1.6.2 Ventilação pulmonar regional

A exposição à aceleração + Gz acentua as diferenças regionais na distribuição de ventilação que estão presentes nos pulmões de um indivíduo em pé, sujeito a +1 Gz (Rainford, 2006, p. 150).

2.2.1.6.3 Fluxo sanguíneo pulmonar regional

A distribuição do fluxo sanguíneo através do pulmão é bastante afetada pela aceleração + Gz, porque a pressão externa à qual os vasos são expostos é a mesma do pulmão, que não é afetado pela aceleração, sendo a pressão na circulação pulmonar relativamente baixa. Acima do nível em que a pressão venosa pulmonar é zero, o fluxo sanguíneo através dos alvéolos é determinado pela diferença entre as pressões de gás arterial e alveolar. O aumento progressivo da pressão pulmonar arterial para baixo do pulmão, e da pressão venosa pulmonar abaixo da junção dos terços médio e inferior, resulta em um aumento correspondente ao fluxo sanguíneo regional. O aumento no fluxo sanguíneo com a distância para baixo do pulmão aumenta com o aumento de aceleração. No entanto, o fluxo de sangue diminui na parte mais dependente do pulmão, porque o aumento da pressão intersticial é transmitido para o gás alveolar quando atinge o estreito terminal das vias aéreas, aumentando assim a resistência local para o fluxo sanguíneo (Rainford, 2006, p. 151-152).

2.2.1.6.4 Troca gasosa pulmonar e saturação de oxigênio arterial

A exposição à aceleração + Gz acentua o aumento da ventilação e do fluxo de sangue até o pulmão que ocorrem sobre gravidade normal. A magnitude das alterações na ventilação e no fluxo de sangue para baixo do pulmão difere, de modo que a aceleração + Gz acentua as desigualdades de ventilação e perfusão que estão presentes no pulmão normal de um sujeito em posição ereta (Rainford, 2006, p. 152).

2.2.1.6.5 Colapso do pulmão

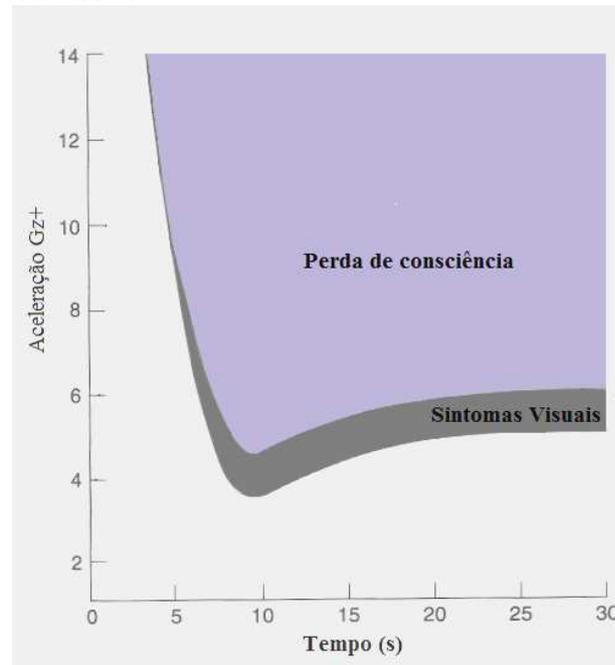
Existe uma ampla variação individual na suscetibilidade, tanto no nível quanto na duração da aceleração necessária para magnitude no efeito e também para produzir atelectasia. Os sintomas, que geralmente não são aparentes até depois da exposição, ou mesmo após o voo em que ocorreu a exposição, consistem em uma tosse seca, com ou sem desconforto ou dor subesternal, que é exacerbada por uma inspiração profunda. Os sinais radiográficos de colapso podem ocorrer na ausência de sintomas. Os sintomas e sinais radiográficos geralmente desaparecem completamente após inspiração profunda, que muitas vezes provoca crises de tosse. Na ausência de respiração profunda, no entanto, o colapso basal pode persistir durante 24 horas ou mais. A capacidade vital pode ser reduzida até 60 % do valor normal. (Rainford, 2006, p. 152).

Qualquer fator que altere a CRF pulmonar durante a exposição de aceleração irá afetar a magnitude do desvio da direita para a esquerda, sendo capaz de desenvolver atelectasia de aceleração. Tais fatores incluem respiração com pressão durante a aceleração e manobra de esforço anti-G. A respiração de pressão provoca um aumento mecânico na CRF e, por isso, deve melhorar a saturação de oxigênio arterial e diminuir a atelectasia (Rainford, 2006, p.152-153).

2.2.2 Tolerância à aceleração +Gz

Vários problemas surgem na definição de tolerância à aceleração. A natureza do ponto extremo de tolerância G pode ser definida como *grey-out*, escurecimento ou esgotamento físico e depende de fatores como a taxa de aplicação e da duração da aceleração como visto na Figura 5 (Rainford, 2006, p 148).

Figura 5 Gráfico da relação entre a aceleração +Gz e o tempo de exposição da mesma



Fonte: Figura modificada de Rainford(2006, p. 149)

Durante a exposição prolongada à + Gz como durante uma manobra de combate simulada sobre a centrífuga, a fadiga torna-se um fator de exaustão física utilizada como uma medida de tolerância. Outro problema com a determinação da tolerância G é a grande variação entre indivíduos, tal que, em uma série de experiências, a aceleração necessária para produzir grey-out variou entre sujeitos de + 2,7 Gz a +7,8 Gz (valor médio + 4,7 Gz com desvio padrão de $\pm 0,8$ G) (Rainford, 2006, p 148).

Vários episódios curtos de centrifugação são suscetíveis de melhorar a eficiência e a tolerância da tripulação que um episódio longo (Clément, 2008).

2.2.2.1 Fatores que afetam a tolerância à aceleração +Gz

2.2.2.1.1 Temperatura

A exposição ao calor reduz a tolerância à aceleração + Gz. Um aumento de 1 °C na temperatura corporal reduz em 40 % o nível de aceleração em que blackout ocorre. A redução da tolerância é devido à vasodilatação cutânea e a mudança de sangue para a periferia, que ocorre em resposta a um aumento da temperatura do corpo (Rainford, 2006, p. 149).

2.2.2.1.2 Concentração de glicose no sangue

A tolerância à aceleração positiva é reduzida por uma queda na concentração de glicose no sangue. Uma redução de 50 % nessa concentração abaixo do valor de

repouso reduz o limiar de grey-out para cerca de + 0,6 Gz. No entanto, uma vez que ocorra a queda na concentração de glicose, há uma reação hipoglicêmica, com sensação de frio, fome e tremor (Rainford, 2006, p. 149).

2.2.2.1.3 Álcool

A ingestão de álcool reduz a tolerância à aceleração Gz+. É provável que este efeito aconteça, em parte, pela vasodilatação induzida pelo álcool e também em função da depressão de respostas centrais. A desidratação associada com o consumo de álcool pode também ter efeito sobre a tolerância à força + Gz . No geral, porém, o comprometimento no desempenho pelo consumo de álcool é muito mais provável que seja um fator de acidentes aéreos e incidentes que qualquer efeito sobre a tolerância à força + Gz (Rainford, 2006, p. 149).

2.2.2.1.4 Hiperventilação e Hipóxia

A hiperventilação reduz a tolerância à aceleração Gz+. A redução do dióxido de carbono arterial na ordem de 2,6-3,3 kPa (20-25 mmHg) por dois minutos de hiperventilação vigorosa reduz o limiar de grey-out para + 0,6 G. Como seria de esperar, a respiração de 5 a 10 % de dióxido de carbono no ar provoca um aumento significativo na Tolerância à força + Gz , mas a dor de cabeça associada a sua utilização tornaria impraticável (Rainford, 2006, p. 149).

A hipóxia também reduz a tolerância à aceleração + Gz. A redução da tensão de oxigênio arterial para 9,3 kPa (70 mmHg) diminui o limiar para grey-out para 0,6 G. Os graus mais severos de hipóxia tem sido mostrados para reduzir o limite de blackout para 0,8 a 1,2 G (Rainford, 2006, p. 149).

2.2.2.1.5 Distensão estomacal

A distensão do estômago aumenta a tolerância à aceleração + Gz. A ingestão de 1,5 litros de água tem sido mostrada como responsável pelo aumento do limiar de blackout entre 0,6 a 1,3 G. Este efeito pode ocorrer, em parte, em função da redução do estômago distendido abaixo do diafragma e do coração durante a exposição, mas também pode estar relacionada com uma elevação do reflexo central da pressão sanguínea arterial (Rainford, 2006, p. 149).

2.2.2.1.6 Infecções intercorrentes

Infecções intercorrentes, como no trato respiratório superior, reduzem a tolerância à aceleração + Gz. Isto é particularmente verdadeiro se a temperatura do corpo for elevada (Rainford, 2006, p. 149).

2.2.2.1.7 Hidratação

O ambiente de cockpit do jato rápido pode levar a uma desidratação significativa, sobretudo, em manobras variadas anti-G que exijam grande desempenho físico. Sabe-se que a desidratação pode reduzir a resistência à exposição a + Gz, como por exemplo, durante o combate aéreo, por estar relacionada diretamente com a redução do volume circulatório. (Rainford, 2006, p. 150).

2.2.2.1.8 Gênero e morfologia do corpo

Não houve diferença demonstrada na tolerância à força + Gz entre homens e mulheres. Como a estatura média feminina costuma ser inferior à estatura masculina, um gradiente hidrostático menor entre o coração e a cabeça resultaria em melhora na tolerância à aceleração + Gz. No entanto, para compensar, a pressão arterial do sexo feminino de repouso é muito inferior a do sexo masculino. A relação entre a estatura e a distância entre a cabeça e o coração também podem ser diferentes em ambos os sexos. Na verdade, reconhece-se que os indivíduos em posição agachada tendem a ter uma melhor tolerância G que pessoas altas, mas este indicador não é confiável, como uma infinidade de outros fatores, incluindo idade, pressão arterial e dieta, que também podem ter influência (Rainford, 2006, p. 150).

2.2.2.1.9 Tempo de pausa nos voos

Reconhece-se amplamente que o tempo de pausa nos voos por mais de alguns dias pode resultar em redução na tolerância à força + Gz em matéria de regresso ao cockpit. Isso às vezes é chamado de "layoff". Como consequência, as tripulações devem ser aconselhadas a tomar cuidado com variações G durante as suas primeiras saídas depois de uma pausa no voo (Rainford, 2006, p. 150).

2.2.3 Efeitos fisiológicos de uma aceleração - Gz

A aceleração - Gz não é bem tolerada. Durante uma aceleração - Gz, o pooling de sangue ocorre na direção oposta a da + Gz, em direção à cabeça e aos membros superiores, elevando a pressão arterial e reduzindo assim a frequência cardíaca. O limite é definido pelo desconforto na cabeça, edema dos tecidos moles da face, petéquias, hemorragias na subconjutiva e perda de consciência. A aceleração máxima que pode ser tolerada é de cerca de - 5 Gz durante 5 segundos. Um nível de - 3 Gz pode ser tolerado pela maioria dos indivíduos em postura sentada durante 10 a 15 segundos, enquanto - 2 Gz é tolerado por vários minutos. Um grau de adaptação pode ser desenvolvido com exposições repetidas, sendo os participantes

de exibições de acrobacia experientes podem tolerar breve exposição de até - 9 Gz sem sequelas imediatas (Rainford, 2006, p. 154).

2.2.4 Efeitos fisiológicos de uma aceleração Gx

A aceleração de longa duração atua perpendicularmente ao eixo longitudinal do corpo e ocorre raramente no atual voo convencional. Essa aceleração é normalmente confinada a catapultar foguetes de lançamento, pousos e decolagens de transporte, embora as forças superiores a - 2 Gx possam se acumular durante rotações planas. As forças nestas manobras são, no entanto, relativamente pequenas para a tolerância humana e não dão origem a problemas específicos (Rainford, 2006, p.155).

Em voos espaciais precoces, a aceleração necessária para atingir as velocidades requeridas para a órbita ou a fuga de campo gravitacional da Terra era tal que podia ser tolerada pelos ocupantes dos veículos espaciais apenas se as forças de inércia fossem aplicadas transversalmente através do eixo longo do corpo. Para os atuais veículos espaciais tripulados, como o Space Shuttle, estas acelerações agem por alguns minutos e envolvem picos de apenas + 3 Gx. A principal consequência de uma elevada aceleração Gx é o aumento do peso do tórax, que dificulta o processo inspiratório (Rainford, 2006, p.155). A aceleração Gx pode reduzir a tolerância G (Albery, 2004).

2.2.5 Efeitos fisiológicos de uma aceleração Gy

Com exceção de alguns modelos de aviões experimentais, aceleração (lateral) Gy significativa não ocorre em condições normais de voo rápido a jato. Forças em torno de + ou -2 Gy podem ser geradas por algumas aeronaves ágeis durante as manobras de rolo em ângulos de ataque elevados. Tais níveis de aceleração, em geral, tem pouco efeito, mas o efeito sobre a mobilidade da cabeça e o risco de lesão no pescoço devem ser considerados, tal como a potencial para desorientação espacial. Maior nível de aceleração lateral (± 3 ou ± 4 Gy) tem efeitos profundos sobre a função pulmonar. Com efeito, a influência do aumento de peso do mediastino a ± 3 ou ± 4 Gy é tal que os pulmões direito e esquerdo inflam e esvaziam sequencialmente (Rainford, 2006, p. 155).

A aceleração Gy em conjunto com a aceleração Gz pode aumentar a tolerância G (Albery, 2004).

2.2.6 Proteção contra acelerações de longa duração

Ao longo dos anos foram desenvolvidos métodos e equipamentos a fim de aumentar a tolerância de seres humanos à exposição a acelerações nocivas. A proteção frente a elevadas acelerações é dividida de duas formas: ações voluntárias tomadas pela tripulação de aeronaves, e sistemas de proteção G provenientes dos aviões (Rainford, 2006, p. 159).

2.2.6.1 Ações Voluntárias Anti-G

2.2.6.1.1 Tensionamento Muscular

Durante a 2ª Guerra Mundial foram realizados experimentos baseados na contração muscular esquelética dos pilotos durante os voos em aeronaves de combate. Estes experimentos aumentaram a tolerância G em 2 G ou mais. Todavia existem fatores de risco envolvidos com estas manobras, como por exemplo, o aumento da pressão arterial (Rainford, 2006, p. 160).

2.2.6.1.2 Manobra de Valsalva

A manobra de Valsalva é uma exalação forçada contra a glote fechada. Essa ação aumenta as pressões intratorácicas e intra-abdominais, assim, esse aumento de pressão é transmitido diretamente para o coração e os grandes vasos, elevando a pressão arterial sistêmica. Em acelerações + Gz, essa manobra ajuda a manter a perfusão cerebral, minimizando a redução no nível da pressão arterial na cabeça.

O efeito protetor dessa manobra é curto. Quando é iniciada a pressão arterial é elevada, mas depois de apenas alguns ciclos cardíacos, o pulso e a pressão arterial sistólica começam a cair, muitas vezes, a valores mais baixos que aqueles encontrados no repouso. Portanto, se uma manobra de Valsalva é prolongada por mais de 3 a 4 segundos em elevada aceleração + Gz, a tolerância G será reduzida (Rainford, 2006, p. 160).

2.2.6.1.3 Manobra de esforço Anti-G

A manobra de esforço anti-G é agora amplamente aceita como um meio de combinar os efeitos benéficos das técnicas descritas anteriormente e contornar alguns dos seus malefícios. É uma combinação da contração muscular com a manobra de Valsalva realizada ritmicamente a cada 3 a 4 segundos. Para ganhar a máxima proteção na manobra, a contração muscular deve ser sustentada durante a exposição à aceleração e não relaxado durante a respiração. Expiração e inspiração subsequentes devem ser realizadas o mais rapidamente possível, já que a pressão arterial cai vertiginosamente durante esta fase. Além disso, há evidências que

sugerem que a pressão intratorácica negativa gerada durante a inalação rápida pode aumentar o retorno venoso e assim melhorar o débito cardíaco. Esta manobra é o principal fator da proteção-G para pilotos de acrobacias aéreas civis e é empregada em conjunto com os trajes anti-G pela maioria da tripulação de aviões a jato militares (Rainford, 2006, p. 160).

2.2.6.2 Sistemas de proteção G

2.2.6.2.1 Trajes Anti-G

O padrão de *five-bladder* dos trajes anti-G em uso atualmente surgiu como um resultado da exigência de uma melhor mobilidade e conforto na peça de vestuário. O traje é composto por calça com corte na virilha e joelhos para permitir uma maior mobilidade e para reduzir a carga de calor. É constituída por uma camada externa feita de um material não elástico contendo cinco interligações não-circunferenciais de bexigas de ar. As bexigas e os seus revestimentos exteriores de retenção são colocadas sobre o abdômen e enroladas nas coxas e panturrilhas; o perímetro da camada de restrição externa pode ser ajustado em relação à média de cordas laçadas. O processo infla a uma pressão uniforme, através de um tubo flexível do sistema anti-G conectado à aeronave. A melhoria máxima na tolerância G que tem sido vista no uso de um traje deste tipo é de cerca de 2 G, mas em uso prático, quando amarrado a uma tensão confortável, a melhoria é geralmente entre 1 a 1,5 G (Rainford, 2006, p. 161-162).

O traje anti-G aumenta a tolerância à aceleração +G z da seguinte maneira:

- A compressão mecânica do tecido mantém a resistência vascular periférica e reduz o pooling venoso dos membros inferiores, de uma maneira semelhante ao estiramento do músculo esquelético. Também pode haver retorno de sangue para o tórax, de tal modo que o desvio cardíaco é mantido (Rainford, 2006, p. 161-162).

- O traje anti-G tende a evitar o aumento da distância vertical entre o coração e o cérebro, que é normalmente causado por aumento na aceleração + Gz (Rainford, 2006, p. 161-162).

O traje anti-G atua para reduzir a magnitude da cabina do inicial (both the initial) e os efeitos a longo prazo de altas acelerações + Gz sobre o sistema cardiovascular. A inflação da roupa no início de uma exposição produz um aumento imediato na resistência vascular periférica dos membros inferiores e impede a descida do diafragma. O traje anti-G também reduz a magnitude do agrupamento periférico de sangue que ocorre depois da exposição. Para garantir que os mecanismos iniciais

sejam totalmente eficazes, a inflação do terno anti-G tem de ser rápida - no máximo, dentro de 2 segundos livres do pico da aceleração aplicada (Rainford, 2006, p. 162).

Um exemplo de traje anti-G é demonstrado na figura 6.

Figura 6 Imagem de um traje anti-G



Fonte: G-Forces

2.2.6.2.2 Válvula Anti-G

A válvula anti-G controla o fluxo de gás, geralmente proveniente do compressor do motor, para o traje anti-G. A válvula pode ser mecânica ou eletrônica. Atualmente, válvulas mecânicas são mais comuns. Tipicamente elas consistem em um orifício, cuja abertura é controlada por uma massa, suportada por uma mola e um diafragma, que é exposto à pressão da roupa. O aumento no peso da massa de controle, que ocorre em exposição à aceleração, abre o orifício e permite que o ar flua para o traje até que a pressão atue sobre o diafragma da válvula, equilibrando o aumento da força exercida pelo controle da massa. Como a aceleração aplicada diminui, a pressão do traje abre o orifício e a roupa esvazia (Rainford, 2006, p. 162-163).

2.2.7 Centrifugação em Microgravidade

A gravidade artificial oferece um espectro contínuo e amplo para uma abordagem integrada no combate aos efeitos nocivos da microgravidade por ser capaz de afetar vários sistemas e órgãos (Yang, 2007).

Uma das principais preocupações do uso artificial da gravidade como uma contramedida, especialmente em uma centrífuga de braço-curto, é o potencial de gerar efeitos negativos secundários que resultam do movimento da cabeça em um ambiente de rotação. Este movimento pode causar tontura, movimento ilusório, e náusea. No entanto, pesquisadores de diferentes laboratórios tem consistentemente descoberto que simulações sob centrifugação de braço-curto, tanto em hiper quanto em microgravidade, tem sido bem toleradas, sendo possível minimizar seus efeitos secundários, mesmo a taxas elevadas de rotação (Yang, 2007). Desta forma, centrifugação de braço-curto pode ser usada para melhorar as respostas vestibulares e tolerância ortostática à microgravidade (Yang, 2007; Stenger, 2007). Porém, é conhecido por muitos que a estimulação do labirinto não acústico talvez possa produzir stress em vários graus em humanos e animais, sendo os movimentos da cabeça durante rotações do corpo extremamente estressantes. Muitos estudantes dos canais encontraram esses resultados, concluindo que é muito importante o cuidado com os movimentos da cabeça durante estudos que estimulem os canais semi-circulares. Mais especificamente, foi mostrado que a indução de movimentos controlados de cabeça durante rotações com velocidades constantes causam “motion sickness” (enjôo de movimento) (Clark, 1961).

2.3 CENTRÍFUGAS HUMANAS

A centrífuga consiste em um equipamento que utiliza a força inercial, desenvolvida através de um movimento circular, gerando uma aceleração sobre o corpo (SMITH, 1992). É um aparelho mecânico formado por um eixo de rotação, um braço ligado a este eixo, e em alguns casos, a existência de uma gôndola fixada na extremidade do braço. Quanto maior o braço da centrífuga, maior será a força G atuante em suas extremidades (White in Gomes, 2008).

A exposição humana à hipergravidade, provocada pelos giros da centrífuga, vem sendo estudada nas áreas biomédica e aeroespacial para avaliar as respostas fisiológicas do homem a altas acelerações. Efeitos envolvendo o sistema vestibular, imunológico, nervoso, digestório, além dos tecidos ósseo e muscular, aparelho respiratório e principalmente cardiovascular tem sido investigados (White in Gomes, 2008; Wubbels, 2002; Yang, 2007). A centrífuga humana também é utilizada em testes e treinamentos com pilotos militares e astronautas para aumentar a tolerância a elevados níveis de G e impedir novas perdas de aeronaves e tripulações, além de

melhorar o desempenho operacional de combate e sobrevivência (Whinnery, 1991). Muitos padrões de lançamento de foguetes foram definidos a partir de testes e treinamentos com centrífugas na década de 50 (Preston, 1955). Portanto, equipamentos como estes são utilizados para treinar o organismo humano e torná-lo mais resistente à força G.

A exigência da centrífuga em treinamentos em hipergravidade foi identificada após os inquéritos sobre G-LOC realizados durante os anos 1980. O primeiro curso de formação em hiper G foi realizado pela USAF (Força Aérea Americana) em 1983. Hoje, muitos países ao redor do mundo conduzem programas de formação em centrífuga para a sua tripulação. Metodologicamente, é difícil demonstrar o efeito da hipergravidade sobre as taxas de acidentes por G-LOC. Na USAF, um decréscimo foi mostrado nesta taxa comparando épocas anteriores ao início dos treinamentos em centrífuga (1982-84) com épocas de pós-treinamento (1985-1994). Porém, nenhuma redução estatisticamente significativa nas taxas de acidentes por G-LOC foi demonstrada durante todo o período (1982-2001). No entanto, em casos individuais de baixa tolerância, o treinamento foi eficaz e permitiu a tripulação continuar voando em altas performances nas aeronaves (Rainford, 2006, p. 163).

Promover a conscientização da tripulação do potencial para G-LOC, antecipar-se às circunstâncias que podem resultar em G-LOC, saber reconhecer os sintomas e desenvolver a confiança na capacidade de sustentar-se à aceleração + Gz são os objetivos de qualquer programa de treinamento em hipergravidade (Rainford, 2006, p. 163). A importância destes treinamentos tende a crescer com a introdução de jatos rápidos e ágeis. Para este fim, as últimas centrífugas humanas simulam desempenhos correspondentes aos de ágeis aeronaves (até 10 g / s). Alguns desses equipamentos podem alcançar até 30G com implementações de 6G/s

Com a introdução dos meios de proteção avançados de G, mais tempo de treinamento será dedicado à familiarização com a técnica de respiração em pressão positiva, que deve ser aprendida e praticada em benefício deste procedimento (Rainford, 2006, p. 163).

A formação básica em centrífuga é constituída por instruções detalhadas sobre a base fisiológica da aceleração no distúrbio visual e perda de consciência. Mais recentemente, o advento da simulação de voo dinâmico ofereceu uma melhoria no potencial de formação em centrífuga. Neste sistema, o piloto controla a centrífuga, que é configurada como um simulador de voo. Isto, por sua vez, pode conduzir a

uma melhor transferência de formação para o ambiente de voo e redução de incidentes com G-LOC. (Rainford, 2006, p. 163).

A tolerância humana à centrifugação depende do vetor em relação ao eixo longitudinal do corpo, da magnitude, da duração e da taxa de variação do gradiente gravitacional. Em voos espaciais, a tolerância irá depender também do número de sessões de rotação em um ciclo, do número de ciclos por dia e por semana, além da postura corporal (Kotovskaya, 2009).

A posição mais favorável para se tolerar exposições prolongadas a altas acelerações, tem se mostrado em posição transversal para o vetor de aceleração (Miller, 1950).

2.3.1 Histórico Mundial das Centrífugas

O uso das centrífugas em procedimentos industriais e analíticos é relativamente recente, tendo sido desenvolvida há cerca de 200 anos após as contribuições de Newton e Huygens. O primeiro uso industrial da centrifugação foi para separação de cremes, inventado por Gustav de Laval em 1873. O primeiro uso analítico identificado foi para separar o plasma do sangue em células vermelhas inventado por S.G. Hedin em 1891. Porém, foi em 1795, a primeira sugestão para o desenvolvimento de uma centrífuga biológica, em uma publicação denominada Zoonomia, feita por Erasmus Darwin, avô de Charles Darwin, onde o equipamento era usado para induzir o sono. Erasmus referia que a centrífuga poderia ser utilizada também para reduzir a frequência cardíaca e suprimir a febre (White in Gomes, 2008; Smith, 1992)

Equipamentos semelhantes a uma centrífuga, denominados gaiolas rotativas, eram utilizados em instituições para doentes mentais. Bárány relata em seu trabalho, que lhe rendeu um prêmio Nobel, que estes equipamentos rotativos eram usados para induzir vertigem, uma prática comum naquela época para tratar doentes mentais incontroláveis. (Smith, 1992)

As primeiras observações experimentais sobre os efeitos de campos gravitacionais alterados em sistemas biológicos foram feitas em 1808 por Thomas Knight. Ele concebeu uma plataforma rotatória movida por uma roda d'água a qual colocou em seu jardim. Em diversas posições da plataforma rotatória, o pesquisador colocou vários tipos de sementes e preparou para a germinação. Ele observou que tanto a raiz quanto a parte aérea cresceram ao longo das linhas de força, resultantes da força centrífuga e gravidade (Smith, 1992).

Salathé, fisiologista francês em 1877 desenvolveu uma centrífuga para estudar a influência das forças inerciais sobre a circulação em coelhos. Observações sobre os efeitos da orientação do corpo sobre a circulação foram realizadas antes por outro fisiologista francês, Piorry, em 1826 e por Marey em 1863. Salathé desejou determinar se as mesmas mudanças circulatórias poderiam ser produzidas pelas forças inerciais. (Smith, 1992).

Em 1903, Sir Hiram Maxim experimentou pela primeira vez os fenômenos de “grey-out” e G-LOC durante testes em uma nova máquina de um parque de diversões, exatamente como o funcionamento de uma centrífuga. Estima-se que durante o incidente ele tenha alcançado uma força de + 6,87 Gz, chegando à inconsciência, quando o operador responsável desligou a máquina. Quando a força resultante caiu para + 3 Gz, Sir Maxim recobrou a consciência (Broilo, 2008; Gomes, 2008).

O primeiro registro de internação hospitalar devido à exposição à hipergravidade foi em 1927 durante um voo de teste, onde o piloto Luke Christopher atingiu + 10,5 Gz em uma manobra de alta velocidade. Durante a internação foi diagnosticada conjuntivite nos dois olhos e pequenas hemorragias em vasos capilares. Duas semanas após o incidente, o piloto estava novamente apto a voar, estando completamente recuperado um mês após o ocorrido. A alteração da distribuição sanguínea pela força G foi o que causou os efeitos nos indivíduos citados (Broilo, 2008; Gomes, 2008).

A primeira centrífuga humana entrou em operação em 6 de maio de 1935, na América do Norte, em Wright Field, Ohio. O equipamento possuía 20 pés de diâmetro e na extremidade do braço havia um assento que podia ser fixado em qualquer um dos eixos ($\pm Z$, $\pm X$ ou $\pm Y$). Sua velocidade máxima era de 80 rpm e podia criar uma força de 20 G. No mesmo ano, entrou em operação a centrífuga alemã. Esta foi responsável por todas as pesquisas do ramo aeronáutico na Alemanha, até o final da Segunda Guerra Mundial. O Japão registrou a construção da sua primeira centrífuga humana no ano de 1938, possuindo um raio de 23 pés e alcançando a velocidade necessária para produzir + 5 Gz em um minuto. Neste mesmo ano entrou em operação em Turim, a centrífuga italiana. Com um braço de 10 pés, foi brevemente usada, até ser destruída por um bombardeio aéreo durante a Segunda Guerra Mundial. Em 1942, o exército japonês instalou uma nova centrífuga em Tachikawa. No primeiro ano de operação, aproximadamente 3.000 alunos de

pilotagem foram testados, numa média de 60 a 100 por dia. Esta centrífuga podia acelerar até + 15 Gz com implemento de + 2 G/s. No teste padrão, o aluno era exposto a + 4.5 Gz por 5 segundos, e aqueles que apresentavam maior tolerância eram selecionados para o treinamento de pilotos de caça. Em 1954, a Inglaterra construiu sua primeira centrífuga humana, no Instituto de Medicina da Aviação em Farnborough, com a supervisão do Dr. W.K. Stewart. A centrífuga, até hoje em funcionamento, possui 2 braços, com 9 metros cada um. Esta centrífuga pode alcançar uma força de 30 G, com implemento de + 7 G/s (Broilo, 2008; Gomes, 2008).

O comprimento médio das centrífugas mundiais é de 7,6 m e o máximo tempo de exposição à hiper G foi de poucas semanas em um estudo em Dowley, Califórnia, USA, na década de 60 (Loon, 2009)

Em 2004 a Agência Espacial Europeia (ESA) formou uma equipe de especialistas sobre gravidade artificial que, após extensas pesquisas bibliográficas, identificaram as principais lacunas nas pesquisas dessa área e, a partir deste ponto, fizeram os próximos passos para novas pesquisas. (Clément, 2008)

Um modelo de centrífuga humana movida a motor pode ser visto na Figura 7. Essa centrífuga possui raio de 6,1m e pode alcançar até + 30 G com implementos de 6G/s.

Figura 7 Centrífuga Humana da empresa Wyle

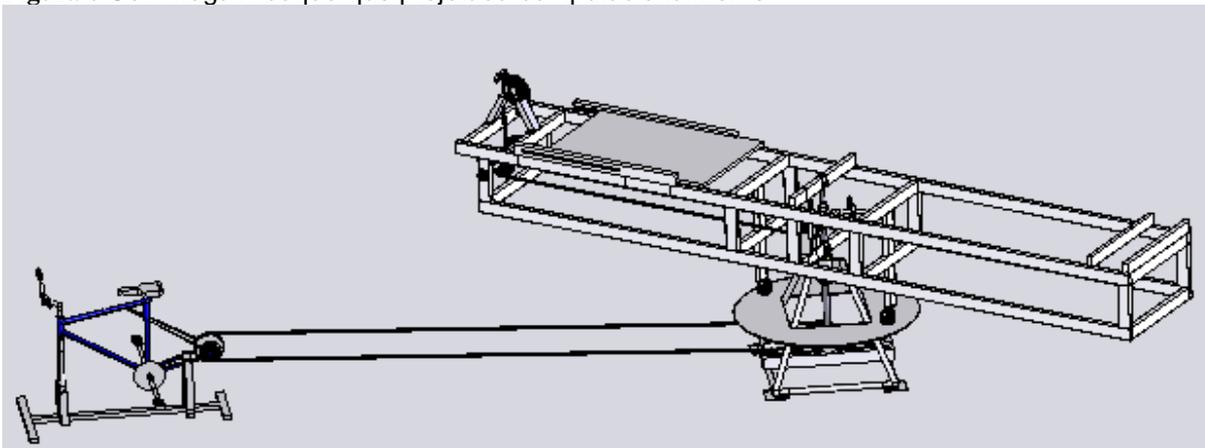


Fonte:WYLE (2012)

3. CENTRÍFUGA HUMANA MOVIDA A TRAÇÃO HUMANA

A centrífuga Humana desenvolvida na presente dissertação de mestrado, denominada de Centrífuga Albuquerque, é apresentada na Figura 8, através do seu projeto computacional.

Figura 8 Centrífuga Albuquerque projetada computacionalmente



Fonte: O autor (2012)

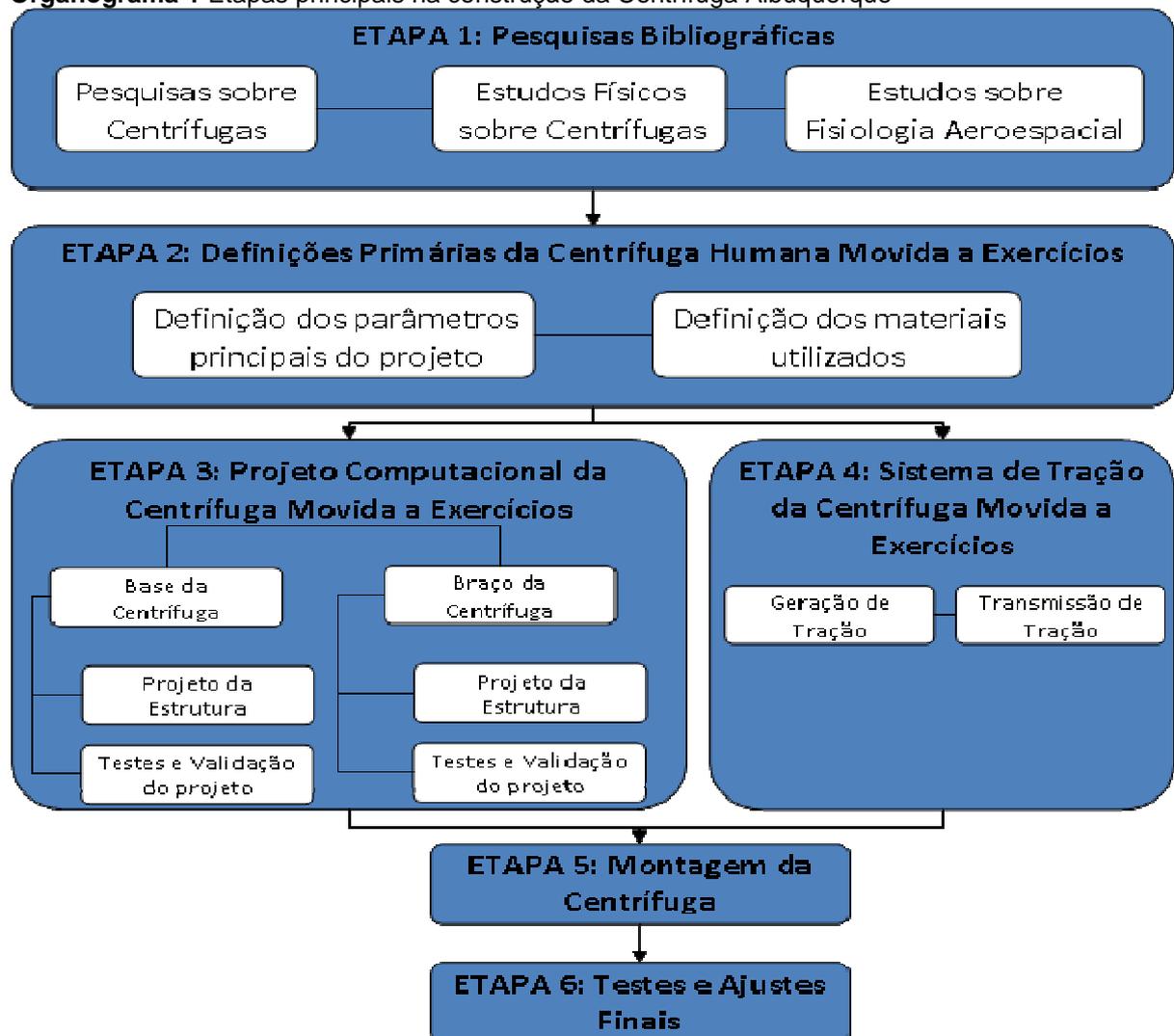
As principais características físicas e funcionais desse equipamento são:

- Peso máximo do voluntário no interior do equipamento = 120 kg
- Altura máxima do voluntário no interior do equipamento = 2,2 m
- Direção e sentido da força G produzida sobre o voluntário interno = +Gz
- Valor máximo da força G produzida (apenas com a tração externa) sobre o voluntário interno = 2,7 G
- Rotação máxima alcançada através da tração externa = 30 rpm
- Comprimento do Braço = 5000 mm
- Largura do Braço = 800 mm
- Altura total do equipamento = 1400 mm
- Diâmetro do disco de apoio localizado na Base = 1200 mm
- Distância entre a Centrífuga e o sistema de tração externa = 4000 mm
- Peso total do Braço sem voluntário = 121 kg
- Momento de Inércia para um voluntário de 120 kg = 761 kg/m²
- Torque para um voluntário de 120 kg com uma aceleração para o sistema variar de zero até 58 rpm em 30 segundos = 150 N.m

3.1 O PROJETO DA CENTRÍFUGA ALBUQUERQUE

O desenvolvimento de um projeto, sendo ele de alta ou baixa complexidade, necessita de organização e planejamento para que seja possível atingir os resultados esperados. Desta forma, a concepção de uma centrífuga humana teve início com o planejamento geral do projeto, como mostra o Organograma 1, o qual é separado em seis etapas principais. A etapa 1 teve uma duração de três meses e sua conclusão possibilitou o início da etapa 2, que por sua vez, foi realizada em dois meses. Seguindo a sequencia numérica, as etapas 3 e 4 foram desenvolvidas paralelamente em quatro meses. Chegando na etapa 5, o tempo utilizado foi de dois meses. Para a ultima etapa, numerada como 6, foi utilizado o tempo de um mês, porém, alguns testes e ajustes não foram concluídos devido a fatores que serão mencionados futuramente no presente projeto.

Organograma 1 Etapas principais na construção da Centrífuga Albuquerque



A primeira etapa do projeto consistiu na revisão bibliográfica sobre os assuntos vinculados ao desenvolvimento de uma centrífuga humana, para tornar possível o entendimento de sua utilidade, funcionamento, a forma como é utilizada em pesquisas, consequências dos testes nela realizados sobre o corpo humano, além do conhecimento do histórico mundial do seu desenvolvimento e os principais modelos utilizados na atualidade. Após a elucidação dos primeiros questionamentos, iniciou-se o planejamento da construção de uma centrífuga tracionada à força humana que possibilitasse a realização de exercícios por um voluntário no interior do equipamento, que estaria sob o efeito de uma gravidade simulada, participante este, definido como voluntário interno. Assim, deu-se início ao processo de escolha dos parâmetros principais do equipamento, tais como: materiais do projeto, comprimento do braço da centrífuga, aceleração radial e centrípeta, as quais o sistema deveria alcançar, além de especificações do peso e estatura máximos dos voluntários e, por fim, o tipo de exercício desenvolvido para ser realizado pelo voluntário interno e necessário para tracionar a centrífuga. Contudo, esse equipamento foi projetado com a limitação de um orçamento no valor de R\$ 7.000,00, valor esse no qual é considerado de baixo custo quando comparado as demais centrífugas existentes no mundo.

O ponto de partida para o desenvolvimento de uma centrífuga tracionada por força humana no Brasil ocorreu através do contato entre o Centro de Microgravidade e a Doutora Joan Vernikos. Por ser ex diretora do departamento *Space Life Sciences* da NASA (Agencia Espacial Americana), ela trabalhou com inúmeras pesquisas na área aeroespacial, sendo um de seus projetos, a construção de uma centrífuga movida à força humana, ANEXO A. Dessa forma, a inspiração da Centrífuga Humana do Centro de Microgravidade, foi o projeto desenvolvido por Vernikos e sua equipe(MULENBURG, 1997).

A partir da definição das ideias principais, o projeto começou a ser desenvolvido e sistematizado com a utilização do software de CAD(Desenho auxiliado por computador) SolidWorks. Este processo foi dividido em duas principais partes: a Base e o Braço da centrífuga. Para a definição do projeto final das estruturas, os modelos desenvolvidos foram testados computacionalmente, através do software de CAE (Engenharia auxiliada por computador) Cosmos pertencente ao SolidWorks, com o intuito de verificar a resistência dos mesmos. Foram realizados: o teste do critério de Von Mises, que consiste em calcular as tensões máximas de uma

peça ou equipamento sobre o efeito de forças pré-determinadas (Norton, 2004, p. 239-245) e o teste de máxima deformação, que consiste em determinar os deslocamentos máximos em cada eixo da peça ou equipamento também sobre o efeito de forças pré-determinadas. Através dos resultados destes testes, foram realizadas modificações nos projetos que foram novamente testados, sendo esse processo repetido até que resultados satisfatórios fossem encontrados. Paralelamente ao projeto computacional da estrutura, foram calculados e definidos os componentes do sistema de geração e deslocamento de tração do sistema.

A aquisição dos materiais e a montagem do sistema foram os próximos passos. A maioria das peças foram desenvolvidas pelo próprio autor e alguns colaboradores mencionados nos agradecimentos deste projeto. A produção de materiais se deu de forma terceirizada somente quando houve a necessidade do uso de ferramentas complexas ou de grande precisão não disponíveis nas dependências da universidade.

Foi escolhido o nome de Centrífuga Albuquerque para o equipamento desenvolvido no presente projeto de mestrado.

3.2 DEFINIÇÕES PRIMÁRIAS DO SISTEMA

3.2.1 Definição dos parâmetros principais do projeto

Muitos cálculos devem ser executados no projeto da centrífuga humana, porém estes devem convergir para apenas um valor, que é o da Aceleração Centrípeta, considerado o mais importante do projeto. Todavia, a determinação desta aceleração não ocorre de forma simplificada, visto que é dependente da influência de diversos fatores, entre eles: o comprimento do braço da centrífuga, torque máximo aplicado, a velocidade angular máxima, o momento de inércia e a aceleração angular do sistema. Alguns destes fatores estão associados diretamente com o método de tração do equipamento. Assim, esta centrífuga, que é tracionada por força humana, sofre limitações nestes parâmetros quando comparada a modelos que utilizam tracionamento por motores.

A escolha da aceleração que foi utilizada na Centrífuga foi baseada na análise da Figura 5, na qual é exibida anteriormente, que demonstra os efeitos da + Gz em relação à intensidade e duração de aplicação. Estimou-se, então, que o valor de + 5 Gz seria a aceleração ideal para gerar os principais sintomas fisiológicos sentidos pelo ser humano neste eixo.

A aceleração angular da centrífuga, que determina quanto tempo o sistema levará para alcançar a velocidade esperada, não é um fator importante para o tipo de pesquisa e treinamento que serão realizados com esse equipamento. Assim, os valores para esta aceleração poderão ser baixos. Em cada teste/treinamento fisiológico que será realizado, os participantes geradores da tração poderão ser pessoas diferentes com condicionamentos físicos distintos, desta forma, o tempo de duração de cada teste deverá ser limitado de acordo com a condição aeróbica e anaeróbica destes voluntários.

Com a aceleração centrípeta determinada, $5 * 9,80 \text{ m/s}^2$, e o fato da aceleração angular não ser de extrema importância, o próximo parâmetro a ser determinado é o comprimento do braço da centrífuga. Os primeiros fatores para determinação de seu comprimento são as dimensões dos espaços para alojamento, construção e transporte da centrífuga. A área de construção da centrífuga ocorreu em local distinto do seu alojamento embora na mesma edificação, ficando a primeira área localizada um andar acima da segunda em função de o local designado para alojamento e utilização da centrífuga não possuir as ferramentas necessárias para a montagem do equipamento. Assim, após a conclusão da construção do sistema, o mesmo foi transportado até o seu destino final, carregado por quatro pessoas, que percorreram corredores com largura de 2 m subindo por uma escada com a mesma largura. O segundo fator está relacionado com a aceleração centrípeta, sendo um, dependente diretamente do outro, como pode ser visto na Equação 1 que é apresentada anteriormente na revisão teórica. Para finalizar a escolha do comprimento, foi considerado que quanto maior o braço, mais reforçada deveria ser a estrutura para suportar as cargas, assim, o momento de inércia também seria maior. Após diversos cálculos e análises, foi determinado que o valor do raio da centrífuga fosse de 2,5 m.

O voluntário fica localizado em posição supina ao longo do braço da centrífuga com as pernas na extremidade externa do sistema, sendo assim, ocorre uma diferença da distância de cada parte do corpo em relação ao eixo, isto faz com que cada uma destas partes sofra influências diferentes da força G simulada. Logo, foi simulada a permanência de um voluntário, com 1,70 m de altura e biótipo normolíneo, no assento da centrífuga, com raio de 2,5 m. A distância de alguns pontos corporais desse voluntário até o centro do equipamento também foi mensurada. Estas medidas foram utilizadas juntamente com a Equação 2, onde

FG é a Força G gerada, g é a força G da Terra, ω é velocidade angular r o raio da centrífuga. Essa equação foi utilizada para calcular a velocidade angular que gera 5G na região dos pés e do coração, sendo os valores encontrados respectivamente de 43 rpm e 58 rpm. Através destes dois valores foi desenvolvida uma tabela demonstrando as variações da força G ao longo do corpo do voluntário que pode ser vista na Tabela 1 (Rosa,2005).

$$FG = \frac{\sqrt{g^2 + \omega^4 \cdot r^2}}{g} \quad (2)$$

Tabela 1 Resultados da Força G sobre cada parte do corpo na Centrífuga Albuquerque

Posição do Corpo:	$\omega = 43$ rpm	$\omega = 58$ rpm
Extremidade da cabeça	2,2 G	3,6 G
Olhos	2,4 G	4,0 G
Queixo	2,5 G	4,3 G
Ombros	2,7 G	4,6 G
Coração	3,0 G	5,1 G
Umbigo	3,4 G	5,9 G
Ossos da bacia	3,5 G	6,1 G
Joelhos	4,2 G	7,5 G
Pés	5,1 G	9,1 G

Fonte: O autor (2012)

Definiu-se, portanto, que a centrífuga deve alcançar uma velocidade rotacional de aproximadamente 58 rpm para que seja capaz de produzir sintomas como o *Gray-out*, *Black-out* e *G-Loc*.

3.2.2 Definição dos materiais utilizados

A escolha das matérias-primas que serão utilizadas é essencial para que bons resultados sejam alcançados. Pequenas falhas nesta etapa podem trazer prejuízos importantes para o projeto de construção da centrífuga, podendo gerar um equipamento com baixa vida útil ou massa elevada, por exemplo. O orçamento disponível para o desenvolvimento do projeto serve como guia para esta etapa, sendo os materiais, os elementos de maior influência no custo final. Todavia, o custo total do projeto foi baixo, já que a utilização de materiais de alto custo foi excluída, como é o caso da fibra de carbono. O Brasil, por não priorizar estudos deste porte, ainda investe pouco na área da engenharia biomédica aeroespacial.

O aço é um material constituído de ferro e carbono, sendo o segundo encontrado em porções muito baixas. Existe uma classificação que identifica o aço pela quantidade de carbono presente nele. Materiais contendo de 0,05 % a 0,3 % de

carbono são chamados de Baixo Carbono. Médio Carbono são os materiais que possuem concentrações entre 0,35 % e 0,55 % e Alto Carbono entre 0,6 % e 0,95 %. A resistência de escoamento em tração e a resistência máxima em tração são maiores para o aço com maior teor de carbono. O preço desses materiais também se eleva com o aumento do carbono.

Existe também o chamado Aço Liga que contém diversos elementos adicionados em pequenas quantidades a sua composição, a fim de melhorar as propriedades físicas do material.

A Sociedade de Engenheiros Automotivos, abreviado em inglês como SAE, junto com o Instituto Americano de Ferro e Aço, abreviado em inglês como AISI, planejaram códigos para definir os elementos de liga e conteúdo de carbono para o aço. Esse código possui quatro dígitos, sendo os dois primeiros utilizados para definir o material de liga do aço e os dois últimos para expressar a quantidade de carbono presente no material, como exemplo o aço com 0,05 % de carbono possui 05 como últimos dígitos. O aço comum (apenas ferro e carbono) possui os primeiros dígitos representados por 10 (Norton, p. 75-78).

O aço 1020 (aço comum com 0,2 % de carbono) possui boa resistência mecânica e baixo preço. É um material amplamente utilizado nas indústrias. Assim, o aço 1020 foi definido como principal material do trabalho, sendo utilizado na construção das estruturas da Base e do Braço da centrífuga (Norton, p. 75-78). Como principais propriedades mecânicas, esse aço possui resistência de escoamento a tração com valor de 207 MPa, resistência máxima em tração de 379 MPa e dureza Brinell de 95 –HB (Norton, 2004, p. 850).

Para peças que necessitam de grande resistência mecânica, como os eixos do projeto, foi utilizado o aço 1045 (0,45 % de Carbono), pois esse material, possui resistência de escoamento a tração de 310 MPa, resistência máxima em tração de 565 MPa e dureza Brinell de 163 –HB (Norton, 2004, p. 850).

3.3 ESTRUTURA DA CENTRÍFUGA ALBUQUERQUE

3.3.1 Desenvolvimento da Base da Centrífuga Albuquerque

A base da centrífuga é o elemento que servirá como apoio para o eixo central do equipamento, sendo o componente que permite as rotações do sistema. Esta base tem como função absorver as cargas axiais sobre o eixo para que não

sobrecarreguem um sistema motor conectado ao mesmo, além de fornecer a segurança para que o Braço possa executar as rotações de maneira estável.

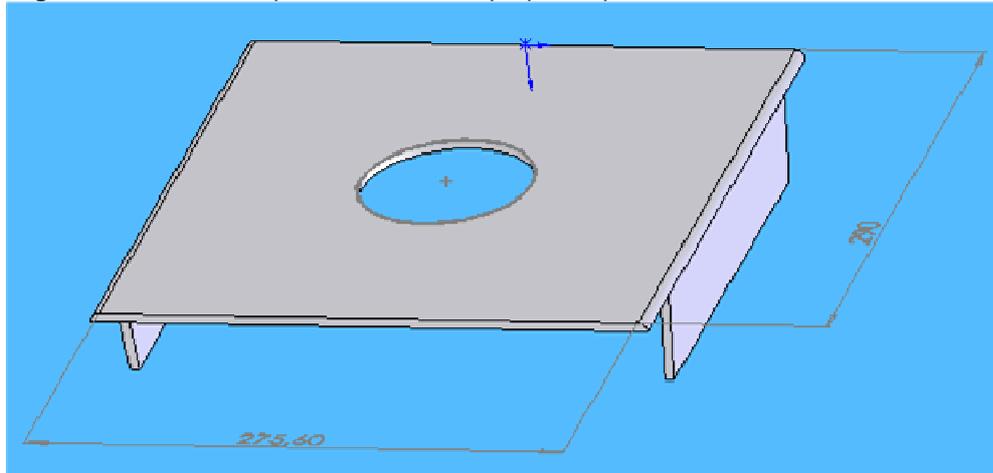
A aparência estrutural da base assemelha-se a uma pirâmide. Este tipo de estrutura possui uma base quadrada, com dimensões maiores que o topo, fornecendo grande estabilidade para objetos localizados em seu centro. Possui também grande tolerância a cargas depositadas em seu topo, dividindo as mesmas de forma simétrica entre os quatro apoios.

A estrutura piramidal deve ser oca e possuir uma altura grande o suficiente para que um sistema de tração possa ser inserido em seu interior. Desta forma, tubos de aço SAE 1020 com perfil redondo foram a opção para a montagem da pirâmide. Tubos como este foram encontrados na PUCRS, com diâmetro externo aproximado de 38,5 mm e espessura de 1,5 mm, além de chapas com espessura de 4,70mm. Estes materiais foram testados a fim de analisar a capacidade da estrutura de resistir às cargas sofridas pela centrífuga. Se o material não resistisse, haveria necessidade de aquisição do produto de forma terceirizada, o que tornaria o trabalho mais oneroso.

3.3.1.1 Primeiro projeto computacional da Base da Centrífuga Albuquerque

Inicialmente, existia apenas uma ideia para o *design* da base, e alguns materiais que poderiam ser utilizados. O software de CAD foi a ferramenta usada para iniciar o esboço da forma real do sistema. No topo da pirâmide foi projetada uma chapa com o material encontrado anteriormente e denominada Chapa para apoio do mancal, conforme Figura 9. Esta chapa tem como finalidade sustentar o mancal central da centrífuga e será mencionada posteriormente. O mancal tem 89 mm de diâmetro e 60 mm de altura. A chapa localiza-se a uma distância da superfície, na qual a centrífuga está alocada, suficiente para permitir a presença de um sistema na região interior da base, o qual tem por finalidade a realização do transporte da tração externa para o eixo central do equipamento. Decidiu-se, então, que a chapa deveria ser posicionada a uma distância de aproximadamente 700 mm em relação à base da superfície onde a centrífuga se encontra, sendo o suficiente para atender os requisitos mencionados anteriormente.

Figura 9 Modelo Computacional da Chapa para apoio do mancal

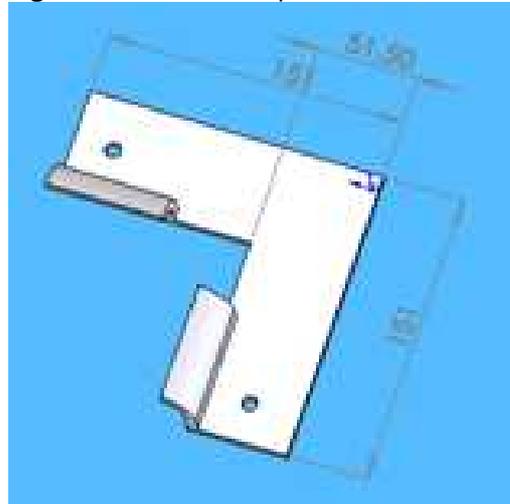


Fonte: O autor (2011)

Nota: Todos os valores da imagem estão em milímetros

A princípio, pensou-se que a centrífuga não necessitaria ser fixada ao solo. Apenas seria utilizado um sistema de pesos na base, de forma que o equipamento permanecesse estável durante as rotações. Porém, ao analisar o fato de que o braço, junto com o voluntário e todos os equipamentos que estão em rotação, tem o seu peso aumentado cerca de 5 vezes, no sentido centro de rotação/extremidade, verificou-se que haveria necessidade da fixação de materiais à base com valor elevado de massa para dar estabilidade ao sistema. A aquisição destes materiais, todavia, elevaria os custos do projeto e dificultaria o trabalho em função de problemas com o transporte e manuseio desses elementos de grande massa. Desta forma, foi escolhido utilizar um sistema de fixação e apoio para a base, os chamados pés da centrífuga, compostos por pedaços das chapas mencionadas anteriormente. A estrutura dos pés é demonstrada na Figura 10.

Figura 10 Modelo computacional dos Pés da Base

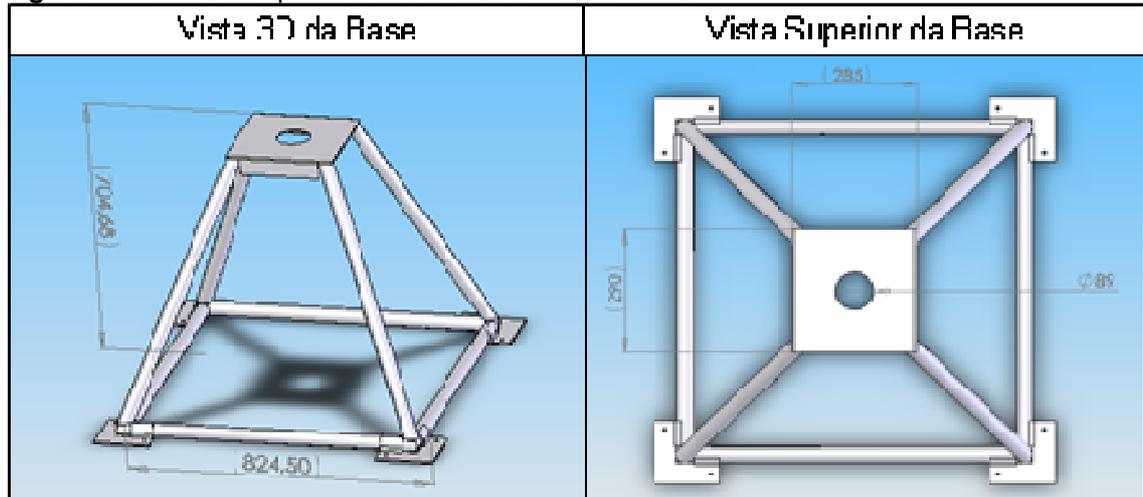


Fonte: O autor (2012)

Nota: Todas as medidas da figura estão em milímetros

Após algumas tentativas falhas regulando o material encontrado com o que deveria ser utilizado, chegou-se a um desenho, mostrado na Figura 11, com as medidas consideradas ideais para o projeto. No desenho computacional, os valores não foram exatos, apresentando mais de uma casa decimal, porém, na construção real, foram utilizados arredondamentos. Assim, este modelo está pronto para ser testado computacionalmente.

Figura 11 Modelo computacional da Base em duas vistas



Fonte: O autor (2012)

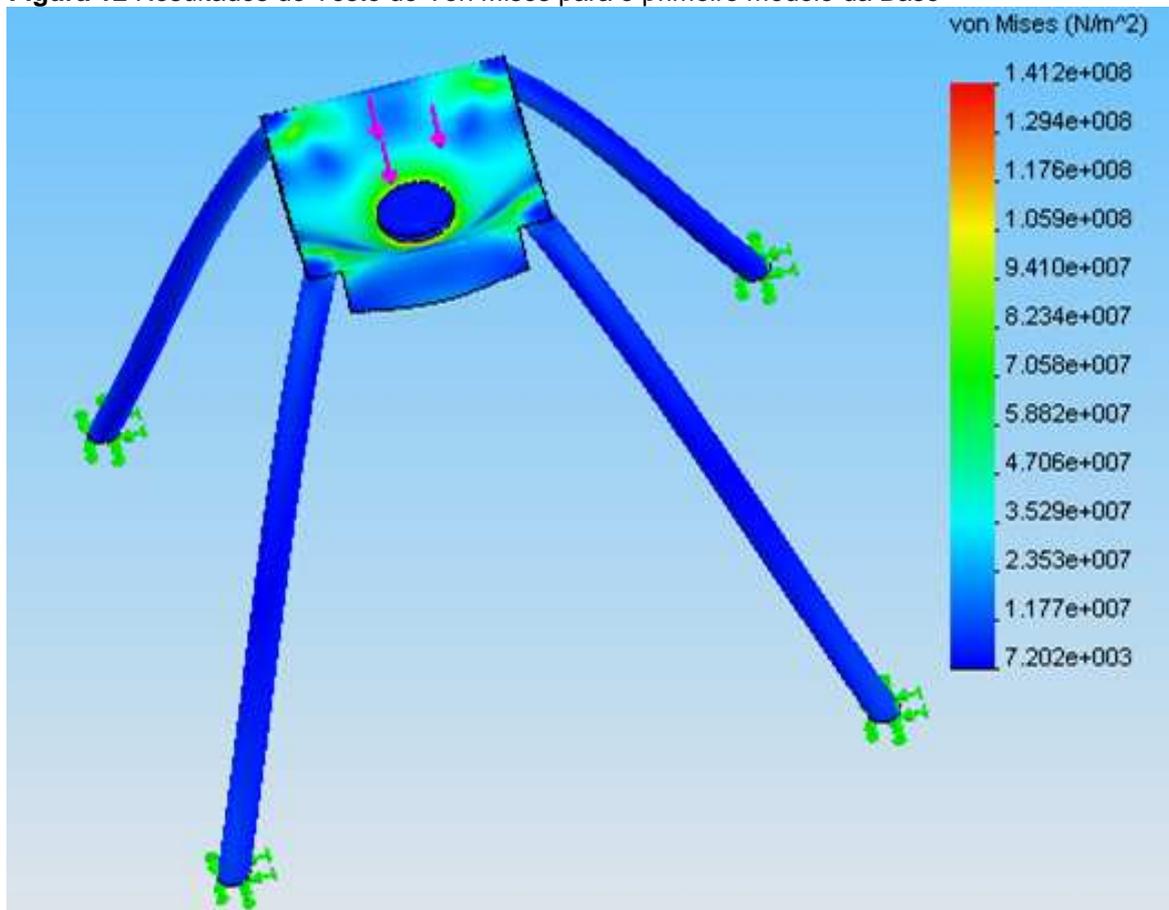
Nota: Todas as medidas da figura estão em milímetros

3.3.1.2 Primeiros Testes computacionais da Base da Centrífuga Albuquerque

O software realiza cálculos de elementos finitos para determinar valores como a tensão de Von Mises em cada parte do sistema simulado. O número de cálculos que devem ser executados está ligado à complexidade da geometria da peça. Muitas vezes o projeto pode ser tão complexo que software não é capaz de realizar os testes. Assim, com o objetivo de diminuir o processamento computacional e permitir que o teste seja realizado, a base e todos os demais elementos testados neste trabalho foram simplificados, de modo que, o modelo de teste guardasse as principais propriedades do projeto. A simplificação da base ocorreu em função da retirada dos pés de apoio e dos tubos que ficavam apoiados ao solo. Essa retirada foi possível devido ao fato de que os elementos envolvidos possuem uma grande região em contato com o solo, assim, somente cargas muito elevadas causariam deformações significativas nesses elementos. No ponto em que os tubos verticais se conectam aos componentes retirados, foram adicionados engastes entre os elementos que simulam o contato existente no modelo real.

O sistema, no qual o eixo é fixado, foi substituído por uma peça maciça, pois não será testado com a base, sendo necessário apenas utilizar um elemento que possua características físicas semelhantes para que as cargas impostas sobre a mesma possam ser representadas de maneira fiel. O peso que o braço impõe sobre a base é representado por forças que são definidas através do software de forma vetorial. O somatório das massas do Braço, dos equipamentos e do voluntário é no máximo 240 Kg, porém, por motivos de segurança, o valor utilizado para os testes foi de 300 Kg. Transformando esse valor em força, tem-se 2940 N. Por não existir a necessidade da realização de testes dinâmicos com este modelo, o mesmo foi submetido somente a testes estáticos, sendo o teste de Von Mises o primeiro a ser realizado e os seus resultados demonstrados na Figura 12.

Figura 12 Resultados do Teste de Von Mises para o primeiro modelo da Base

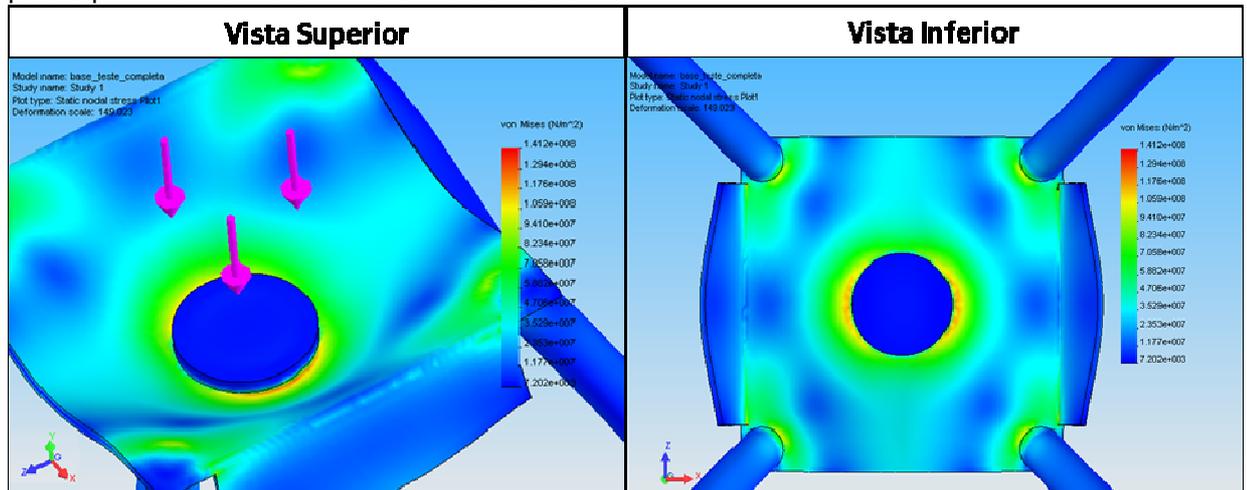


Fonte: O autor (2012)

O teste de Von Mises demonstrou que nos tubos verticais a tensão de cisalhamento ficou entre 7,2 KPa e 11,77 MPa. Estes valores estão muito afastados do valor 207 MPa, por isso, não causam nenhum tipo de malefício ao sistema real. O problema maior ocorreu nas tensões localizadas no mancal e em sua chapa de

apoio. O acúmulo de tensões nesta região tem valores entre 7,2 kPa e 141,2 MPa. Para realizar uma análise mais detalhada, foram geradas duas novas imagens focando apenas nas regiões de maiores tensões: vista superior e vista inferior. Ambas podem ser vistas na Figura 13.

Figura 13 Imagem aumentada dos pontos máximos dos resultados do Teste de Von Mises para o primeiro modelo da Base em duas vistas

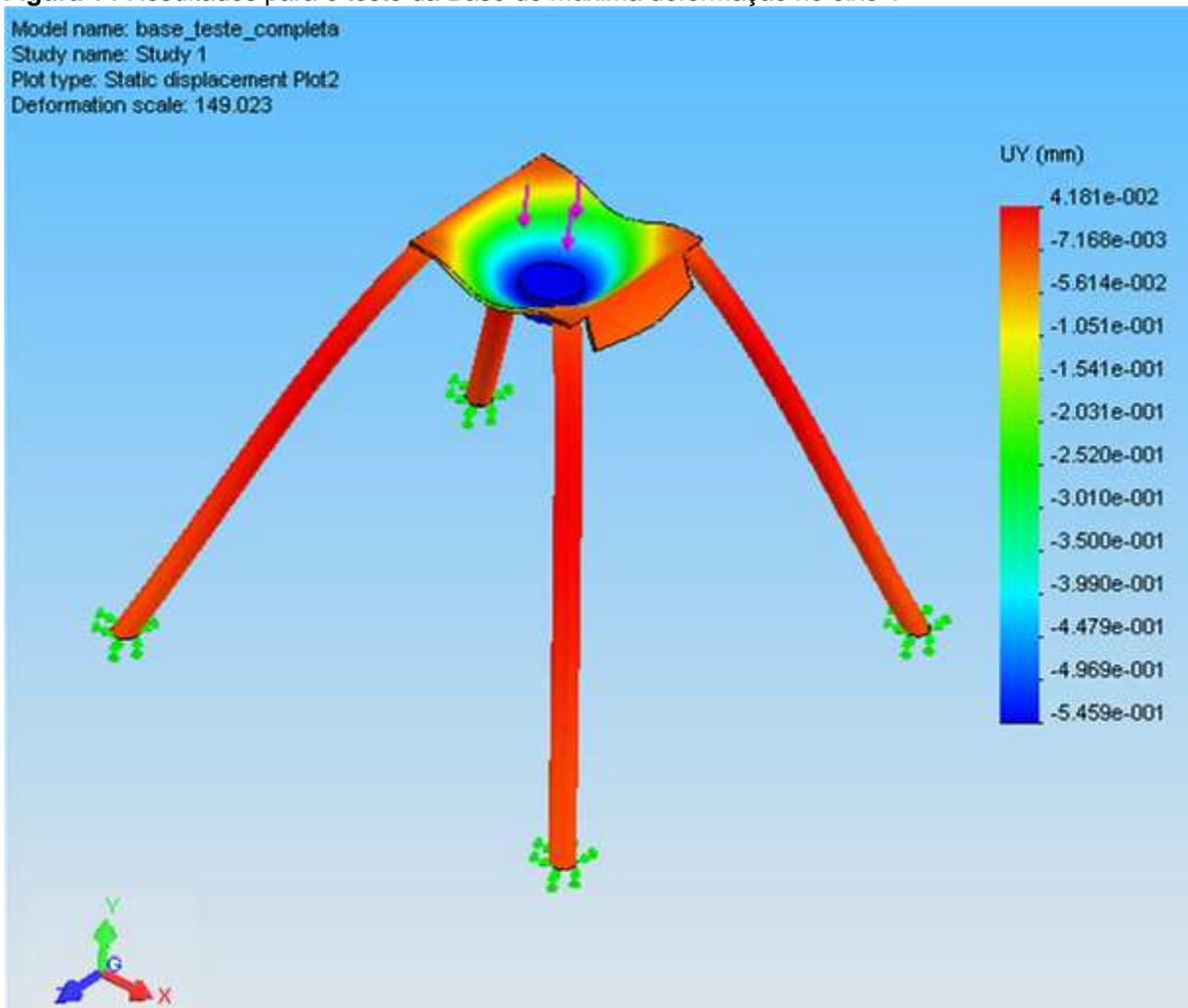


Fonte: O autor (2012)

Como é observado nas duas vistas, os pontos de máxima tensão, com valores entre 105,9 MPa e 141,2 MPa, estão localizados ao redor do mancal central, em pontos iguais nas duas faces da chapa. Na vista inferior esses mesmo pontos estão localizados na junção com os tubos verticais do sistema. Estes valores são bastante elevados, porém ainda estão dentro do limite de resistência do material, possuindo uma diferença de 63,8 MPa, valor este, calculado através da subtração entre a tensão de escoamento do material e o valor máximo de tensão encontrado no teste.

Utilizando os mesmo parâmetros do teste anterior, foi realizado o teste de máxima deformação mecânica no eixo Y do projeto como visto na Figura 14. O sistema cartesiano de referência pode ser visto no canto inferior esquerdo da mesma figura.

Figura 14 Resultados para o teste da Base de máxima deformação no eixo Y



Fonte: O autor (2012)

Todos os resultados do teste de deformação foram satisfatórios, sendo 0,5 mm a deformação máxima encontrada, localizada na região do mancal, a qual possui o sentido negativo no eixo Y.

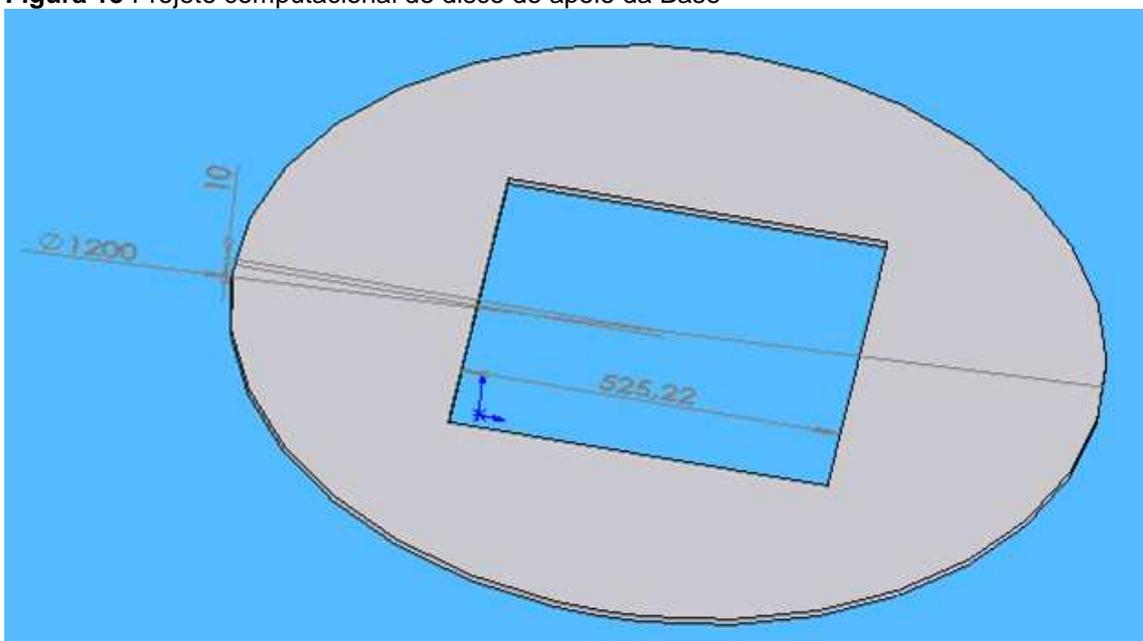
3.3.1.3 Modelo computacional final da Base da Centrífuga Albuquerque

Após a realização dos testes com o modelo do Braço, que serão vistos posteriormente, encontrou-se uma fragilidade no eixo central do sistema. Existindo, então, a necessidade de modificar o projeto inicial para conseguir retirar parte da carga mecânica deste eixo e dividi-la com outro dispositivo.

A ideia inicial na construção da centrífuga era de que deveria possuir um sistema de rodas em sua extremidade para dividir as cargas e estabilizar o sistema. Porém alguns fatores impossibilitaram a utilização deste sistema de rodas, tais como: a necessidade de existir um sistema de tração externa, que deve ser deslocado até o centro da centrífuga por meio de um eixo ou correntes, e a

impossibilidade de construir o sistema em dois planos, como um túnel subterrâneo que leve a tração externa até o centro da centrífuga. Contudo, para resolver o problema da distribuição de cargas, novamente se pensou em um sistema com rodas, mas que fosse desenvolvido de uma maneira diferente. Pensou-se então em utilizar rodas próximas ao eixo central, mas estas rodas não poderiam ser apoiadas ao chão porque impediriam a transmissão de tração externa. Assim, um disco de apoio com diâmetro de 1200 mm e 10 mm de espessura, como visto na Figura 15, foi projetado para ficar engastado em cantoneiras fixadas nos tubos verticais da base piramidal. Essas cantoneiras possuem espessura de 9,50 mm, comprimento de 120 mm e seu perfil L com 80 mm para cada lado. Elas ficam localizadas a uma distância de aproximadamente 400 mm da superfície em que a base será fixada. Desta forma, um espaço restou, abaixo do disco, que permite a transmissão da tração externa para o interior da base. Junto ao Braço da centrífuga, um sistema com duas rodas foi acoplado, de forma que se apoie e se locomova sobre a superfície do disco conforme será mostrado posteriormente na presente dissertação. Logo, a carga é dividida em 3 pontos projetados de forma simétrica para que esta divisão possa ocorrer de maneira igualitária

Figura 15 Projeto computacional do disco de apoio da Base



Fonte: O autor (2012)

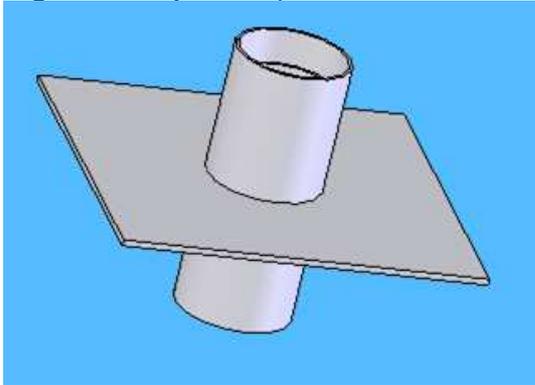
Nota: Todas as medidas da figura estão em milímetros

As rodas foram projetadas para suportar, cada uma, mais de 200 Kg, de forma que garantam uma boa margem de segurança ao projeto. Entre as rodas e o braço

da centrífuga, será adicionado um elemento de amortecimento para evitar possíveis trepidações do equipamento.

Durante o projeto do disco de apoio, foi pensado em uma segunda modificação que poderia ser realizada, um sistema que tornasse o mancal central móvel para que facilitasse o acoplamento entre o braço e a base do sistema. Assim, foi projetada uma segunda chapa, na qual o mancal central seria soldado, sendo esta, aparafusada junto à primeira chapa. Por sofrer grandes cargas, foi decido utilizar um mancal central mais reforçado, dessa forma, o seu projeto foi alterado para ter comprimento de 200 mm e diâmetro externo de 104 mm, respectivamente. Quatro parafusos M10 foram utilizados para realizar esta junção por possuírem um diâmetro que permite grande resistência mecânica. O novo sistema de mancal e a nova chapa podem ser vistos na Figura 16.

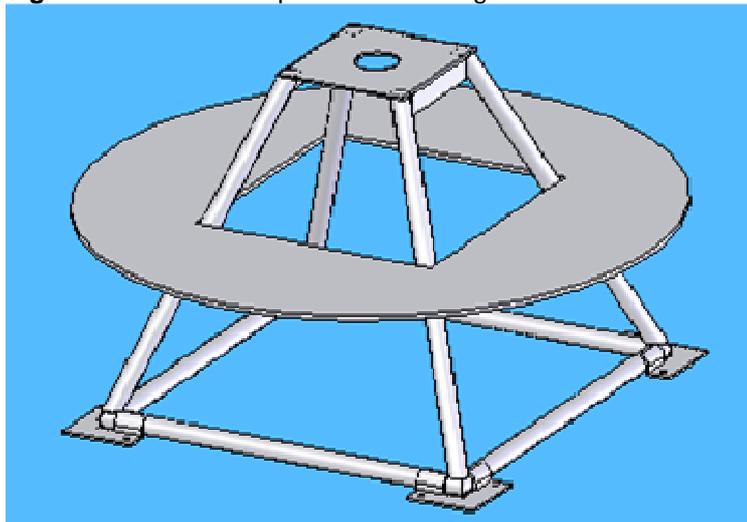
Figura 16 Projeto computacional do mancal central



Fonte: O autor (2012)

Para finalizar esta etapa, o disco de apoio foi então adicionado à base como visto na Figura 17.

Figura 17 Modelo computacional da segunda versão da Base



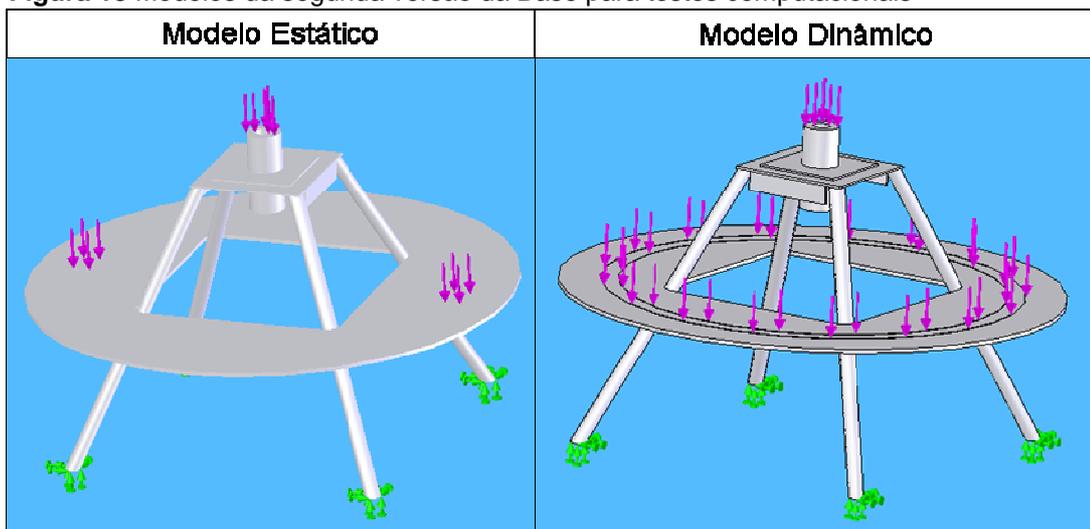
Fonte: O autor (2012)

3.3.1.4 Testes finais da Base da Centrífuga Albuquerque

A validação do novo modelo da base foi realizada de forma semelhante ao modelo anterior, porém, um valor diferente de massa foi testado. Com o intuito de garantir a segurança do equipamento, foi adicionada uma massa de 500 Kg nos testes computacionais. Este valor é duas vezes superior à massa real, a qual o sistema está sujeito. Convertido este valor em força, chega-se a 4900 N, sendo igualmente divididos entre os três pontos de apoio no sistema. Para simular estes pontos de apoio, foram desenvolvidas no modelo que foi testado, pequenas elevações retangulares com 1 mm de altura, sendo as demais dimensões idênticas às encontradas na superfície de contato das rodas de apoio.

Quando em movimento, as rodas de apoio alternam o seu ponto de contato ao redor do disco. Assim, existiu a necessidade de se realizar, além do teste estático, o teste dinâmico do sistema. A fim de simular o movimento no equipamento, ao invés de utilizar pequenas elevações para simular o contato das rodas, foi desenvolvido um trilho que percorre os 360° do disco de apoio e possui 1 mm de altura e a mesma espessura que a roda de apoio. A força que as rodas projetam sobre o disco é aplicada ao redor de todo este trilho. Portanto, foi como se as rodas estivessem sempre em movimento em torno da base. Os modelos simplificados para o teste estático e o dinâmico podem ser vistos na Figura 18.

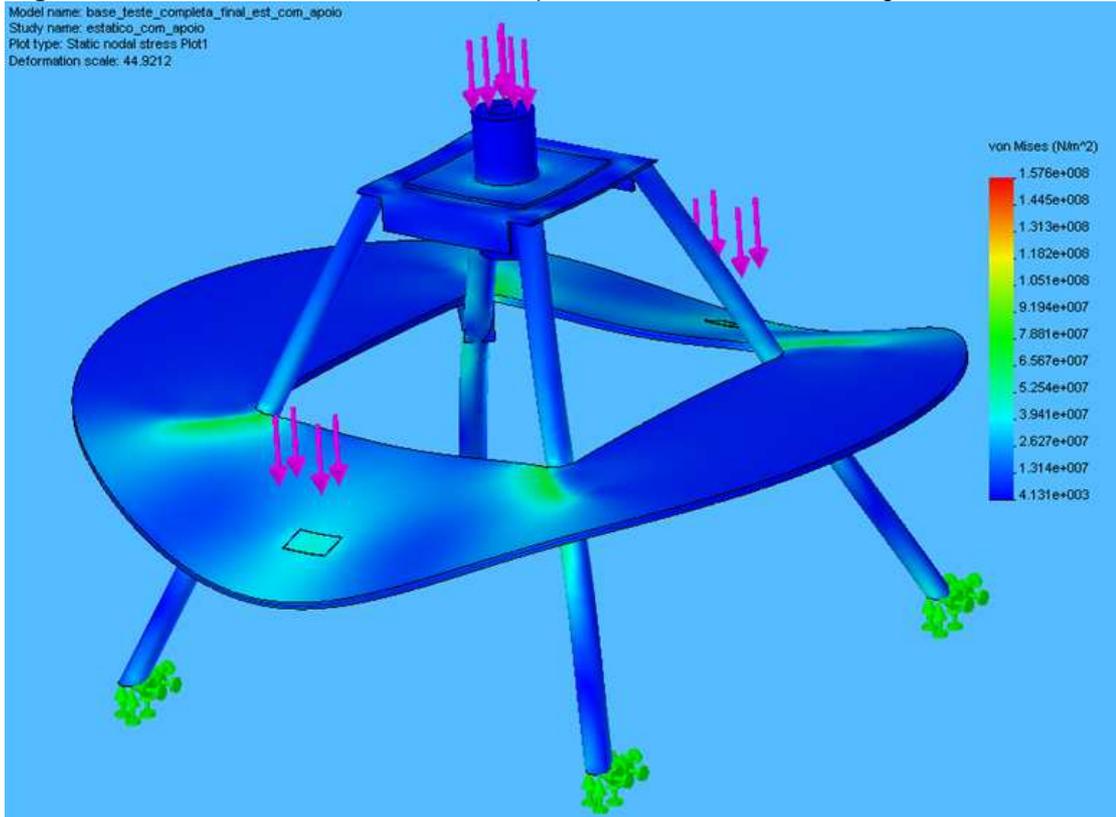
Figura 18 Modelos da segunda versão da Base para testes computacionais



Fonte: O autor (2012)

Após o desenvolvimento dos modelos simplificados, o teste de Von Mises foi o próximo passo para a validação da estrutura, sendo o teste estático, o primeiro a ser executado. Os resultados podem ser vistos na Figura 19.

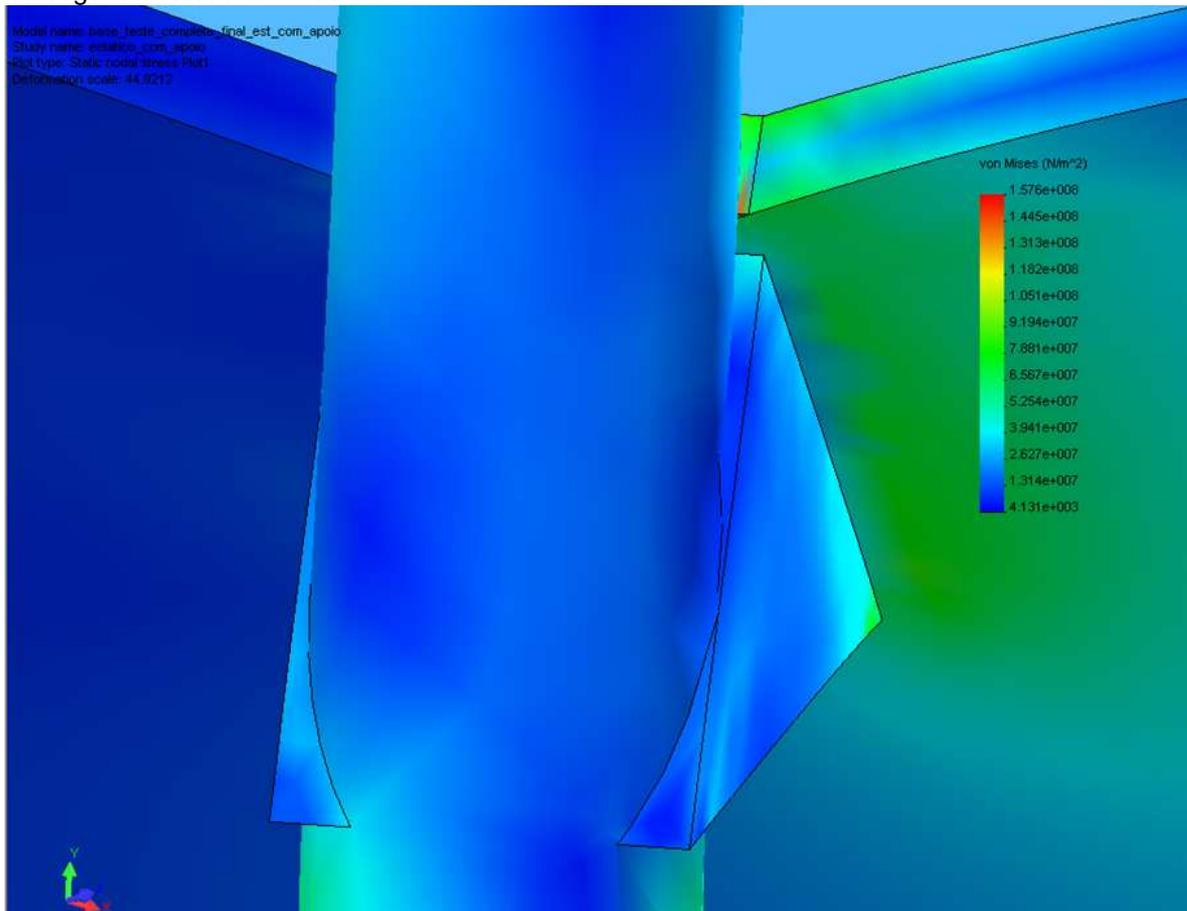
Figura 19 Resultado do teste de Von Mises para o modelo estático da segunda versão da Base



Fonte: O autor (2012)

O foco inicial para este resultado foi averiguar como o mancal se comportaria após as divisões de cargas. Satisfatoriamente, descobriu-se que o sistema funcionou, suportando até mesmo o dobro das cargas que são normalmente utilizadas. Em aproximadamente 95 % da área do modelo, as tensões ficaram entre 4,13 KPa e 91,9 MPa. Os pontos com valores máximos de tensões foram encontrados nas junções dos quatro tubos com o disco de apoio, localizados no interior do disco. Para uma melhor visualização, foi realizada uma nova imagem mais detalhada demonstrando um destes pontos, que pode ser vista na Figura 20.

Figura 20 Imagem detalhando as regiões de máxima tensão de Von Mises para o modelo estático da segunda versão da Base

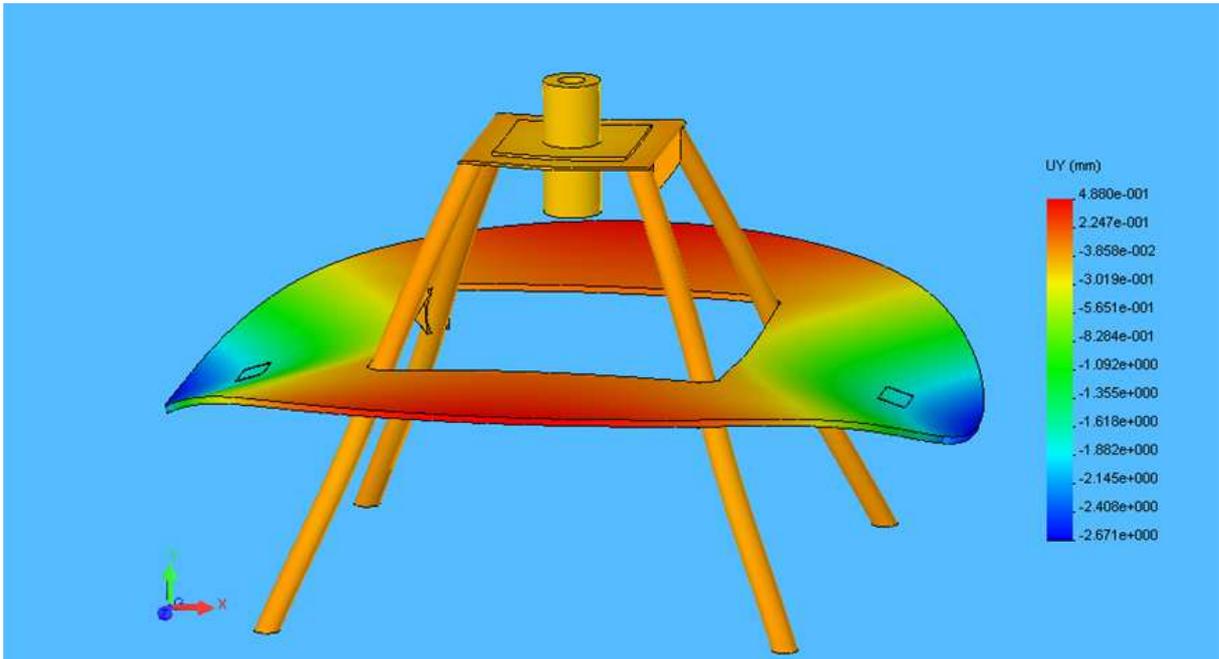


Fonte: O autor (2012)

Como pode ser visto, os valores de máxima tensão estão entre 105 MPa e 157,6 MPa, sendo eles em pontos minúsculos. Sabe-se então que o sistema real, quando estiver com o equipamento em estado estático, irá suportar satisfatoriamente as cargas utilizadas. Este teste, com a estrapolação da massa, foi de grande utilidade para observar os pontos que devem receber maior atenção no momento da montagem real do sistema.

Continuando a análise do modelo estático, foi realizado o teste de máxima deformação no eixo Y. Os resultados podem ser vistos na Figura 21.

Figura 21 Resultados para o teste de máxima deformação do eixo Y no modelo estático da segunda versão da Base

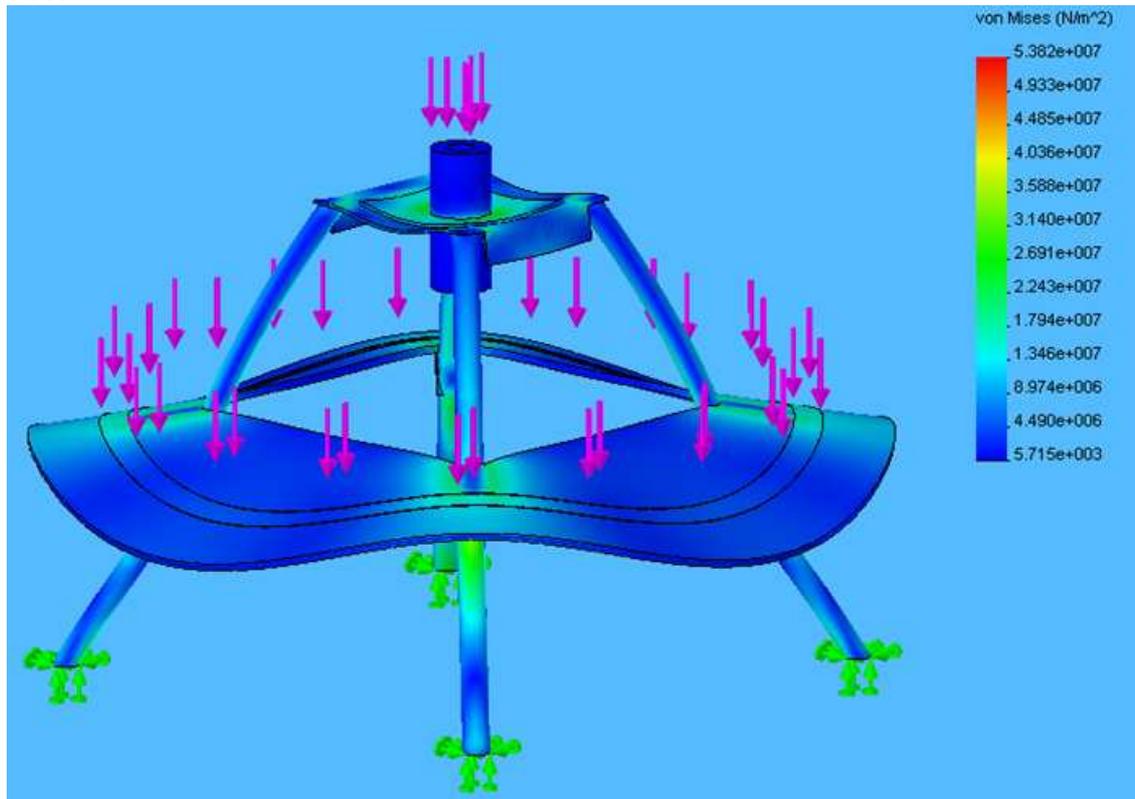


Fonte: O autor (2012)

A deformação das extremidades com a utilização da massa de 500 kg chegou a 2,6 mm. Se esta fosse a massa aplicada nos testes reais do sistema, os resultados não seriam satisfatórios, pois essa deformação dificultaria o movimento das rodas de apoio. Porém, sabe-se que com valores menores de massa, o sistema responde de maneira segura. Assim, para o modelo estático, a estrutura desenvolvida foi aprovada.

Com os resultados dos testes do sistema estático todos aprovados, foi então realizada a avaliação da estrutura submetida a testes dinâmicos. Os resultados de Von Mises podem ser observados na Figura 22.

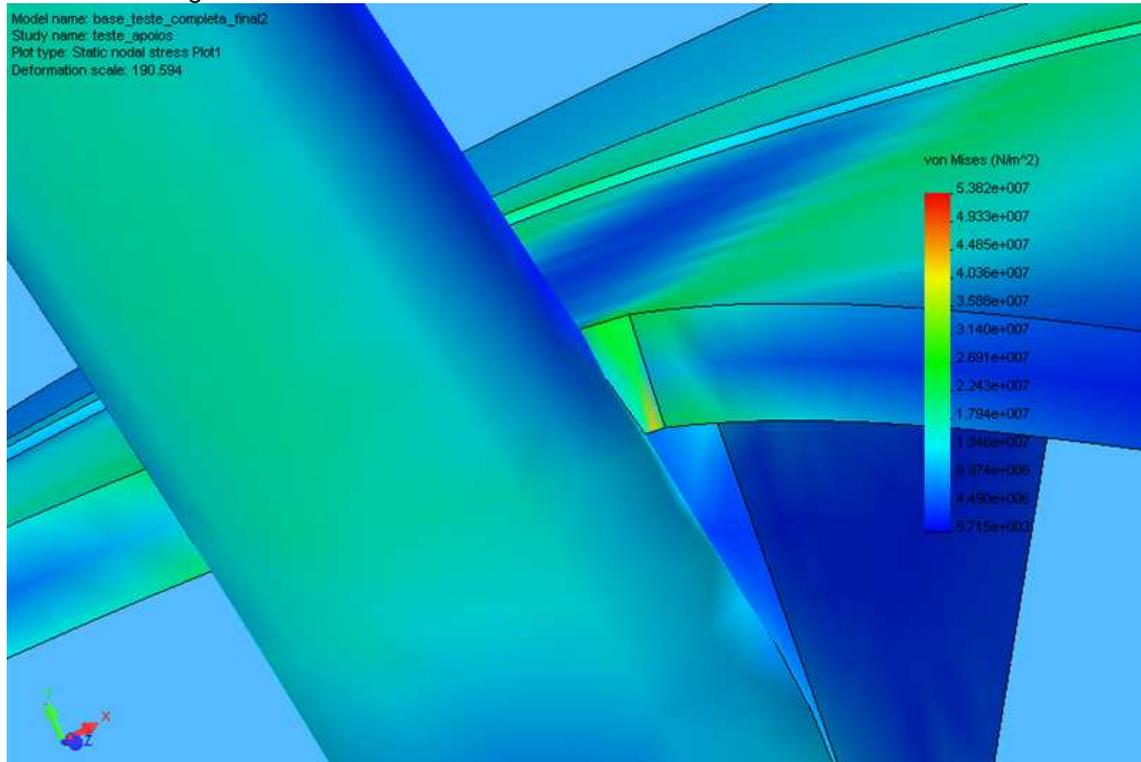
Figura 22 Resultados para o teste de Von Mises no modelo dinâmico da segunda versão da Base



Fonte: O autor (2012)

A menor tensão encontrada no teste dinâmico, com o valor de 5,71 kPa, foi discretamente maior em relação ao teste estático. Porém, comparando os dois testes em sua totalidade, o dinâmico demonstrou um menor acúmulo de tensões, sendo a sua particularidade, o comportamento do conjunto da chapa e do mancal, que tiveram valores maiores que o outro modelo. As regiões de máxima tensão são demonstradas na Figura 23, sendo elas semelhantes as do teste anterior.

Figura 23 Imagem detalhando as regiões de máxima tensão de Von Mises para o modelo dinâmico da segunda versão da Base



Fonte: O autor (2012)

Os valores máximos do teste de Von Mises para o modelo que simula o movimento do equipamento chegaram a 50,38 MPa. Os resultados foram muito satisfatórios, desta forma, não foi necessária a realização do teste de máxima deformação. Assim, o projeto computacional da base foi aprovado para montagem.

3.3.1.5 Montagem real da Base da Centrífuga Albuquerque

Os materiais utilizados na construção da base, foram em sua maioria obtidos na própria Universidade, dessa forma, apenas o disco de apoio e as cantoneiras para sua sustentação, necessitaram ser compradas. O valor desses materiais foi de 8,9 % do orçamento total.

Para iniciar a construção da base, todos os materiais que seriam utilizados foram produzidos, separadamente, com as medidas projetadas anteriormente, de forma que, ao se iniciar o processo de montagem do equipamento, o mesmo não precisaria ser interrompido para procurar ou trabalhar alguma das matérias primas utilizadas.

Inicialmente, foi montada a base quadrangular com os tubos mecânicos, com a utilização de uma solda MAG, que será a base inferior do equipamento. Nas extremidades deste quadrado foram soldados os pés do equipamento. Os quatro tubos, como visto na Figura 24 foram posicionados em posição vertical em relação a

base e tiveram suas extremidades cortadas em um ângulo de $36,6^\circ$, valor este, encontrado através do projeto computacional. Os tubos, então, ficaram inclinados em direção ao centro para dar o formato piramidal ao sistema.

Figura 24 Tubos de Aço 1020 utilizados na construção da base



Fonte: O autor (2012)

Cada um dos tubos foi posicionado na base quadrada conforme o projeto computacional. Estes tubos foram fixados, um a um, com apenas um “pingo” de solda, o que não permitiu que ficassem totalmente fixos, possibilitando a realização de ajustes em suas inclinações. A chapa de topo foi adicionada na extremidade superior dos tubos com um prumo em seu centro como visto na Figura 25. Com o auxílio do prumo e de uma régua de nível, foi ajustado o centro exato da estrutura.

Figura 25 Processo de montagem da Base



Fonte: O autor (2012)

Com os tubos posicionados corretamente, o próximo passo foi reforçar a aplicação da solda. Posteriormente, a chapa de topo foi soldada junto aos tubos verticais. O nivelamento e o ponto de centro foram novamente checados, a fim de verificar se houve algum tipo de deslocamento entre as peças soldadas devido ao aquecimento e resfriamento dos materiais.

Dando continuidade à construção da base, a quatro cantoneiras que realizam a sustentação do disco de apoio, demonstradas na Figura 26, foram soldadas junto aos tubos verticais e tiveram o seu nivelamento medido. Em cada uma das cantoneiras existem dois furos, com 10,5 mm de diâmetro, para que possam ser utilizados parafusos de 10 mm para fixar o disco de apoio junto ao sistema.

Figura 26 Cantoneira de sustentação para o disco de apoio da Base



Fonte: O autor (2012)

O disco de apoio, mostrado na Figura 27, foi fixado para testar se o sistema realmente estaria equilibrado.

Figura 27 Disco de apoio real



Fonte: O autor (2012)

Com todos os resultados positivos, foi declarado o término da construção da base, restando apenas a realização da pintura, que será desenvolvida em conjunto ao restante do equipamento.

3.3.2 Desenvolvimento do Braço da Centrífuga Albuquerque

A definição dos materiais utilizados tem influência direta no projeto do Braço da centrífuga. Assim, a escolha do Aço 1020, por ser um material relativamente pesado, necessitou de uma análise criteriosa nas geometrias das barras e tubos dele provenientes para que fosse possível reunir resistência com um menor peso. Desta forma, as barras maciças foram descartadas em função de seu peso elevado em relação aos tubos.

As maiores forças sobre a estrutura foram na direção vertical, por isso, optou-se pela utilização de materiais com perfil retangular, de forma que a seção com maior comprimento ficasse disposta em paralelo com o eixo vertical do sistema, assim, ocorreria uma maior sustentação para o peso da centrífuga.

A partir do momento em que o perfil retangular foi definido, deu-se início a comparação entre a relação da altura, largura e espessura dos perfis retangulares encontrados no mercado, além do peso dos tubos. Tais informações foram adquiridas através de contatos com fornecedores locais.

A espessura escolhida para a parede do tubo foi de 1,50 mm, a largura de 40 mm e a altura de 80 mm. Outras opções com valores próximos poderiam ser testadas, caso o material escolhido não passasse nos mecânicos que foram realizados computacionalmente.

3.3.2.1 Primeiro Projeto computacional do Braço da Centrífuga Albuquerque

A geometria do equipamento foi baseada em outros modelos de centrífugas existentes e nas estruturas de pontes, que são capazes de suportar grandes carregamentos de massas. Primeiramente, optou-se por utilizar a menor quantidade de material possível. Assim, após os testes, caso os resultados não tivessem sido favoráveis, aos poucos seriam adicionados novos elementos para que a resistência da estrutura fosse aumentada.

A centrífuga deve possuir, no Braço, um sistema com pedais de modo a simular o exercício de uma bicicleta. O movimento desses pedais serve para tracionar o equipamento. A tração gerada por esse movimento deve ser deslocada até o eixo de rotação do projeto. Por medidas de segurança, o sistema que deve realizar esse transporte não pode ficar próximo ao voluntário. O Braço possui duas camadas de materiais, com uma distância entre elas de 280 mm, valor suficiente para comportar o sistema de tração interno do equipamento.

Para determinar a largura que o Braço da centrífuga deve possuir, alguns seres humanos foram analisados e medidos para que os voluntários possam ser alocados de maneira confortável no sistema. Assim, foi determinado que o equipamento deve possuir 800 mm de largura.

Na extremidade oposta ao voluntário, foi projetado um sistema para comportar os contrapesos necessários para que ocorra o equilíbrio das forças entre as duas extremidades do Braço.

De forma a atingir todos os objetivos propostos anteriormente, a primeira versão do Braço foi projetada no software de CAD utilizado no projeto, e pode ser vista na Figura 28.

Figura 28 Primeiro modelo computacional do Braço



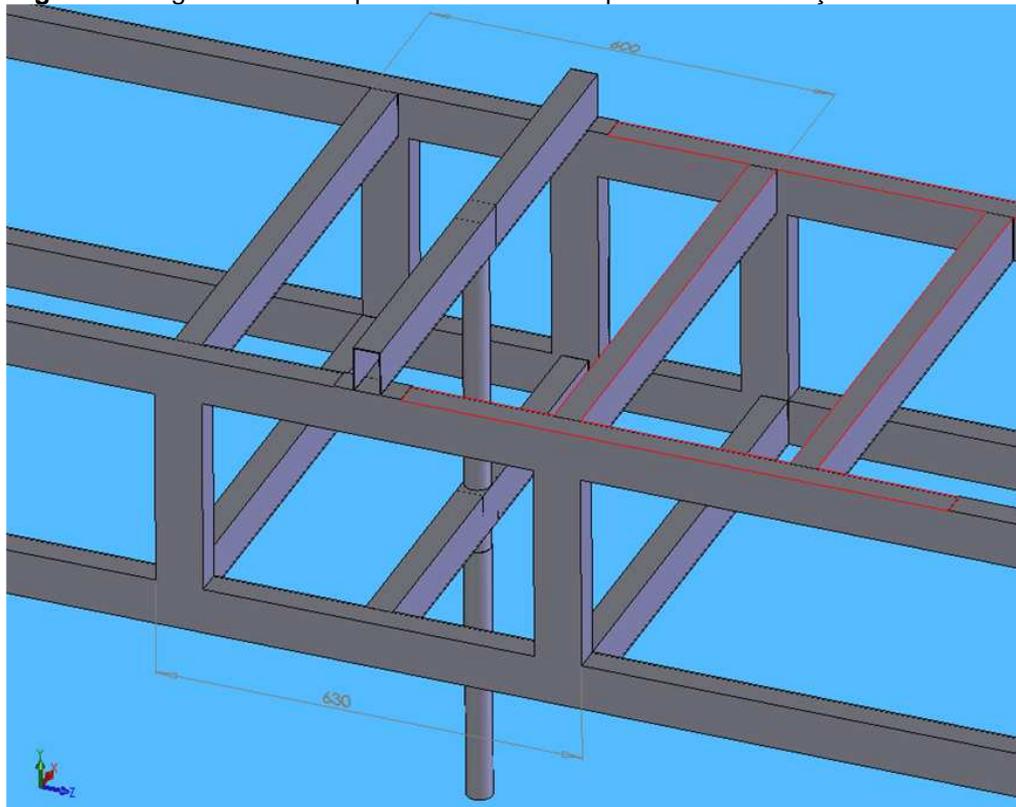
Fonte: O autor (2012)

Nota: Todas as medidas da figura estão em milímetros

Os projetos da Base e do Braço foram desenvolvidos paralelamente, assim, o primeiro esboço do Braço não possuía as hastes das rodas de apoio.

A região central do equipamento foi o local mais reforçado no projeto. Essa região recebeu barras horizontais, semelhantes às demais utilizadas, de forma a diminuir as deformações do eixo Y (eixo baseado em projetos computacionais). A Figura 29 demonstra o detalhamento dessa região em conjunto com suas medidas.

Figura 29 Região central do primeiro modelo computacional do Braço



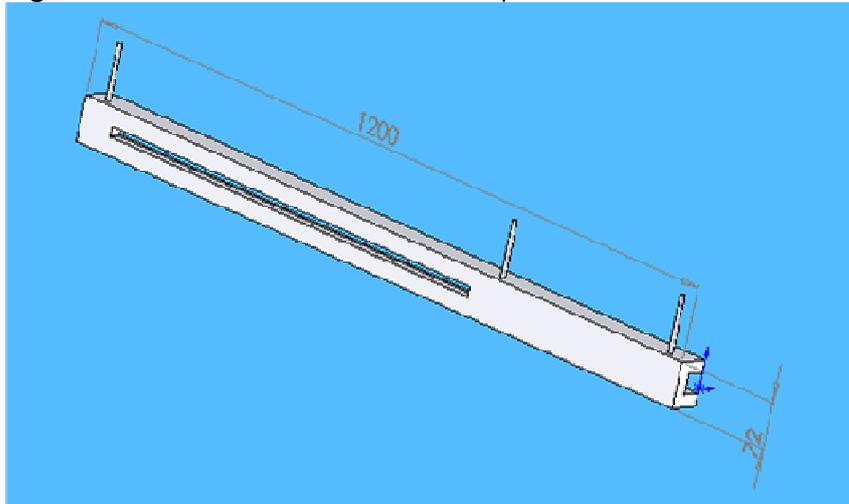
Fonte: O autor (2012)

Nota: Todas as medidas da figura estão em milímetros

O centro de microgravidade possui uma cadeira antiga da classe econômica de um avião cedida pela, que foi escolhida para servir de assento ao voluntário dentro da centrífuga.

Para comportar a cadeira sobre o Braço, foi projetado um sistema composto por uma plataforma e dois trilhos. Esses trilhos, vistos na Figura 30, foram fixados junto às laterais do Braço e possuem dimensões de 1200 mm de comprimento; 72 mm de altura e 40 mm de largura.

Figura 30 Trilho utilizado no sistema de apoio do voluntário interno.

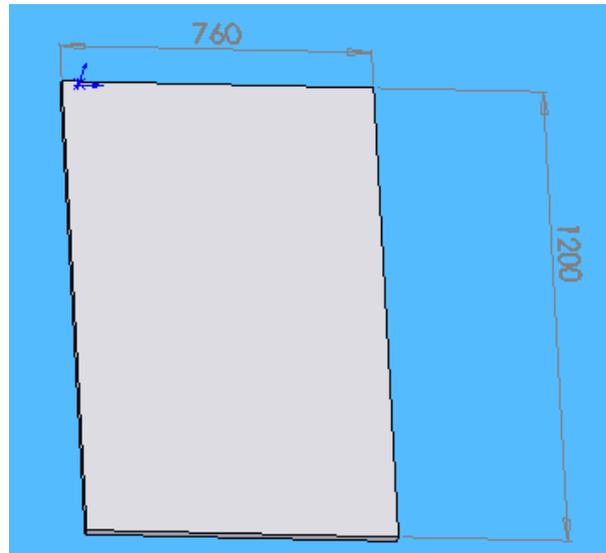


Fonte: O autor (2012)

Nota: Todas as medidas da figura estão em milímetros

A plataforma, vista na Figura 31, possui 760 mm de largura, 1200 mm de comprimento e 25 mm de espessura e fica posicionada entre os dois trilhos possuindo a liberdade de se movimentar. Esse movimento permite que a distância entre os pés do voluntário interno e o pedal possa ser ajustada. O ajuste pode ocorrer de acordo com a altura do voluntário para que o mesmo possa executar os exercícios de forma confortável. Para padronizar o espaço que a plataforma deve percorrer, um voluntário com 1,90 m de altura foi medido. Junto às medições, foi adicionado um valor extra para que o sistema possa suportar seres humanos com até 2,10 m de altura.

Figura 31 Projeto computacional da plataforma do sistema de apoio do voluntário

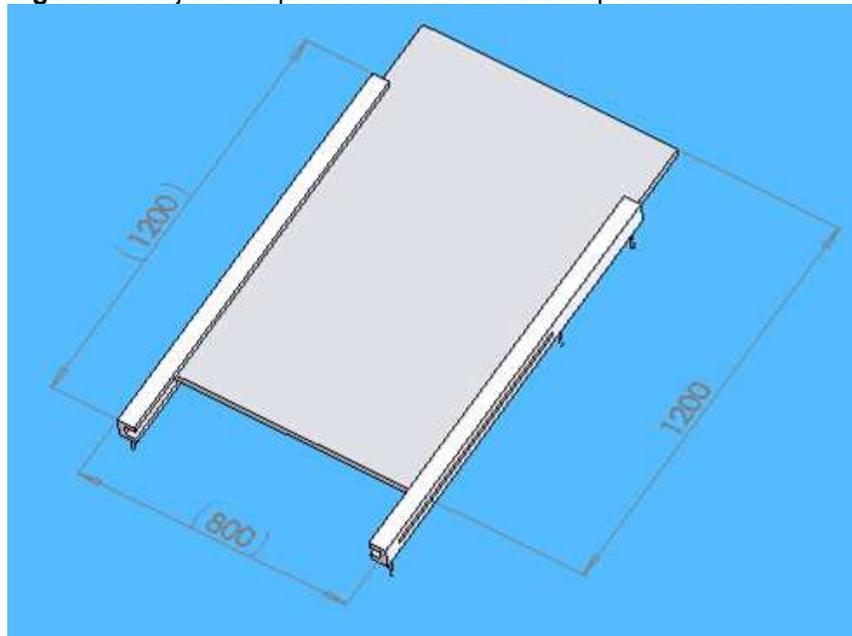


Fonte: O autor (2012)

Nota: Todas as medidas da figura estão em milímetros

O conjunto plataforma/ trilhos, foi projetado para ser desenvolvido em madeira laminada com revestimento de fórmica. O conjunto montado pode ser visto na Figura 32.

Figura 32 Projeto computacional do sistema de apoio do voluntário



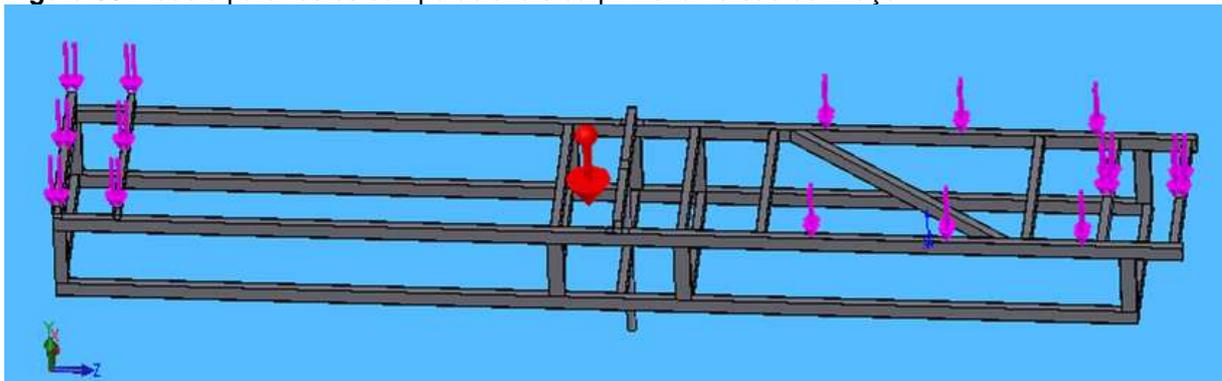
Fonte: O autor (2012)

Nota: Todas as medidas da figura estão em milímetros

3.3.2.2 Primeiros Testes computacionais do Braço da Centrífuga Albuquerque

A estrutura do Braço, projetada anteriormente, não necessitou de simplificações para executar os testes computacionais. Assim, a Figura 33, demonstra o Braço com as forças sofridas por ele em estado estático, que representam apenas a influência da força peso de cada massa, localizadas sobre o equipamento. No centro da figura, está representada a Força G que tem efeito sobre a massa da estrutura.

Figura 33 Modelo para testes computacionais da primeira versão do Braço



Fonte: O autor (2012)

Para a realização dos testes mecânicos, foi considerada a presença de um voluntário com a máxima massa permitida pelo sistema, que no caso é de 120 kg. Essa massa foi dividida entre os locais onde as costas e as pernas do voluntário ficam apoiadas. Nas posições em que o apoio do voluntário fica fixado, foi considerada uma massa de 30 kg, valor correspondente a massa do sistema de sustentação do voluntário e de futuros equipamentos que poderão ser utilizados para testes e mensurações. Em conjunto a essa massa, está a influência de 60,64 % do corpo do voluntário, que resulta em um valor de 72,768 kg. Ao se somar esses valores e multiplicá-los pela gravidade, encontrasse a força de 1007,126 N. Levando em consideração que o apoio do voluntário está fixado junto ao Braço em dois pontos, essa força foi decomposta em duas componentes com 503,563 N cada.

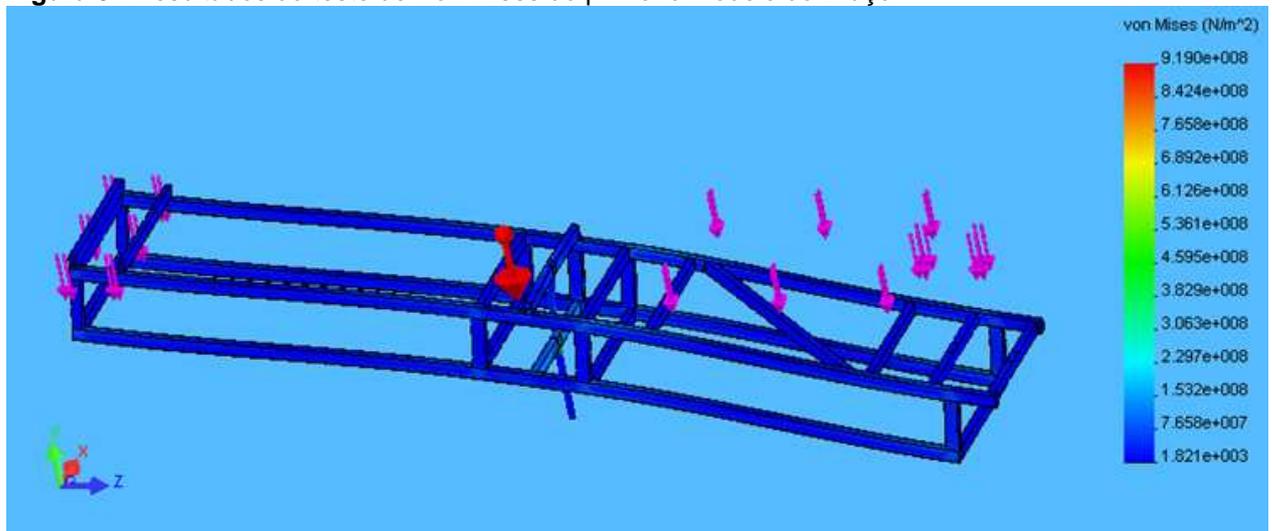
Os pés do voluntário ficam posicionados sobre o sistema de pedais, e tem uma parcela de 39,36 % da massa total do corpo, equivalente a 47,232 kg para o voluntário de 120 kg. O sistema pesa 5 kg e fica fixado em dois pontos junto ao Braço. Estes pontos estão separados de maneira simétrica em relação ao centro de massa dos pedais. O valor da força gerada por esse conjunto de elementos é de 511,8736 N que, assim como caso anterior do apoio do voluntário, foi decomposto em duas outras forças com o valor de 255,9368 N cada. A distribuição do peso

corporal mencionado anteriormente foi obtido através de pesquisas bibliográficas (Hay in Dalmarco, 2006).

Para a presença de um voluntário com 120 kg no interior da centrífuga, será necessária a utilização de um contrapeso com o valor de 115 Kg. Transformando esse valor em força, visando a sua representação nos testes computacionais, tem-se 1127 N. O cálculo do contrapeso será visto posteriormente no capítulo que trata do sistema de tração.

Com todos os parâmetros ajustados no software de simulação, foi gerado o resultado do teste de Von Mises para as cargas estáticas, presentes no primeiro projeto do Braço, como visto na Figura 34.

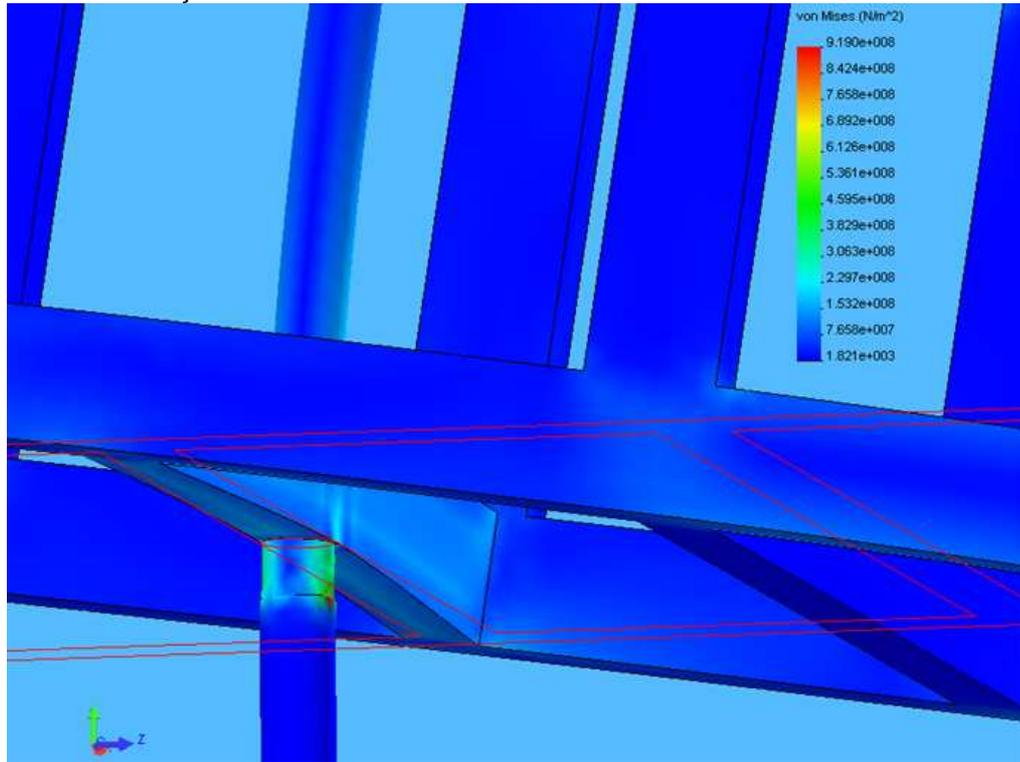
Figura 34 Resultados do teste de Von Mises do primeiro modelo do Braço



Fonte: O autor (2012)

Os resultados desse teste não foram satisfatórios, assim, houve a reprovação desse modelo. Grande parte da estrutura ficou com elevado acúmulo de tensão, chegando a 919 MPa em alguns pontos, valor que ultrapassa significativamente o limite máximo suportado pelo material. Para demonstrar melhor os pontos de máxima tensão, a Figura 35 mostra uma aproximação da região central da centrífuga, onde estão presentes os maiores acúmulos de tensões.

Figura 35 Aproximação dos pontos de máxima tensão no teste de Von Mises do primeiro modelo do Braço

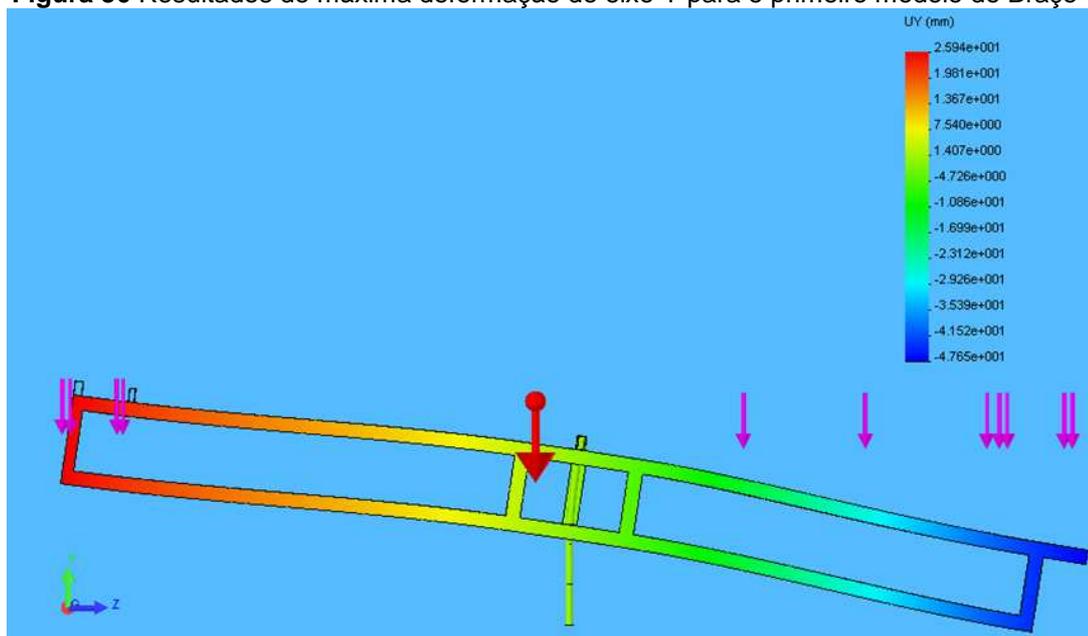


Fonte: O autor(2012)

Com essa aproximação, pode-se ver que o eixo desenvolvido com o aço SAE 1020 não é capaz de suportar as cargas do sistema. Todavia, o fato de que as tensões acumuladas no eixo foram as maiores encontradas no modelo, não está ligado ao material utilizado, e sim, ao design da estrutura.

Mesmo após o modelo ser reprovado no primeiro teste, existiu a necessidade de observar como seriam as deformações do equipamento ao ser submetido a cargas estáticas. Dessa forma, foi realizado o teste de máxima deformação com os seus resultados vistos na Figura 36.

Figura 36 Resultados de máxima deformação do eixo Y para o primeiro modelo do Braço



Fonte: O autor (2012)

Nesse teste, a reprovação do modelo, que impõe sobre o uma pequena região o esforço de todas as cargas do sistema, é novamente visível, de forma que o eixo é visto cedendo para um dos lados ao invés de ocorrer o equilíbrio entre as duas metades como era esperado. Existe uma região em cada metade do Braço em que ocorre uma mudança “brusca” nos valores de deformação. Na região do contrapeso, o valor varia rapidamente de 1,4 mm para 19,81 mm. Já no extremo em que o voluntário fica posicionado, esses valores se alteram de 4,73 mm para 41,52 mm. Exatamente nos pontos de transição desses valores, uma modificação foi executada, sendo visto posteriormente no trabalho.

A execução do teste dinâmico não foi necessária para este modelo, devido à reprovação do mesmo para cargas estáticas.

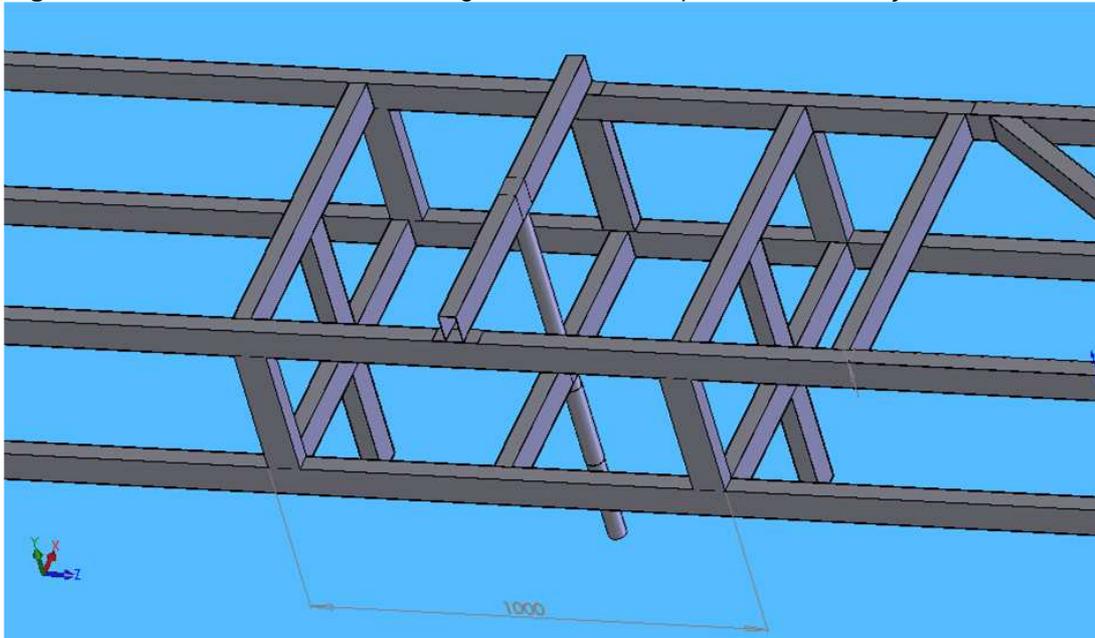
3.3.2.3 Modelo Final do Braço da Centrífuga Albuquerque

O segundo modelo do Braço foi projetado para solucionar os problemas antes ocorridos. A primeira modificação adotada foi desenvolvida para retirar parte das cargas mecânicas do Braço que estavam sendo exercidas sobre o eixo. Essa solução foi mencionada anteriormente e foi desenvolvida em conjunto ao projeto da Base, que consistiu no desenvolvimento de um sistema com duas rodas apoiadas sobre um disco de perfil redondo. As cargas foram então divididas entre o eixo e as duas rodas de maneira igualitária. Para apoiar esse sistema de rodas, foram utilizadas duas barras que possuem as mesmas especificações das demais

utilizadas no projeto do Braço, com altura de 293 mm. Estas barras foram adicionadas junto à região central da centrífuga.

Em conjunto com a solução da distribuição de cargas, baseado nos resultados de deformação, as barras de apoio verticais e horizontais, localizadas próximas ao eixo da centrífuga, foram deslocadas em direção a cada uma das extremidades. Esses deslocamentos ocorreram para que os apoios fossem aproximados dos pontos em que ocorresse a maior variação de deformação no primeiro modelo do Braço. O deslocamento aplicado foi de 200 mm para cada direção. Junto a esses deslocamentos, foram adicionadas duas novas barras horizontais posicionadas logo a cima do sistema de apoio para as rodas. As alterações realizadas podem ser vistas na Figura 37

Figura 37 Detalhamento central da segunda versão computacional da Braço



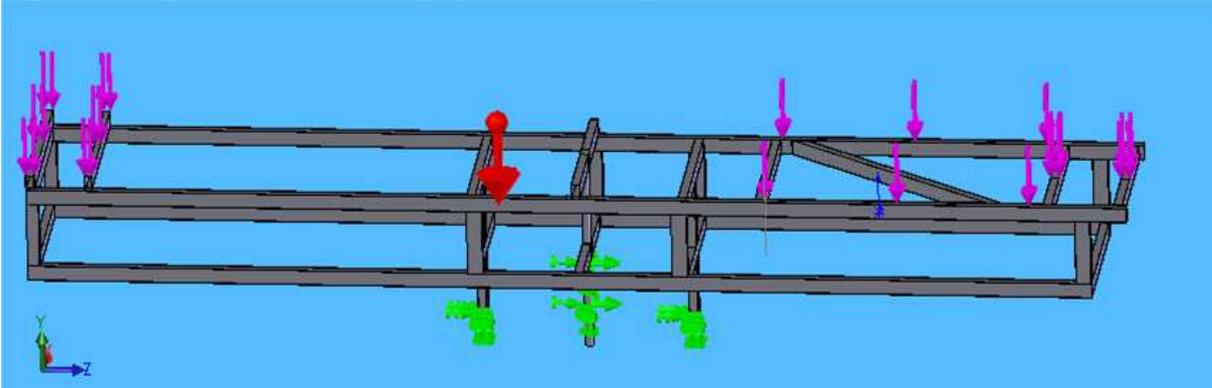
Fonte: O autor (2011)

Nota: Todas as medidas da figura estão em mm

3.3.2.4 Testes computacionais finais do Braço da Centrífuga Albuquerque

As cargas utilizadas para os testes do segundo modelo foram as mesmas do primeiro. Os apoios para as rodas foram engastados de maneira a representar o disco de apoio. O modelo para testes estáticos pode ser visto na Figura 38.

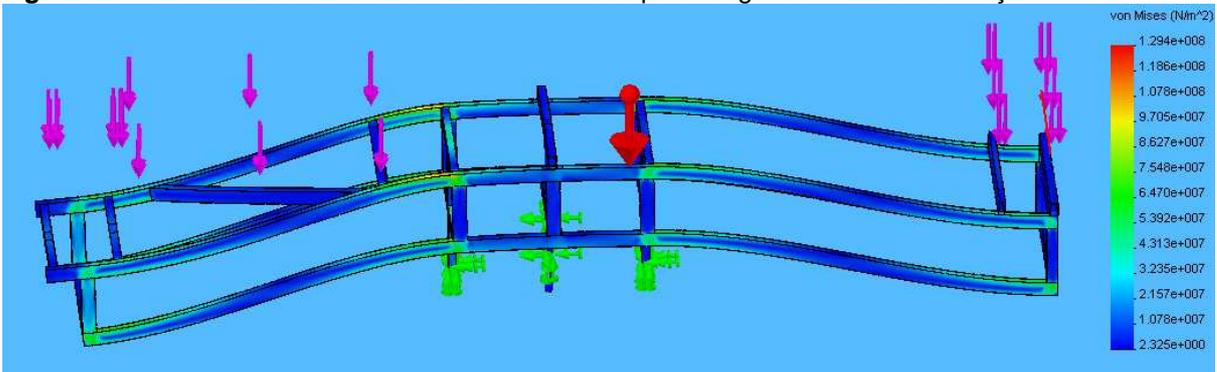
Figura 38 Segundo modelo do Braço para testes computacionais



Fonte: O autor (2012)

Realizou-se então o teste de Von Mises para o segundo modelo estático, com os resultados vistos na Figura 39.

Figura 39 Resultados do teste estático de Von Mises para segundo modelo do Braço

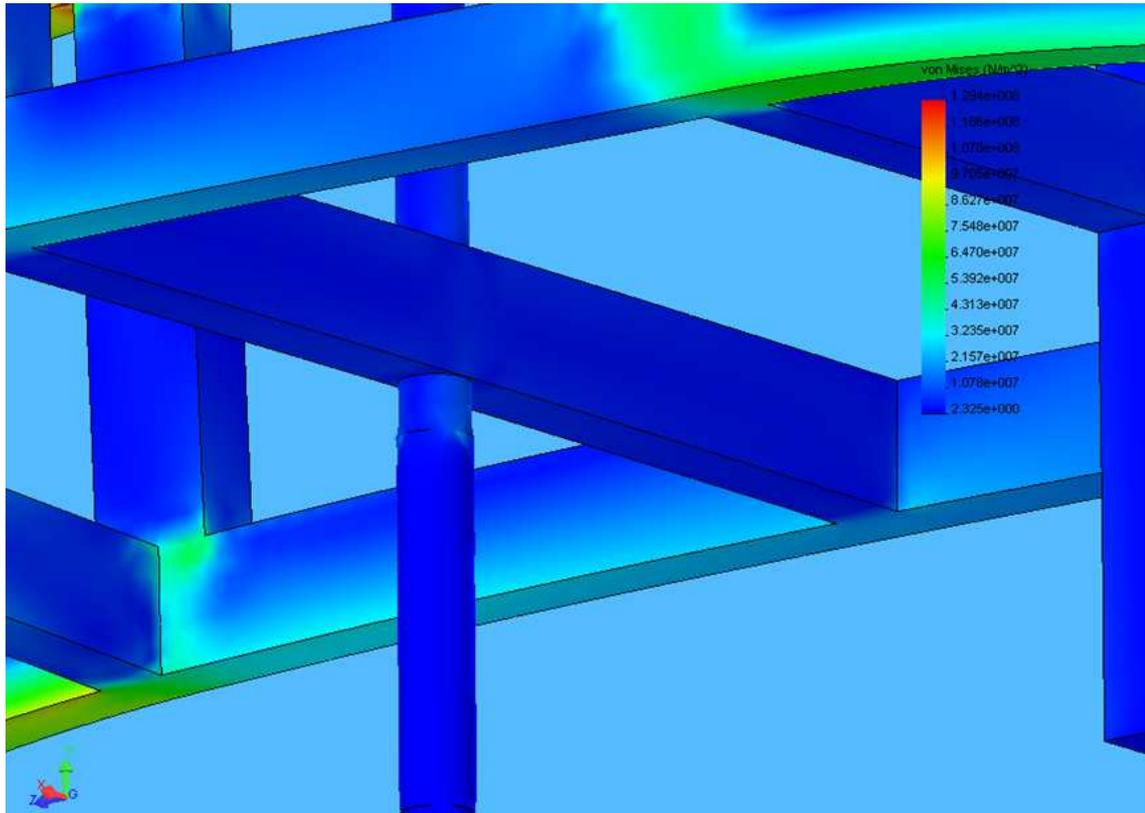


Fonte: O autor (2012)

Os valores das tensões de Von Mises ficaram basicamente entre 2,32 Pa e 32,35 MPa, com alguns pontos ultrapassando esses valores e atingindo o máximo de 129,4 MPa.

Os resultados desse teste demonstram que o sistema de rodas foi eficaz na distribuição de cargas do sistema. O eixo agora é capaz de suportar forças impostas sobre ele. A Figura 40 demonstra os resultados do teste no eixo.

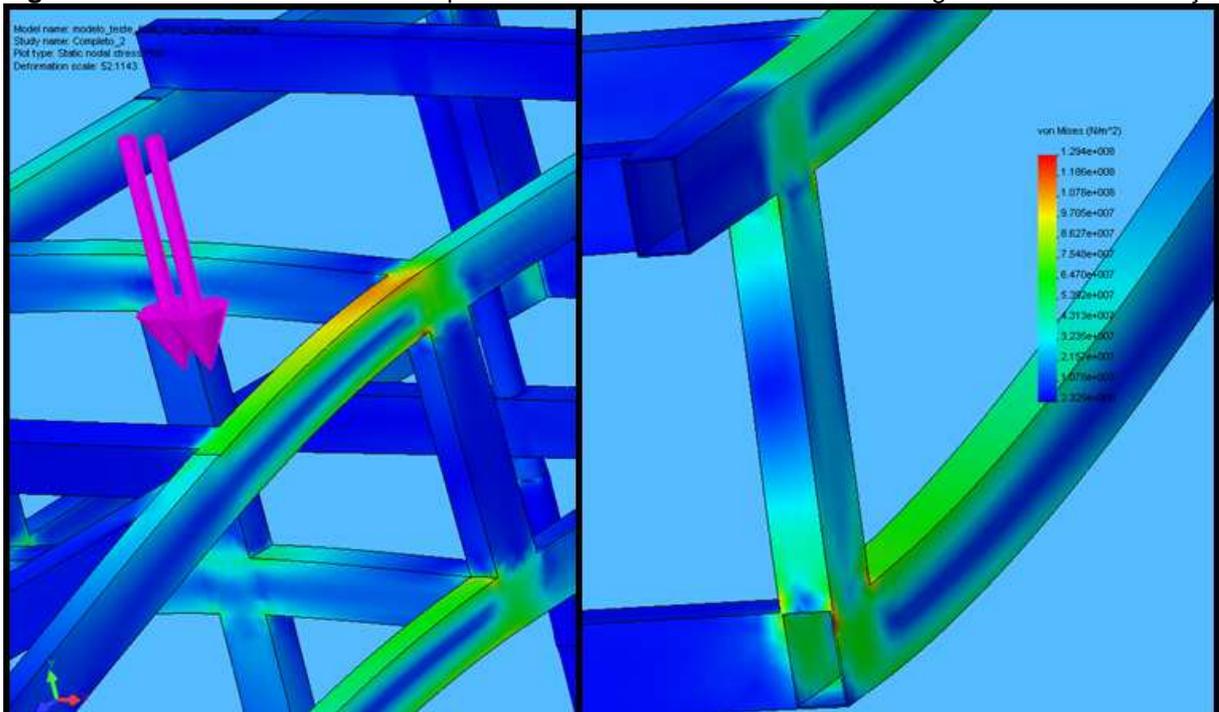
Figura 40 Aproximação da região central do segundo modelo do Braço para o teste estático de Von Mises



Fonte: O autor (2012)

Os pontos de máxima tensão ficaram com valores entre 86,2 MPa e 129,4 MPa. O detalhamento dessas regiões pode ser visto na Figura 41.

Figura 41 Pontos de máxima tensão para o teste estático de Von Mises do segundo modelo do Braço

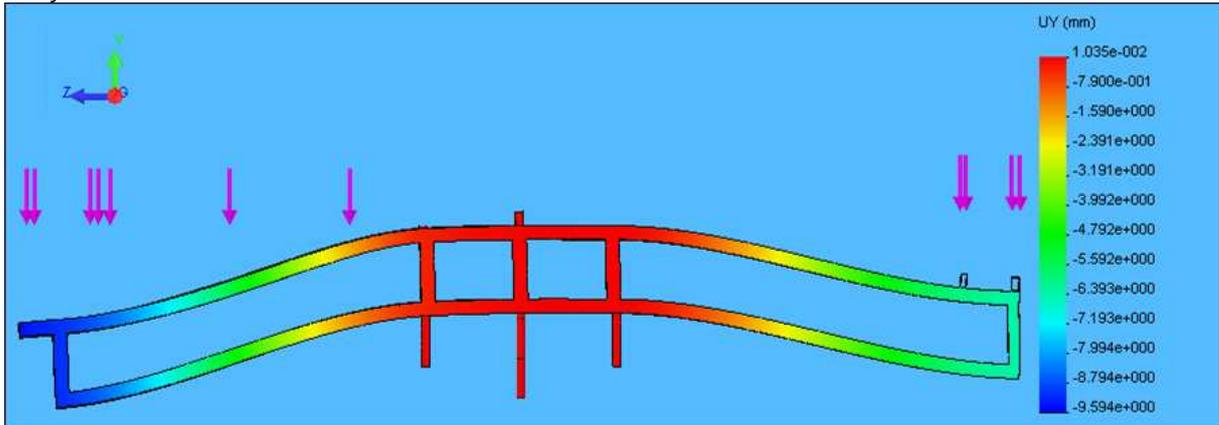


Fonte: O autor (2012)

Todos os valores de tensão encontrados no teste são compatíveis com a resistência do material utilizado, desta forma, o segundo modelo desenvolvido foi aprovado no teste de Von Mises estático.

Foi então realizado o teste de máxima deformação no eixo Y. Seus resultados podem ser vistos na Figura 42.

Figura 42 Resultados do teste estático de máxima deformação do eixo Y para o segundo modelo do Braço

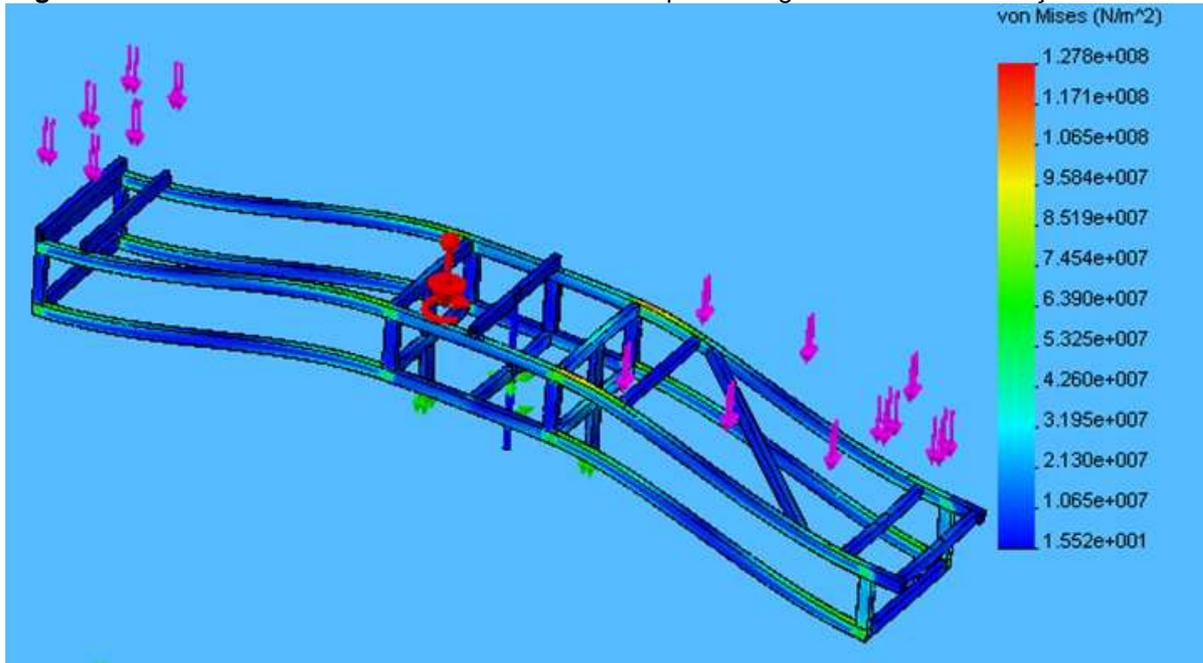


Fonte: O autor (2012)

Os resultados para esse teste apresentaram valores máximos entre 6,39 mm e 9,59 mm. Essas deformações foram consideradas de elevado grau, pois era esperado que não ultrapassassem 1 mm. Porém, sendo o modelo válido para as tensões de Von Mises, as deformações não acarretaram danos para estrutura. Para diminuir os valores encontrados nesse teste, seria necessário acrescentar mais algumas barras na estrutura, assim, a massa e a inércia do equipamento se elevariam. Desta forma, foi decidido que essas deformações não seriam motivo para a alteração da estrutura.

Adicionando a rotação de 60 rpm ao modelo estático, foram realizados os testes dinâmicos do equipamento. Os resultados desse modelo para o teste de Von Mises são vistos na Figura 43.

Figura 43 Resultados do teste dinâmico de Von Mises para o segundo modelo do Braço

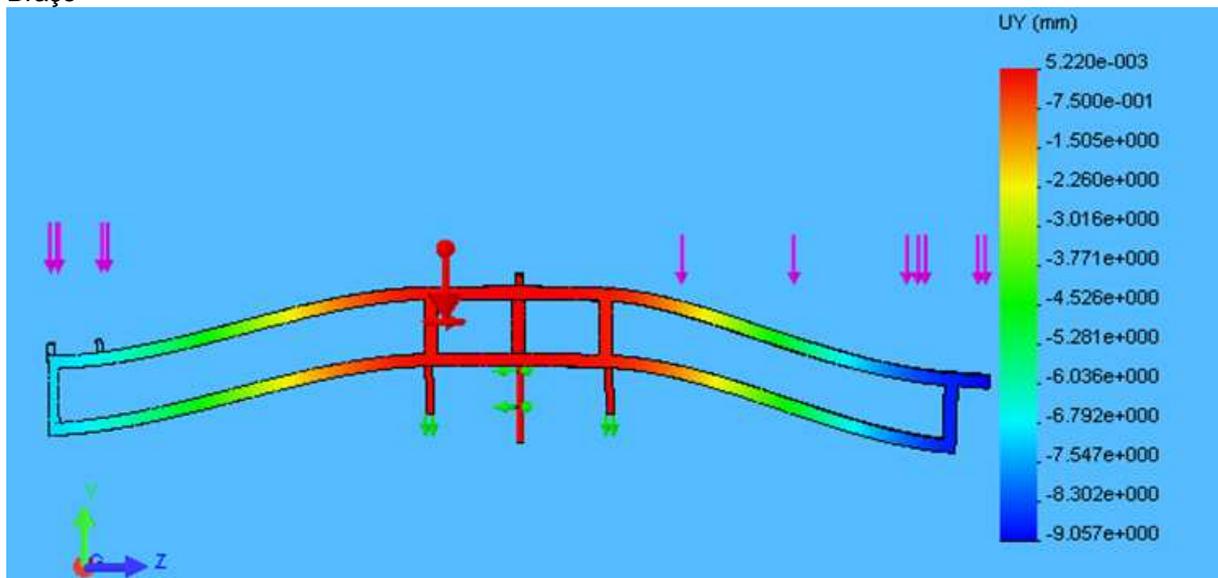


Fonte: O autor (2012)

Ao analisar os resultados do teste dinâmico, observou-se que os pontos em que as tensões são localizadas foram os mesmos que os do teste estático. Os valores encontrados para essas tensões possuíram poucas variações entre os dois testes. Os valores para o último teste realizado ficaram entre 15,52 Pa e 127,8 MPa sendo a maior ocorrência entre 10,65 MPa e 21,30 MPa.

Para finalizar as análises no segundo modelo, executou-se o teste dinâmico de máxima deformação no eixo Y, sendo os resultados exibidos na Figura 43.

Figura 44 Resultados do teste dinâmico de máxima deformação do eixo Y para o segundo modelo do Braço

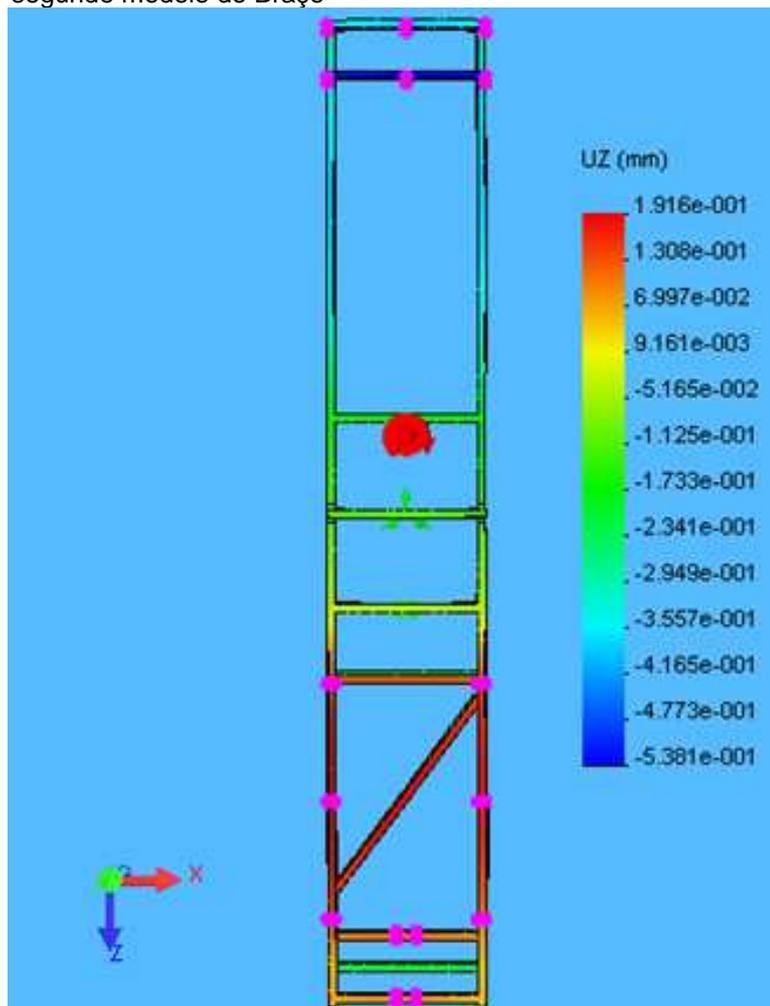


Fonte: O Autor (2012)

Os resultados demonstram que o teste dinâmico apresentou níveis menores de deformação no eixo Y em relação ao teste estático, o que demonstra que o comportamento do Braço em movimento circular possui a tendência de ficar alinhado horizontalmente, devido à influência da força centrípeta. Os valores de deformação ficaram entre 2,26 mm e 9,06 mm no lado que o voluntário fica posicionado e entre 2,26 mm e 6,79 mm na região do contrapeso.

Para o modelo dinâmico existiu a necessidade de executar um novo teste de máxima deformação, mas esse foi realizado em relação ao eixo Z. Essa necessidade existiu devido ao aparecimento da força centrípeta nos testes dinâmicos, força que afeta o eixo Z do projeto. Os resultados são vistos na Figura 45.

Figura 45 Resultados do teste dinâmico de máxima deformação do eixo Z para o segundo modelo do Braço



Fonte: O autor (2012)

Na vista superior do teste, observou-se de uma maneira mais clara as deformações em Z. Os valores encontrados foram todos satisfatórios, ficando entre 0,009 mm e 0,534 mm. Sendo também aprovado nesse último teste, o projeto do Braço da centrífuga humana, movida a exercícios, está pronto para ser construído de maneira real.

3.3.2.5 Montagem real do Braço da Centrífuga Albuquerque

Durante o desenvolvimento dos modelos computacionais, ocorreu o contato com fornecedores de materiais mecânicos com o intuito de conhecer os tipos de peças disponíveis no mercado. Ao validar o modelo computacional, já existia uma lista com todas as matérias primas utilizadas juntamente com os dados dos fornecedores com o melhor custo benefício para cada tipo de material. Assim, o primeiro passo do processo de montagem, foi a aquisição desses materiais. As barras para a montagem da estrutura do Braço foram encomendadas sob medida, apresentando, portanto, todos os cortes, conforme especificações do projeto. Dessa forma, foi necessário preparar, medir, alinhar e soldar as barras em suas respectivas posições e, por fim realizar o acabamento.

O processo de preparação das barras ocorreu em função da retirada de rebarbas das extremidades dos materiais. Essa retirada foi realizada com a utilização de um esmeril. Parte do processo pode ser visto na Figura 46.

Figura 46 Procedimento de preparação das barras de aço



Fonte: O autor (2012)

Nota: O procedimento de preparação das barras acima foi realizado pelo aluno Vitor Celjar de Lazzer

Com todas as barras preparadas, iniciou-se o processo de junção dos materiais, objetivando a realização da montagem da estrutura do Braço, conforme projetado computacionalmente.

A região inferior e superior foram montadas separadamente, para que fossem conectadas em outro momento. A porção inferior da estrutura foi a primeira a ser montada, iniciando a medição e o alinhamento dos materiais, como mostra a Figura 47.

Figura 47 Procedimento de medição e alinhamento das peças do Braço



Fonte: O autor (2012)

A solda foi aplicada conforme as peças foram sendo posicionadas. Um exemplo dessas soldagens pode ser visto na Figura 48.

Figura 48 Procedimento de soldagem da estrutura do Braço



Fonte: O autor (2012)

Para retirar o excesso de solda, foi utilizado uma esmerilhadeira, com disco para desbaste, como visto na Figura 49.

Figura 49 Realização do acabamento das soldas do Braço

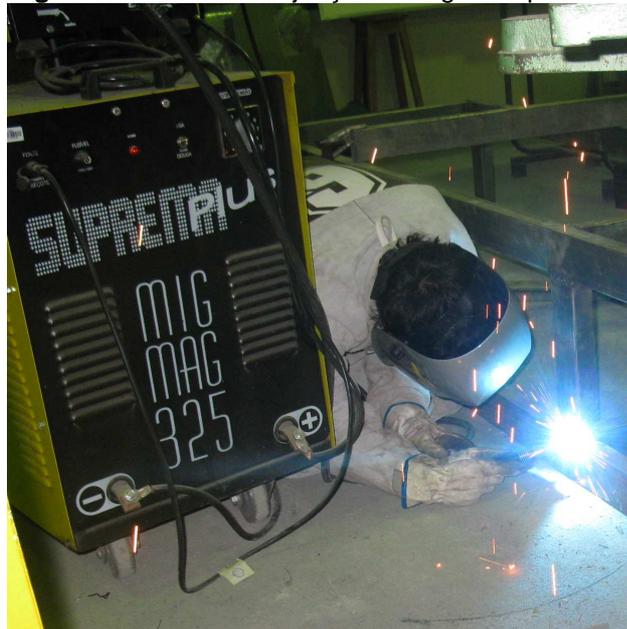


Fonte: O autor (2012)

Os processos de medição, alinhamento, soldagem e acabamento foram repetidos em todas as etapas da montagem do Braço, até que o objetivo final fosse alcançado.

Com as duas regiões da estrutura já construídas, as mesmas foram conectadas. A região inferior foi posicionada junto ao solo e, junto a ela, foram alocadas e soldadas as barras de separação. Após a soldagem de essas barras a parte superior foi encaixada e fixada sobre elas. A Figura 50 demonstra a fixação entre as regiões sendo realizada.

Figura 50 Processo de junção da região superior com a inferior



Fonte: O autor (2012)

A partir da finalização das soldagens, a montagem da estrutura do Braço foi então concluída, como pode ser vista na Figura 51.

Figura 51 Estrutura do Braço



Fonte: O autor (2012)

Como parte do Braço, o sistema de apoio para o voluntário foi desenvolvido pelo setor de marcenaria da PUCRS. Sobre este apoio, foi adicionada a cadeira do voluntario. Esse sistema pode ser visto na Figura 52.

Figura 52 Sistema de alocação do voluntário no interior da centrífuga



Fonte: O autor (2012)

A fixação desse sistema, junto à estrutura do Braço, ocorreu durante a montagem final do projeto.

Os componentes não citados no processo anterior, como, por exemplo, os mancais, serão vistos na seção referente ao sistema de tração da CMTH.

Dessa etapa, apenas os tubos de Aço 1020 foram comprados, totalizando um valor de 8 % do orçamento do projeto.

3.4 SISTEMA DE TRAÇÃO DA CENTRÍFUGA ALBUQUERQUE

Um sistema de tração foi adicionado à Centrífuga Albuquerque para que as estruturas desenvolvidas pudessem se movimentar. Esse sistema é composto por equipamentos que geram e transportam potência, além de dispositivos para permitir o movimento rotativo. Para aplicar esses elementos junto ao projeto, foi preciso calcular as propriedades físicas do sistema, como o momento de inércia do Braço da estrutura e o Torque necessário para impor movimento ao equipamento. Essas propriedades, juntamente com a força vertical que o equipamento produz, foram utilizadas para especificar cada elemento do sistema de tração que foi utilizado.

Para calcular a massa total da estrutura, foi realizado os seguintes passos:

1° - as peças da estrutura do Braço, utilizadas em maior quantidade, foram separadas em categorias conforme os seus comprimentos (300 mm, 720 mm e 800 mm).

2° - cada uma das barras foi pesada em uma balança digital de precisão UDC Urano. Em seguida, realizou-se uma média de massa para cada categoria.

3° - através da divisão dos valores de massa pelo comprimento de cada barra, foi calculado quantas gramas possui 1 mm de material, os resultados podem ser vistos na Tabela 2.

Tabela 2 Dados dos tubos utilizados na construção do Braço

N° de peças	Comprimento(mm)	Média das massas(g)	1g /1mm
12	300	828,5235	2,7617
12	720	1990,2643	2,7643
4	800	2209	2,7613
Média Final:			2,7624

Fonte: O autor (2012)

Para calcular a massa total do equipamento, o Braço foi dividido em duas regiões. Do eixo central até a extremidade onde o voluntário se encontra foi chamado de Lado A, com valores demonstrados na Tabela 3

Tabela 3 Somatório das massas referentes aos tubos utilizados no Lado A

Lado A		
Comprimento(m)	Quantidade	Total (m)
2,24	2	4,48
2,5	2	5,00
0,72	6	4,32
0,272	1	0,27
1,20673	1	1,21
0,3	5	1,50
Total geral(m)		16,78
Massa Total Lado A (kg)		46,35

Fonte: O autor (2012)

Multiplicando o valor médio de g/mm, calculado anteriormente, pelo comprimento total de cada lado, obteve-se a massa total referente a cada uma das regiões.

O Lado B é o local que vai do eixo central até a extremidade da região em que se localiza o contrapeso. Os cálculos podem ser vistos na Tabela 4.

Tabela 4 Somatório das massas referentes aos tubos utilizados no Lado B

Lado B		
Comprimento(m)	Quantidade	Total (m)
2,5	4	10,00
0,72	4	2,88
0,3	5	1,50
0,8	2	1,60
0,272	1	0,27
Total geral(m)		16,25
Massa Total Lado A (kg)		44,89

Fonte: O autor (2012)

A massa da estrutura de cada um dos lados foi muito semelhante, com uma diferença de apenas 1,46 kg. A massa total da estrutura metálica do Braço foi de 91,24 kg. Os equipamentos utilizados na centrífuga, como a Base de apoio para o voluntário, o sistema de pedais internos, os dispositivos de transporte e geração de tração e os elementos de junção das barras como os parafusos e soldas, geraram uma massa total de 30 kg.

O peso do voluntário da centrífuga pode variar, por isso, foram realizados dois cálculos distintos, tanto para a massa, quanto para os parâmetros físicos do projeto. A partir desse ponto, foram utilizadas duas nomenclaturas para diferenciar os dois cálculos realizados. O primeiro foi chamado de Voluntário 1 e utilizou o valor de 70kg, enquanto o segundo foi chamado Voluntário 2, utilizando o valor de 120kg, referente ao valor máximo de massa para o voluntário que é permitido no equipamento.

Para finalizar o cálculo da massa total do Braço da Centrífuga, foi necessário determinar os valores do contrapeso para cada um dos dois tipos de voluntários escolhidos. Para realizar esse cálculo, foi utilizada a força, que cada uma das massas aplica sobre o Braço, multiplicada por suas respectivas distâncias em relação ao centro de rotação do sistema. Calculou-se então que se os contrapesos fossem localizados a uma distância de 2,35 m do eixo central, eles precisariam de um valor de 73 kg para o Voluntário 1 e 115 kg para o voluntário 2. Assim, a massa total da centrífuga foi de, respectivamente, 172,9 kg e 263,3 kg para cada tipo de voluntário.

Os momentos de inércia para cada um dos dois casos foram calculados através da Equação 3 (Halliday, 1996, p. 249). Encontrou-se 693,05 kg/m² para o Voluntário 1 e 761,43 kg/m² para o Voluntário 2.

$$I = \frac{1}{12} \cdot M(a^2 + b^2) \quad (3)$$

Na equação acima, I representa o momento de inércia, M é a massa total da centrífuga, a é a largura da centrífuga(0,8 m) e b é o comprimento da centrífuga(5 m).

Os cálculos dos torques foram realizados considerando uma aceleração capaz de elevar a velocidade do zero até 58 rpm em 30 segundos. Para esses cálculos foi utilizada a Equação 4(Halliday, 1996, p. 253). Os valores encontrados foram 136,74 N.m para o Voluntário 1 e 150,23 N.m para o Voluntário 2.

$$\tau = I \cdot \alpha \quad (4)$$

Na equação acima, τ representa o Torque, I representa o momento de inércia e α a aceleração angular do sistema.

Finalizando a determinação dos parâmetros físicos da centrífuga, foi utilizada a Equação 5 para calcular a potência do projeto (Norton, 2004, p. 481). Os valores encontrados foram 809,4 W para o Voluntário 1 e 899,24 W para o Voluntário 2.

$$P = T \cdot \omega \quad (5)$$

Na equação acima, P representa a Potência, T representa o Torque e ω a velocidade angular do sistema.

Com a determinação dos principais parâmetros físicos da Centrífuga Humana Albuquerque, o sistema de tração pode ser projetado.

3.4.1 Sistema gerador de tração da Centrífuga Albuquerque

O tipo de tracionamento escolhido para a Centrífuga Albuquerque foi a força humana, sendo gerada através de um sistema de exercícios. Foi determinado que esse sistema fosse baseado nas pedaladas de uma bicicleta, pois o ciclismo estimula os principais músculos das pernas (Fermino, 2008). Essa estimulação da região inferior do corpo poderá ser tema de estudos futuros com a utilização da Centrífuga Albuquerque para avaliar os efeitos desse fator durante a aplicação de forças +Gz.

O projeto utilizou dois sistemas de tração, sendo um deles externo à centrífuga e o outro interno. No sistema de tração externo o voluntário seria exposto a condições normais de gravidade, enquanto no sistema interno, sofreria o efeito da aceleração gerada pela centrífuga.

O equipamento de tração externa é uma bicicleta convencional com 21 marchas que não possui rodas. Assim, o aparelho encontra-se fixo a um sistema de apoio metálico, desenvolvido ao longo do projeto. O sistema completo pode ser visto na Figura 53.

Figura 53 Bicicleta adaptada para ser utilizada como sistema de tração externo da Centrífuga



Fonte: O autor (2012)

Para que o sistema de marchas da bicicleta seja aproveitado para gerar a tração, foi utilizado um cubo de bicicleta com engate para freio a disco. Esse engate foi utilizado para fixar uma roda dentada, como visto na Figura 54 que é responsável por transmitir o movimento para a centrífuga. Dessa forma, essa roda encontra-se em posição semelhante a uma roda de bicicleta convencional. Assim, o sistema de marchas é totalmente aproveitado. Mais informações sobre a roda dentada serão vistas posteriormente no projeto.

Figura 54 Cubo de bicicleta com freio a disco adaptado



Fonte: O autor (2012)

O sistema de tração interno é composto por um conjunto de pedais com pedaleiras. Esses pedais estão conectados a um equipamento desenvolvido especialmente para o este projeto. Junto ao pé de um dos pedais, encontra-se uma roda dentada que será responsável em repassar a tração gerada. O sistema completo pode ser visto na Figura 55 em dois ângulos distintos.

Figura 55 Duas vistas distintas do sistema de pedais interno



Fonte: O autor (2012)

Para validar matematicamente o sistema de tração escolhido, foram realizados alguns cálculos com parâmetros relativos a ciclistas. Esses parâmetros foram pesquisados através de uma revisão bibliográfica.

O estudo de Carpes (2005) provou que um triatleta da elite internacional com 10 anos de treinamento e 33 anos de idade, possui a capacidade de gerar, em média, 340 W em uma prova com distância de 40 Km. Os valores de pico que esse atleta gerou nos testes foram de, aproximadamente, 525 W. Utilizando a velocidade angular de 58 rpm, a Equação 5 e os parâmetros de potência mencionados anteriormente, transforma-se o valor de potência em torque. O torque médio do triatleta é de 57,44 N.m e o valor de pico é de 88,7 N.m. Esses valores foram aplicados na Equação 4. Assim, foi calculado que ao utilizar o torque médio, esse atleta é capaz de levar a Centrífuga Albuquerque a uma alteração da velocidade angular de 0 a 58 rpm em aproximadamente 79 segundos, utilizando a bicicleta externa e com um voluntário de 120 kg. Para os valores de pico, essa alteração na velocidade pode ocorrer em 51 segundos.

Em outro estudo realizado por Carpes (2007), seis atletas amadores competitivos, do sexo masculino, durante uma prova de 40km, geraram um torque médio de 15,36 N.m. Da mesma forma que para o estudo anterior, foi calculado que, através desse torque, os ciclistas seriam capazes de elevar o valor da rotação de 0 a 58 rpm em 293 s, equivalentes a aproximadamente 4 minutos e 53 segundos.

Dessa forma, é provado matematicamente que apenas um ciclista utilizando a tração externa é capaz de tracionar a centrífuga, de forma que os objetivos da mesma sejam alcançados.

O custos para o sistema de tração externa foram de 8,56 % do orçamento e o pedal interno foi de 5,71 % do orçamento.

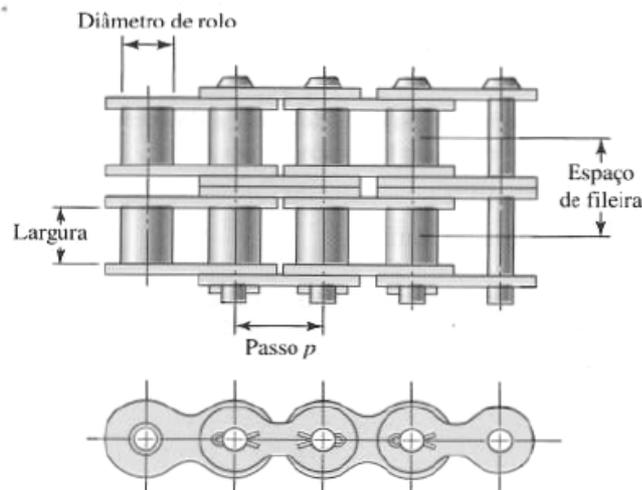
3.4.2 Transmissão de potência

Para que uma potência seja transmitida em uma distância relativamente grande são utilizados grupos de equipamentos denominados Elementos Flexíveis, compostos por correias, cabos e correntes. A utilização de qualquer um desses elementos importante para simplificação de máquinas, devido à capacidade de substituir outros elementos de maior custo. Dentro desse grupo as correntes se destacam por possuírem a razão de transmissão constante, visto que as mesmas não apresentam deslizamento nem estiramento. Estas correntes possuem, também, longa durabilidade e a possibilidade de acionar diversos eixos a partir de uma única fonte de potência (Shigley, 2005, p. 816; p. 842).

3.4.2.1 Sistemas de transmissão por correntes

A corrente de um sistema de transmissão é normalmente construída com fileiras simples, duplas, triplas ou quádruplas. Cada fileira adicional é capaz de aumentar em uma vez a potência na qual (mudar por “na qual” muda o sentido?) a corrente pode trabalhar. As principais dimensões de uma corrente podem ser vistas na Figura 56 (Shigley, 2005, p. 842).

Figura 56 Corrente de fileira dupla

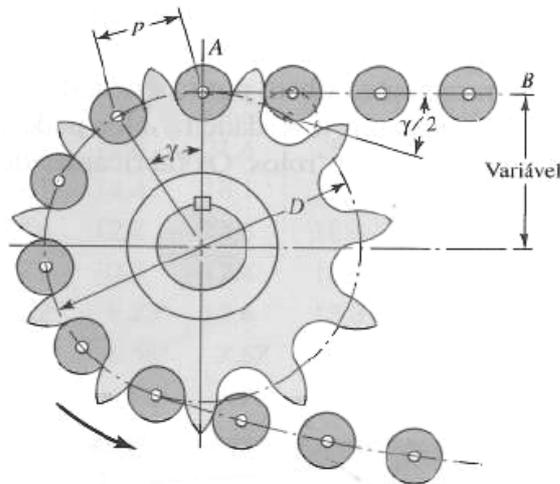


Fonte: Shigley (2005, p. 842)

Para transmitir e receber a potência gerada, os sistemas de transmissão utilizam rodas dentadas conectadas a correntes, no qual uma das rodas transmite o movimento para a outra. O acoplamento entre a corrente e a roda dentada pode ser visto na Figura 56, sendo γ o ângulo de contato, D o diâmetro primitivo da roda dentada, p o passo da corrente e o segmento AB representa a porção reta da corrente.

O elemento $(\gamma/2)$ é o ângulo na qual o elo da corrente gira quando entra em contato com a roda dentada, sendo conhecido como ângulo de articulação e possui seu valor em função do número de dentes da roda também representado na Figura 57 (Shigley, 2005, p. 842-848).

Figura 57 Representação de um sistema com corrente e roda dentada



Fonte: Shigley (2005, p. 843)

O impacto e o contato entre os roletes e a roda podem ser regulados através do ângulo $(\gamma/2)$, que deve ser o menor possível para evitar desgastes e falhas por fadiga da corrente, ocasionando um aumento na vida útil da mesma. Sendo assim, correntes que utilizam rodas dentadas com poucos dentes, possuem uma menor vida útil comparadas com sistemas de correntes com um maior número de dentes. Outro fator que é afetado pelo número de dentes da roda dentada é a suavidade da rotação, que para casos com velocidades moderadas ou altas devem-se utilizar rodas com, no mínimo, 17 dentes para se obter suavidade nos movimentos, sendo o acréscimo de dentes favorável para o aumento dessa suavidade (Shigley, 2005, p. 842).

O principal indicador de falha de uma corrente é o tempo de trabalho, por isso, os fabricantes estabelecem um padrão de 15.000 horas de trabalho para as correntes. Obedecendo a essa carga horária, os fabricantes calculam as potências para algumas rotações padrão, as quais a corrente é capaz de suportar, como mostra a Tabela 5, baseada em uma corrente de fileira única - passo único conectada a uma roda dentada com 17 dentes (Shigley, 2005, p. 842).

Tabela 5 Capacidade de Potência para Correntes de Fileira Simples (kW)

Velocidade angular da roda denteada rpm	Número da corrente ANSI											
	25	35	41	40	50	60	80	100	120	140	160	200
50	0,06	0,104	0,144	0,240	0,463	0,78	1,82	3,48	5,90	9,17	13,43	25,51
100	0,07	0,197	0,274	0,456	0,865	1,47	3,37	6,38	10,74	16,56	24,17	44,91
150	0,09	0,283	0,390	0,649	1,23	2,10	4,77	8,95	14,85	22,83	32,97	60,65
200	0,10	0,368	0,506	0,84	1,59	2,68	6,04	11,26	20,07	28,35	40,66	73,70
300	0,15	0,526	0,712	1,18	2,23	3,72	8,28	15,14	24,77	37,23	52,59	
400	0,21	0,67	0,90	1,51	2,81	4,64	10,14	18,65	29,62	43,86		
500	0,25	0,80	1,07	1,80	3,33	5,46	11,79	21,04	33,27			
600	0,30	0,93	1,24	2,06	3,80	6,18	13,13	23,05				
800	0,19	1,16	1,52	2,54	4,60	7,39	15,29					
1000	0,46	1,36	1,77	2,95	5,26	8,28						
1200	0,52	1,16	1,98	3,29	5,78	9,03						
1400	0,59	1,71	2,15	3,58	6,20	9,47						
1600	0,65	1,85	2,28	3,81	6,49							
1800	0,70	1,98	—	4,01	6,70							
2000	0,75	2,08	—	4,16	6,81							

Fonte: Shigley (1984, p. 591)

Para que o comprimento necessário de uma corrente seja calculado para atender as distâncias de um sistema de transmissão, utiliza-se a Equação 6 (Shigley, 2005, p. 847).

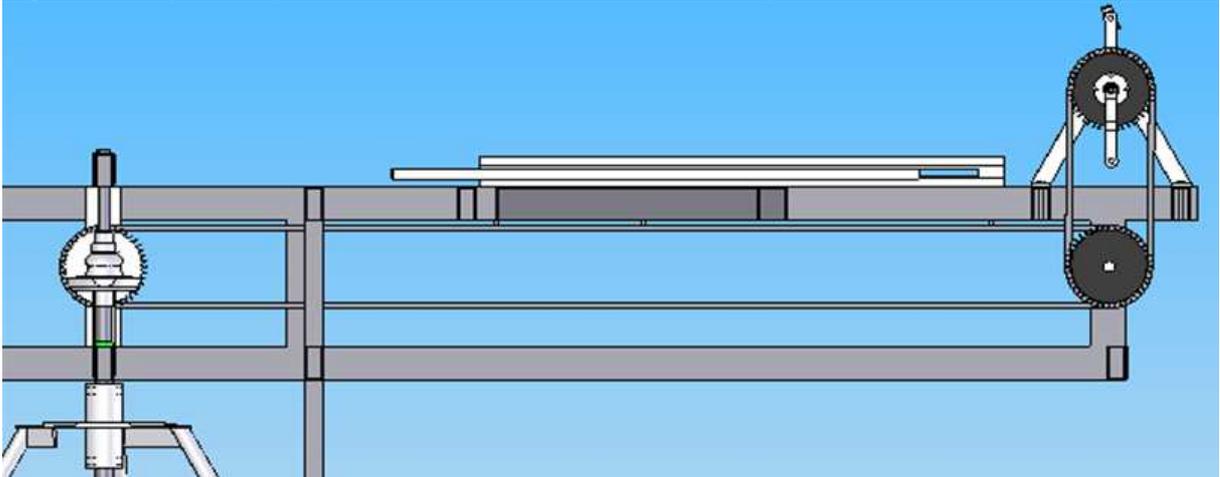
$$\frac{L}{p} = \frac{2C}{p} + \frac{N_1 + N_2}{2} + \frac{(N_2 - N_1)^2}{4\pi^2 \left(\frac{C}{p}\right)} \quad (6)$$

Sendo L o comprimento da corrente, p o passo da corrente, C a distância entre centros, N_1 o número de dentes da roda menor e N_2 o número de dentes da roda maior (Shigley, 2005, p. 847).

3.3.2.2 Sistema de transmissão de potência da Centrífuga Albuquerque

O sistema de tração externo fica a uma distância de 4 m do eixo central da centrífuga, assim, existe a necessidade de se utilizar um sistema para transmitir a potência ao longo desses 4 m. Como visto anteriormente, um sistema de correntes é eficaz para esse tipo de aplicação. Uma outra vantagem desses sistemas, são os seus baixos custos. Dessa forma, foi projetado junto a um fornecedor de correntes local, uma corrente robusta o suficiente para suportar o torque exigido pela centrífuga. Porém, não é apenas a ligação entre a tração externa e a base da centrífuga, que necessitará de correntes para transmitir a tração. O dispositivo de tração interna foi projetado de forma que sua transmissão também utiliza correntes, esse projeto pode ser visto na Figura 58.

Figura 58 Projeto computacional do sistema de transmissão de potência interno



Fonte: O autor (2012)

Na figura 58, observa-se que existe uma corrente ligando os pedais internos a uma segunda roda dentada. Essa roda dentada encontra-se conectada a um eixo, que, por sua vez, transmite o movimento para uma terceira roda dentada, não visível na figura 58 por estar alinhada com a segunda. Para levar a tração até o eixo central, uma corrente é conectada à terceira roda dentada, mencionada anteriormente, sendo esta a quarta roda, também conectada a essa corrente e ligada ao eixo central.

Juntamente com a corrente do sistema de tração externo, o sistema interno foi dimensionado junto ao fornecedor. Logo, foi decidido que todas as correntes e suas respectivas rodas dentadas teriam as mesmas dimensões, exceto em seus comprimentos. Assim, as correntes escolhidas foram as de 40/1 com emenda e passo de meia polegada. As rodas dentadas ficaram com 48 dentes. Na Figura 59, pode ser visto o sistema real de transmissão de potência do pedal interno.

Figura 59 Sistema de tração interno



Fonte: O autor (2012)

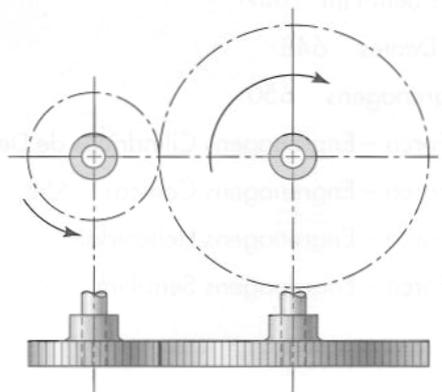
O custo final para o sistema de correntes e engrenagens foi de 7,37 % do orçamento disponível.

3.4.3 Engrenagens

Engrenagens são rodas dentadas capazes de transmitir torque e velocidade angular em diversas aplicações. A existência de dentes nessas rodas permite que os sistemas interligados sejam sincronizados e não ocorram escorregamentos na transmissão. As engrenagens são separadas em alguns grupos de acordo com o formato dos dentes e a maneira em que ficam dispostos na roda dentada. Os quatro principais grupos são compostos pelas engrenagens cilíndricas de dentes retos, as helicoidais, as cônicas e as engrenagens sem-fim (Norton, 2004, p. 597; Shigley, 2005, p. 628-629).

As engrenagens cilíndricas de dentes retos, demonstradas na Figura 60, trabalham com transmissão entre dois eixos paralelos e possuem seus dentes paralelos ao eixo de rotação. São as engrenagens mais comuns no mercado e muito utilizadas para modificar a relação de transmissão de sistemas mecânicos (Shigley, 2005, p. 628-629).

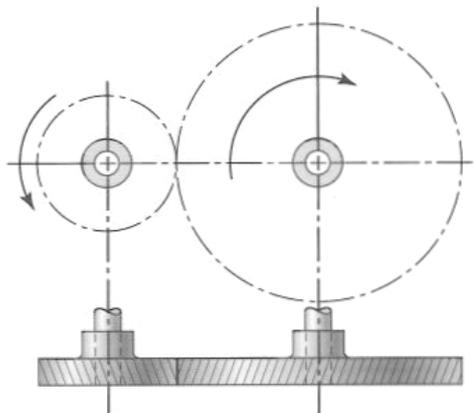
Figura 60 Sistema de transmissão com engrenagens cilíndricas de dentes retos



Fonte: Shigley (2005, p. 628)

As engrenagens helicoidais, presentes na Figura 61, são semelhantes às cilíndricas de dentes retos e possuem as mesmas aplicações, porém, o formato de seus dentes, inclinados em relação ao eixo de rotação, permitem que o sistema gere um grau muito menor de ruído auditivo. Essas engrenagens podem também ser utilizadas para transmitir movimento entre eixos não-paralelos (Shigley, 2005, p. 628-629).

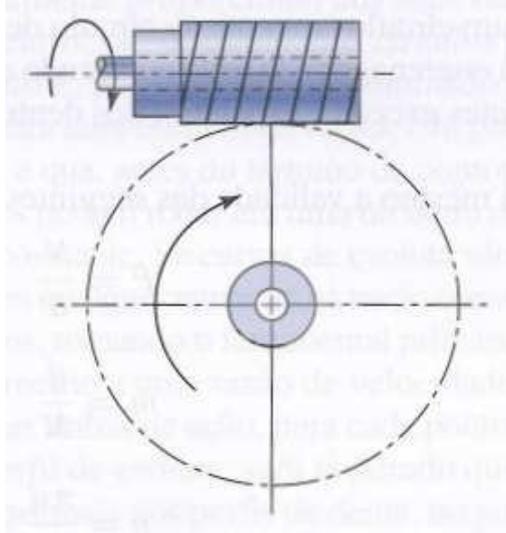
Figura 61 Sistema de transmissão com engrenagens helicoidais



Fonte: Shigley (2005, p. 628)

O sistema com pinhão-coroa sem-fim, como visto na Figura 62, é utilizado para gerar grandes reduções em sistemas de tração, pois essas engrenagens são capazes de suportar grandes diferenças de velocidades entre os dois eixos (Shigley, 2005, p. 628-629).

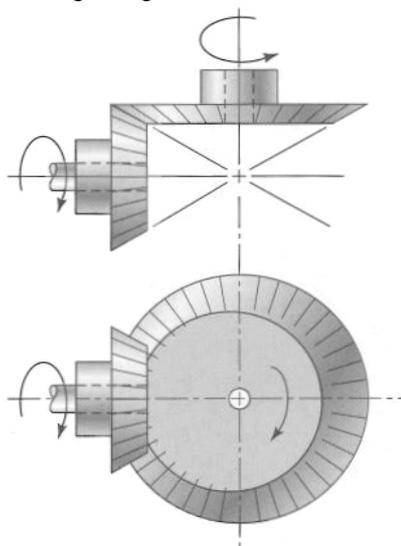
Figura 62 Sistema de transmissão com pinhão-coroa sem-fim



Fonte: Shigley (2005, p. 628)

As engrenagens cônicas, conforme figura 63, possuem seus dentes perpendiculares ao eixo de transmissão e são formadas em superfície cônica. São capazes de transmitir movimento entre eixos que estão a 90° entre si (eixos interceptantes), e podem ser desenvolvidas com dentes retos ou espiralados (diminui o ruído gerado). Esse grupo possui outras variações como a engrenagem cônica zerol (produto patenteado), a hiperbolóide e a espiróide (Shigley, 2005, p. 628-629;728-730).

Figura 63 Sistema de transmissão com engrenagens cônicas



Fonte: Shigley (2005, p. 629)

3.4.3.1 Engrenagens utilizadas na Centrífuga Albuquerque

A tração externa conduz sua potência através de um sistema com correntes. Essa transmissão ocorre no sentido horizontal, porém, o eixo que deve receber a tração, encontra-se horizontalmente e relação ao solo (a 90° do sistema de corrente/roda dentada). Dessa forma, foi utilizado uma caixa com engrenagens cônicas com relação de 1:1 para realizar a transmissão desse movimento. Esse sistema foi desenvolvido junto a uma tornearia próxima da PUCRS, pois esse tipo de engrenagem é de difícil construção, sendo visto na Figura 64.

Figura 64 Caixa de engrenagens cônicas com relação 1:1



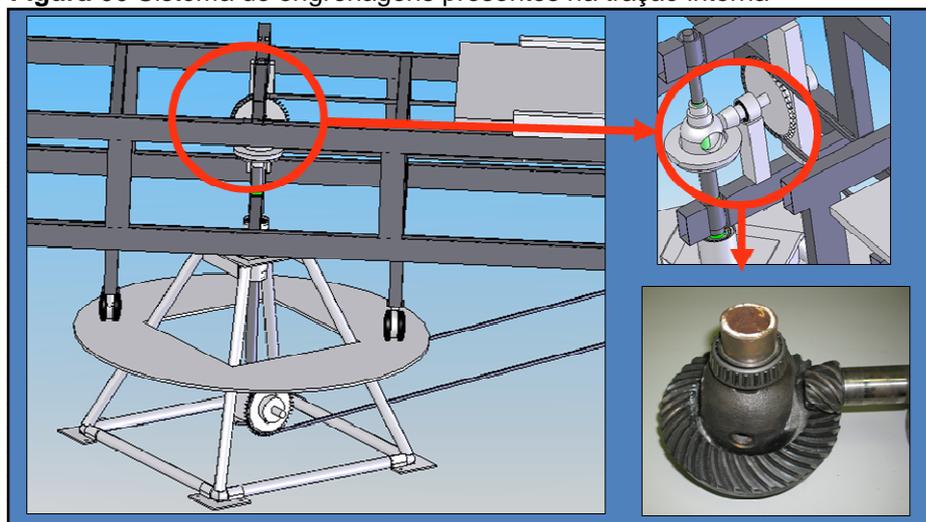
Fonte: O autor (2012)

A caixa de engrenagens foi fixada junto a base através de duas barras semelhantes as do braço com um sistema de parafusos com 8 mm de diâmetro cada. O sistema montado pode ser visto na Figura 65.

Figura 65 Base da Centrífuga Albuquerque

Fonte: O autor (2012)

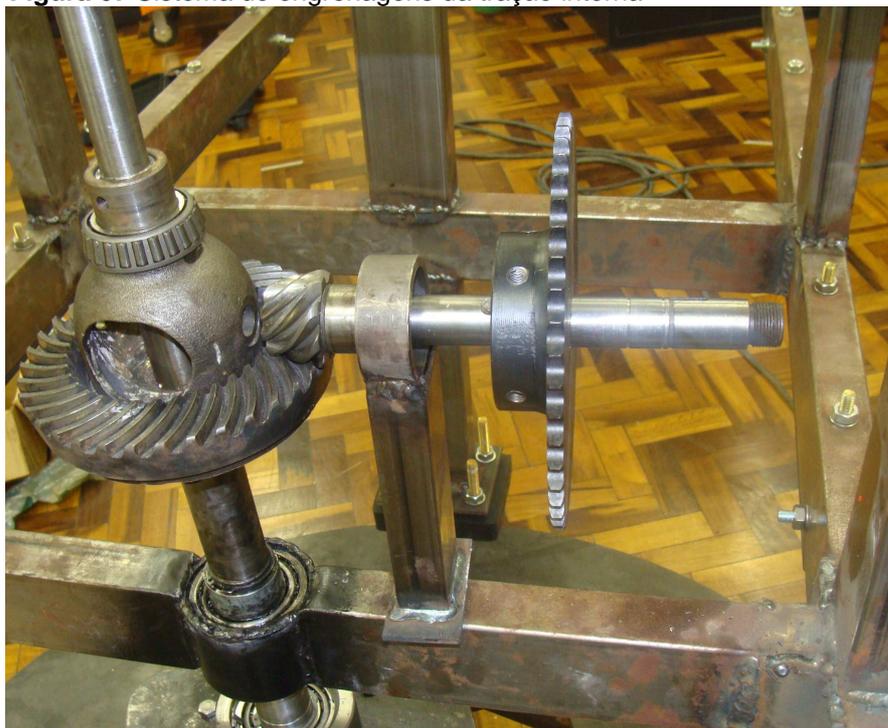
Para transmitir o movimento gerado no equipamento de tração interna, um sistema com uma engrenagem cônica e sua engrenagem satélite correspondente, foi conectado junto ao eixo central. A Figura 66 demonstra o projeto computacional e o sistema de engrenagens real.

Figura 66 Sistema de engrenagens presentes na tração interna

Fonte: O autor (2012)

A fixação desse sistema junto ao braço foi realizada através de um sistema com mancais que será explicado posteriormente no presente projeto. Essa fixação pode ser vista na Figura 67.

Figura 67 Sistema de engrenagens da tração interna



Fonte: O autor (2012)

O custo para o sistema de engrenagens foi 31,7 % do orçamento, sendo esse valor referente à caixa de engrenagens, pois foi o único material que necessitou ser comprado para essa etapa.

3.4.4 Mancais

O Mancais é definido como um conjunto de elementos que possuem movimento relativo entre si, sendo esses, construídos com diversos tipos de materiais e diferentes formas. Os principais tipos de mancais são os de deslizamento, os de elementos rolantes, de filme fluído e magnético. (Norton, 2004, p. 543-578; Shigley, 2005, p. 536-537; 578).

O grupo de mancais mais utilizado na atualidade é o de elementos rolantes, sendo mais utilizado por suas principais características, tais como o baixo atrito entre elementos, capacidade de suportar uma combinação de cargas axiais e radiais simultâneas, boa partida em baixas temperaturas, estável quando autoexcitado e com bom preço de mercado. Dessa forma, somente os mancais de elementos rolantes serão abordados (Norton, 2004, p. 571-578; Shigley, 2005, p. 536-537;578).

3.4.4.1 Mancais de elementos rolantes

Os mancais de elementos rolantes, que também são chamados de mancais de rolamento ou, popularmente, apenas de rolamento, são diferenciados dos outros mancais pelo fato de que a carga principal sobre o sistema é transferida por meio de

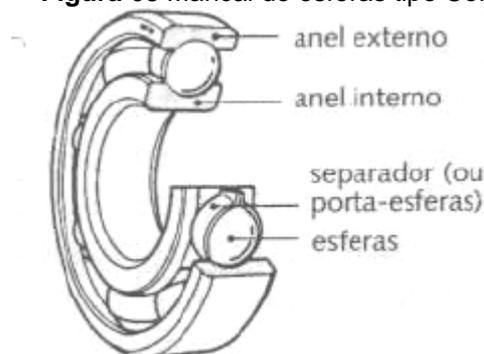
elementos com contato rolante. Dessa forma, há diminuição no atrito entre as partes, sendo a fricção inicial de um desses elementos duas vezes maior que a fricção de funcionamento. Esse valor torna-se insignificante em comparação com a fricção inicial de mancais de deslizamento (Norton, 2004, p. 571-578; Shigley, 2005, p. 536-573).

Assim como qualquer outro mancal, os mancais de rolamento necessitam de lubrificação, sendo a inserção de lubrificantes responsável por alterações nas características friccionais dos rolamentos. Essas alterações dependem das propriedades de carga, velocidade e viscosidade de operação do elemento lubrificante utilizado (Norton, 2004, p. 571-578; Shigley, 2005, p. 536-573).

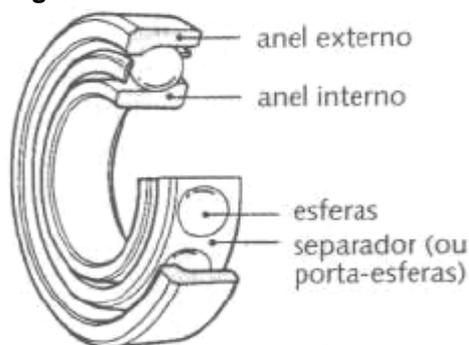
Os rolamentos são divididos em dois grandes grupos, os mancais de esferas e os mancais de rolos, ambos com muitas variações de construção dentro de seus grupos (Norton, 2004, p. 571-578; Shigley, 2005, p. 536-573).

Os mancais de esferas são compostos por diversas esferas de aço que se encontram presas entre duas pistas: o anel interno e o anel externo como mostram as Figuras 68 e 69. Para manter as esferas posicionadas corretamente ao redor da pista sem que toquem umas as outras, existe um elemento chamado de porta-esferas ou separador, também mostrado nas Figuras 68 e 69. A principal característica desse grupo de mancais é a sua capacidade de suportar a combinação das cargas axiais e radiais em diversos graus. Para grandes cargas, os mancais de esferas possuem preços elevados em relação aos outros mancais. As características gerais de cada um dos mancais de esferas podem ser vistas na figura 69 (Norton, 2004, p. 571-578; Shigley, 2005, p. 536-573).

Figura 68 Mancal de esferas tipo Conrad



Fonte: Norton (2004, p. 573)

Figura 69 Mancal de esferas de contato angular

Fonte: Norton (2004, p. 573)

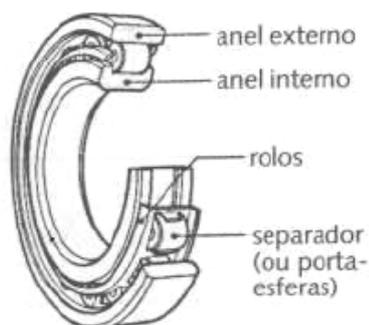
Figura 70 Mancal axial de esferas

	TIPO	INTERVALO DE TAMANHO EM POLEGADAS		CLASSIFICAÇÃO RELATIVA MÉDIA				DISPONÍVEL COM			DIMENSÕES	
		Furo	Diâmetro externo	Capacidade		Velocidade limite	Desalinha-mento permissível	Blindado	Selado	Anel retentor	Métricas	Polegadas
				Radial	Axial							
MANCAIS DE ESFERAS	TIPO CONRAD	0,1181 a 41,7323	0,3750 a 55,1181	Boa	Aceitável	Conrad é a base de comparação 1,00	$\pm 0^{\circ} 8'$ Folga radial padrão $\pm 0^{\circ} 12'$ C3 Livre	X	X	X	X	X
	TIPO MÁXIMO	0,6693 a 4,3307	1,5748 a 8,4646	Excelente	Boa	1,00	$\pm 0^{\circ} 3'$	X		X	X	
	CONTATO ANGULAR 15° / 40°	0,3937 a 7,4803	1,0236 a 15,7480	Boa	Boa (15°) Excelente (40°)	$\frac{1,00}{0,70}$	$\pm 0^{\circ} 2'$				X	
	CONTATO ANGULAR 35°	0,3937 a 4,3307	1,1811 a 9,4488	Excelente	Boa	0,70	0°				X	
	AUTO ALINHAMENTO	0,1969 a 4,7244	0,7480 a 9,4488	Aceitável	Aceitável	1,00	$\pm 4^{\circ}$				X	

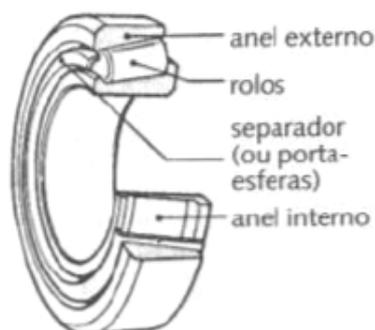
Fonte: Modificado de Norton (2004, p. 575)

Nota: Para o valor da velocidade limite é utilizado o Mancal tipo Conrad como padrão para comparação, visto que ele possui uma das melhores capacidades em alta velocidade.

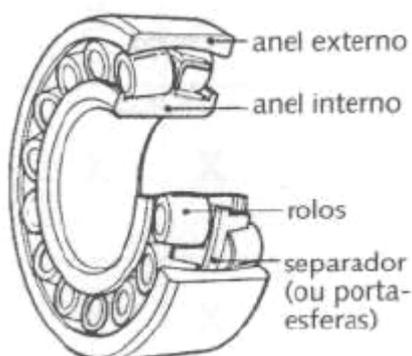
Os mancais de rolos são constituídos por três tipos de rolos: os retos, os cônicos ou abaulados, como mostram as Figuras 71, 72 e 73. Cada um deles com suas próprias características de trabalho (Norton, 2004, p. 571-573; Shigley, 2005, p. 536-538).

Figura 71 Mancal de rolos cilíndricos (retos)

Fonte: Norton (2004, p. 573)

Figura 72 Mancal de rolos cônicos

Fonte: Norton (2004, p. 573)

Figura 73 Mancal de rolos abaulados

Fonte: Norton (2004, p. 573)

Em sua maioria, os mancais de rolos são capazes de suportar cargas estáticas e dinâmicas (choque) em maiores intensidades comparados aos mancais de esfera. Também possuem um menor custo para grandes cargas e dimensões em relação aos outros rolamentos.

Como característica principal, os rolos retos podem apenas suportar cargas em uma direção, conforme seu desenvolvimento. Se projetado de forma radial, apenas suportará cargas radiais. Em contrapartida, os rolos cônicos e os abaulados conseguem suprir essa necessidade e trabalhar com grandes cargas axiais e radiais simultaneamente. As características gerais de cada um dos mancais de rolos podem ser vistas na Figura 74 (Norton, 2004, p. 572-578; Shigley, 2005, p. 536-573).

Figura 74 Mancal axial de esferas

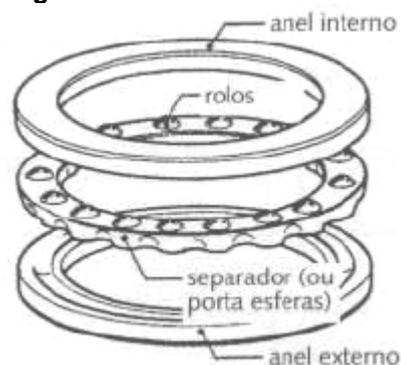
	TIPO	INTERVALO DE TAMANHO EM POLEGADAS		CLASSIFICAÇÃO RELATIVA MÉDIA				DISPONÍVEL COM			DIMENSÕES	
		Furo	Diâmetro externo	Capacidade		Velocidade limite	Desalinhamento permissível	Blindado	Selado	Anel retentor	Métricas	Polegadas
				Radial	Axial							
MANCAIS DE ROLOS CILÍNDRICOS	ANEL INTERIOR SEPARÁVEL SEM FIXAÇÃO 	0,4724 a 19,6850	1,2598 a 28,3465	Excelente	0	1,00	$\pm 0^{\circ}4'$				X	
	ANEL INTERIOR SEPARÁVEL UMA DIREÇÃO FIXAÇÃO 	0,4724 a 12,5984	1,2598 a 22,8346	Excelente	Pobre ←	1,00	$\pm 0^{\circ}4'$				X	
	COMPLETO COM DUAS DIREÇÕES DE FIXAÇÃO 	0,4724 a 3,9370	1,4567 a 8,4646	Excelente	Pobre ↔	1,00	$\pm 0^{\circ}4'$				X	
MANCAIS DE ROLOS CÔNICOS	SEPARÁVEL 	0,6205 a 6,0000	1,5700 a 10,0000	Boa	Boa →	0,60	$\pm 0^{\circ}2'$				X	X
MANCAIS DE ROLOS ESFÉRICOS	AUTO ALINHAMENTO 	0,9843 a 12,5984	2,0472 a 22,8346	Boa	Aceitável ↔	0,50	$\pm 4^{\circ}$				X	
	AUTO ALINHAMENTO 	0,9843 a 35,4331	2,0472 a 46,4567	Excelente	Boa ↔	0,75	$\pm 1^{\circ}$				X	
MANCAIS DE AGULHAS	MANCAL COMPLETO com ou sem anel de fixação e ranhura de lubrificação 	0,2362 a 14,1732	0,6299 a 17,3228	Boa	0	0,60	$\pm 0^{\circ}2'$		X		X	X
	COPO REPUXADO 	0,1575 a 2,3622	0,3150 a 2,6772	Boa	0	0,30	$\pm 0^{\circ}2'$				X	X

Fonte: Modificado de Norton (2004, p. 575)

Nota: Para o valor da velocidade limite é utilizado o Mancal tipo Conrad como padrão para comparação, visto que ele possui uma das melhores capacidades em alta velocidade.

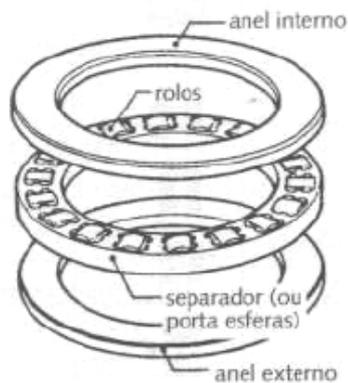
Os mancais de rolos e de esferas também são projetados com uma configuração axial, mostrados nas Figuras 75 e 76, que suporta basicamente apenas cargas axiais, porém com valores de cargas superiores aos demais mancais. As características gerais de cada um dos rolamentos axiais podem ser vistas na Figura 77 (Norton, 2004, p. 573-575; Shigley, 2005, p. 536-573).

Figura 75 Mancal axial de esferas



Fonte: Norton (2004, p. 573)

Figura 76 Mancal axial de rolos



Fonte: Norton (2004, p. 573)

Figura 77 Mancais Axiais

	TIPO	INTERVALO DE TAMANHO EM POLEGADAS		CLASSIFICAÇÃO RELATIVA MÉDIA				DISPONÍVEL COM			DIMENSÕES	
		Furo	Diâmetro externo	Capacidade		Velocidade limite	Desalinhamento permissível	Blindado	Selado	Anel retentor	Métricas	Polegadas
				Radial	Axial							
MANCAIS AXIAIS	DIREÇÃO ÚNICA PISTA DE RANHURA PARA ESFERAS	0,2540 a 46,4567	0,8130 a 57,0866	Pobre	Excelente →	0,30	0°				X	X
	DIREÇÃO ÚNICA ROLOS CILÍNDRICOS	1,1811 a 23,6220	1,8504 a 31,4960	0	Excelente →	0,20	0°				X	
	AUTO ALINHAMENTO ROLOS ESFÉRICOS	3,3622 a 14,1732	4,3307 a 22,0472	Pobre	Excelente →	0,50	±3°				X	

Fonte: Modificado de Norton (2004, p. 575)

Nota: Para o valor da velocidade limite é utilizado o Mancal tipo Conrad como padrão para comparação, visto que ele possui uma das melhores capacidades em alta velocidade.

3.4.4.2 Sistemas de mancais da Centrífuga Albuquerque

A centrífuga Albuquerque é composta por quatro sistemas de eixos. Para permitir o movimento em cada um desses sistemas foram utilizados mancais de rolamento. O primeiro sistema desenvolvido foi o equipamento do pedal interno. Nele foi utilizado um eixo com diâmetro de 15 mm ligado a dois rolamentos semelhantes. Os rolamentos escolhidos para essa aplicação foram os de esferas da marca SKF e código 61902-2Z. O diâmetro externo para esse tipo de rolamento é de 28 mm. Suas capacidades de carga estática e dinâmica são respectivamente 4,36 kN e 2,24 kN.

O eixo localizado abaixo do equipamento de pedais interno possui um rolamento em cada uma de suas extremidades. Esse eixo possui diâmetro de 25 mm. Para atender esse diâmetro e os parâmetros físicos do projeto, foram escolhidos dois rolamentos semelhantes, de esferas, do fabricante SFK. O código desses rolamentos é 6205-ZZ. Eles possuem diâmetro externo de 52 mm e

suportam cargas dinâmicas e estáticas de respectivamente de 14,8 kN e 7,8 kN. A Figura 78 demonstra o rolamento fixado a um sistema de mancal desenvolvido especialmente para o projeto.

Figura 78 Mancal de rolamento conectado ao eixo do sistema de tração interno



Fonte: O autor (2012)

Os mancais encontram-se centrados em relação à porção inferior e superior do Braço, em sua parte externa, para facilitar a montagem, conforme Figura 79.

Figura 79 Eixo do sistema de tração interna



Fonte: O autor (2012)

O eixo central está conectado a três dispositivos de mancais. O primeiro deles é responsável por fixar o eixo junto à Base. Para desenvolver o mancal, foi utilizado um tubo mecânico de aço 1020, de diâmetro externo, interno e comprimento medindo 102 mm, 79,95 mm e 200 mm, respectivamente. O tubo pode ser visto na Figura 80.

Figura 80 Tubo utilizado para confeccionar o mancal central



Fonte: O autor (2012)

Nesse mancal foram fixados dois rolamentos de rolos cônicos, de forma a suportar a grande carga axial do sistema. O rolamento 32208 da SKF, observado na Figura 81, foi escolhido para essa aplicação e possui um diâmetro interno de 40 mm e externo de 80 mm. Sua capacidade para cargas dinâmicas e estáticas são, respectivamente, 74,8 kN e 86,5 kN.

Figura 81 Rolamento de rolos cônicos 32208 da empresa SKF



Fonte: O autor (2012)

Para fixar os rolamentos junto ao mancal foram utilizados dois anéis elásticos para rolamentos, sendo um deles visto na Figura 82.

Figura 82 Anel elástico para rolamentos com diâmetros externos de 80mm



Fonte: O autor (2012)

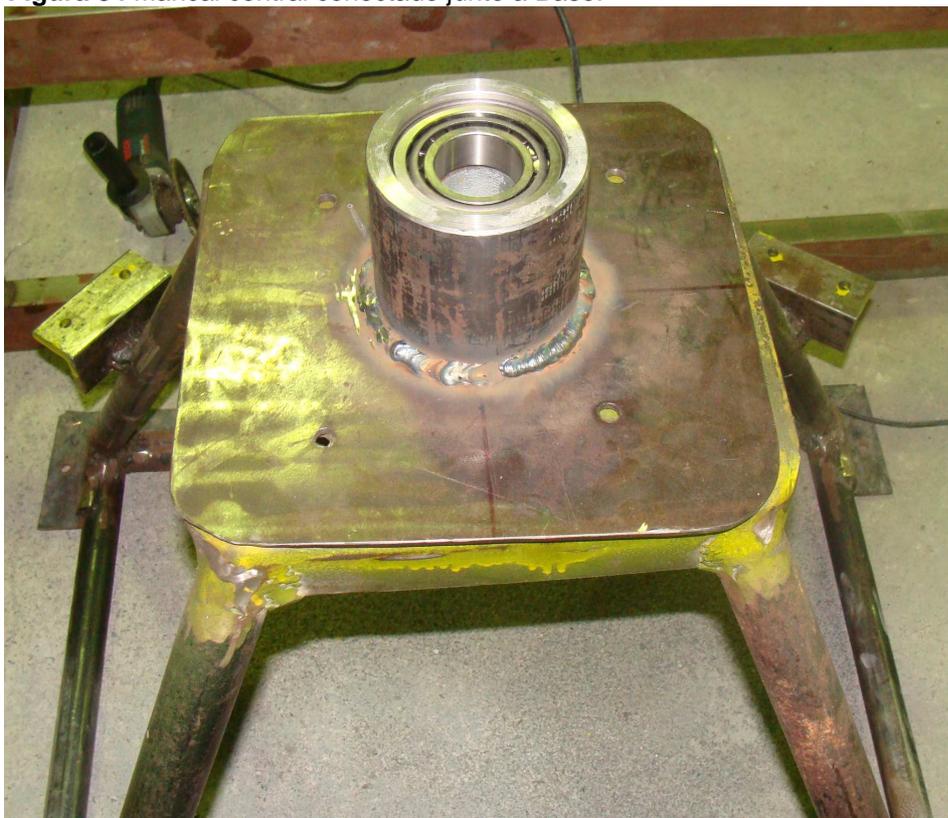
O mancal foi soldado junto a uma chapa de aço semelhante à utilizada na construção do topo da Base. Essa chapa possui quatro furos para permitir sua fixação junto à Base através de um sistema de parafusos com 10 mm de diâmetro. O processo de fixação do tubo junto à chapa pode ser visto na Figura 83, e a Figura 84 demonstra o sistema montado e fixado junto à Base.

Figura 83 Conjunto mancal e chapa sendo alinhado para montagem



Fonte: O autor (2012)

Figura 84 Mancal central conectado junto a Base.



Fonte: O autor (2012)

O segundo dispositivo conectado ao eixo central é o mancal de rolamentos, responsável pela união desse eixo ao Braço. O mancal desenvolvido possui diâmetro externo de 90 mm, interno de 79,95 mm e comprimento de 80 mm. Nesse mancal foram fixados dois rolamentos de rolos cônicos do mesmo modelo utilizado no mancal da Base. Esse conjunto foi soldado no centro de duas das barras utilizadas no projeto do Braço. Essas barras, por sua vez, foram fixadas na região central da centrífuga por soldagem. A Figura 85 mostra os rolamentos sendo inseridos na região interna do mancal.

Figura 85 Mancal central do Braço

Fonte: O autor (2012)

O terceiro sistema fixado junto ao eixo foi um dispositivo com um mancal que possui 51,95 mm de diâmetro interno, 65 mm de diâmetro externo e altura de 60 mm. O rolamento que foi utilizado para esse mancal foi o 30205 da SKF que possui diâmetro interno 25 mm e externo de 52 mm. Sua capacidade para cargas dinâmicas e estáticas são de, respectivamente 30,8 kN e 33,5 kN. Esse sistema foi fixado junto à porção superior do Braço através de parafusos com 10 mm de diâmetro.

Para fixar a engrenagem satélite junto à engrenagem cônica central foi desenvolvida uma peça com um tubo de perfil retangular de 30 mm por 50 mm e espessura de 1,5 mm. A altura desse sistema foi de 165 mm. Em sua extremidade foi fixado um sistema de mancal utilizando um rolamento de esferas com 25 mm de diâmetro interno, do modelo 6205-ZZ, sendo esse rolamento já descrito anteriormente. Na outra extremidade da peça foi soldado um parafuso para fixar o equipamento junto ao Braço. Esse dispositivo é visto na Figura 86, já fixado.

Figura 86 Sistema da Engrenagem cônica central



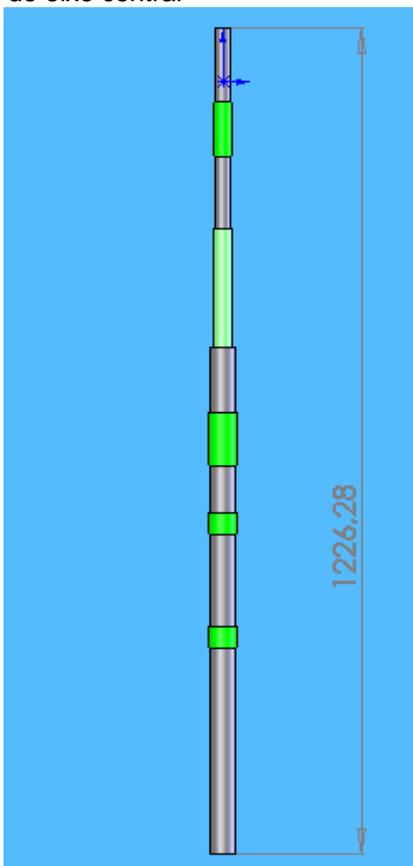
Fonte: O Autor (2012)

O valor total gasto com os rolamentos e os anéis elásticos utilizados foi de 5,56 % do orçamento. O eixo localizado abaixo do voluntário interno custou 0,27 %. E o único mancal que necessitou ser comprado foi o central, tendo um custo de 1 % do orçamento.

3.4.5 Eixo central da Centrífuga Albuquerque

O eixo central foi projetado para possibilitar que, os dispositivos mencionados anteriormente, possam ser conectados a ele de maneira precisa. Assim, foi desenvolvido o modelo computacional do eixo para facilitar o processo de confecção do mesmo. O modelo pode ser visto na Figura 87.

Figura 87 Projeto computacional do eixo central



Fonte: O autor (2012)

Nos pontos em que não houve a conexão de nenhum tipo de equipamento ocorreu uma diminuição nos diâmetros do eixo, o que facilitou o processo de alocação dos rolamentos. Por ser uma peça com medidas muito precisas, sua confecção foi realizada junto Divisão de Obras da PUCRS.

A Figura 88 demonstra o eixo real fixado ao mancal central, pronto para ser utilizado na Centrífuga.

Figura 88 Eixo central da Centrífuga conectado ao seu respectivo mancal



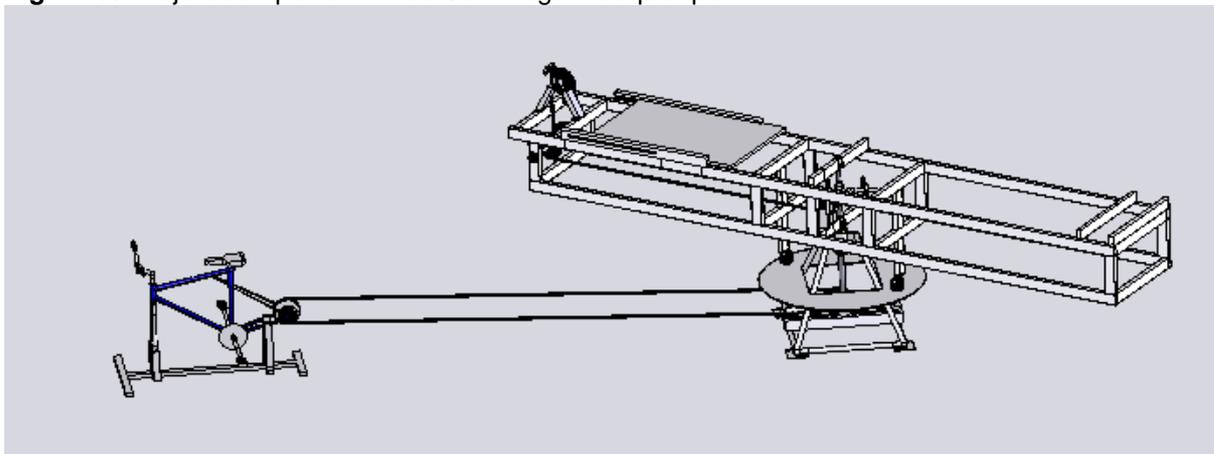
Fonte: O autor (2012)

A confecção do eixo central teve um custo total de 1,12 % do orçamento disponível, pois a sua usinagem foi realizada através da PUCRS, dessa forma, esse valor corresponde a compra da matéria prima para o eixo.

3.5 MONTAGEM FINAL E TESTES DA CENTRÍFUGA ALBUQUERQUE

Com os três sistemas da centrífuga desenvolvidos, foi realizada a montagem final do equipamento. O modelo computacional foi utilizada de forma a guiar essa montagem. Sendo esse modelo visto na Figura 89.

Figura 89 Projeto computacional da Centrífuga Albuquerque



Fonte: O autor (2012)

Um a um, os equipamentos foram transportados até o Centro de Microgravidade. A Base foi a primeira, pois ela precisou ser fixada junto ao chão. Essa fixação ocorreu através de um sistema com chumbadores de concreto. Esses chumbadores ficam fixos junto ao chão de forma a serem utilizados como base para parafusos M8. O conjunto de um chumbador com um parafuso pode ser visto na Figura 90.

Figura 90 Chumbador utilizado para fixar a base junto ao solo



Fonte: O autor (2012)

Para fixar esse chumbadores, foram realizados oito furos, com 70mm de profundidade cada, com o auxílio de uma broca para concreto, a Figura 91, demonstra dois desses furos juntamente com a broca utilizada.

Figura 91 Furos realizados para fixar a Base



Fonte: O autor (2012)

Após ocorrer a fixação total da base, o disco de apoio foi então alocado em sua respectiva posição.

O braço foi então levado para o laboratório no qual ficará montado. Posicionado com as barras de apoio para as rodas apontando para cima, foram fixados os dois sistemas com a borracha e os rodízios, sendo um deles visto na Figura 92.

Figura 92 Roda de apoio da Centrífuga posicionada junto ao Braço



Fonte: O autor (2012)

O próximo passo foi fixar o eixo central junto ao mancal da Base, mas isso ocorreu com o mancal solto, isto é sem o mesmo estar fixo na base. O conjunto resultante pode ser visto na Figura 87 demonstrada anteriormente.

Para fixar o eixo central junto ao mancal localizado na porção inferior do equipamento, o Braço foi virado lateralmente. Esse encaixe ocorreu através da utilização de uma marreta de borracha, pois os equipamentos foram projetados para ficarem extremamente fixos um ao outro. A Figura 93 demonstra as peças já unidas.

Figura 93 Eixo central alocado junto ao Braço



Fonte: O autor (2012)

Chegou então a hora de alocar o Braço junto a Base. Por ser um equipamento pesado, esse procedimento foi realizado com o auxílio de cinco pessoas. Além de passar através do furo existente na parte superior da Base, o eixo teve que ser

engatado junto a caixas de engrenagens presente no interior da Base, assim, um dos voluntários foi o responsável por controlar esse engate. A Figura 94 demonstra a região central da Centrífuga Albuquerque já montada.

Figura 94 Região central da Centrífuga Albuquerque



Fonte: O autor (2012)

Os componentes do sistema de tração foram transportados até o Centro de microgravidade para serem acoplados, um a um, junto ao restante do equipamento.

As engrenagens e correntes do sistema de pedais internos foram conectadas como visto na Figura 95.

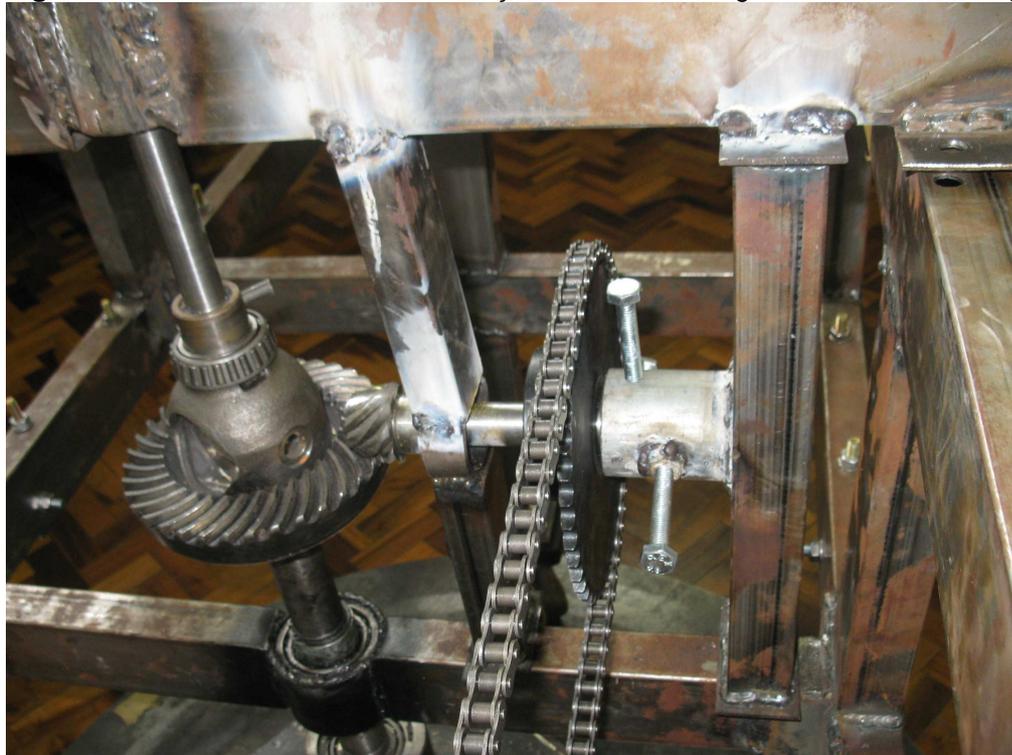
Figura 95 Pedal Interno conectado ao sistema de tração



Fonte: O autor (2012)

Em um dos mancais utilizado para fixar a engrenagem satélite junto a engrenagem cônica, presente no eixo central, foi adicionada uma nova barra de perfil retangular de 30 mm por 60 mm e espessura da parede de 1,5 mm. Essa adição foi realizada para fornecer maior estabilidade para a junção entre as engrenagens satélite e cônica. O sistema de conexão entre a tração externa e interna junto ao eixo, pode ser visto na Figura 96.

Figura 96 Sistema de transmissão de tração localizado na região central da centrífuga



Fonte: O autor (2012)

A bicicleta, utilizada como sistema de tração externa, foi fixada junto ao solo, como visto na Figura 97, através de um sistema similar ao utilizado para realizar a fixação da Base, de forma que possa executar o tracionamento da Centrífuga, de maneira segura e estável.

Figura 97 Sistema de tração externa



Fonte: O autor (2012)

A Figura 98 mostra a região central da Centrífuga Albuquerque conectada a corrente do sistema de tração externa.

Figura 98 Imagem da Centrífuga Albuquerque



Fonte: O autor (2012)

Com o sistema de tração finalizado, a cadeira utilizada pelo voluntário interno foi inserida junto a plataforma de apoio. Uma demonstração de como o voluntário se posiciona é vista na Figura 99.

Figura 99 Voluntário posicionado no interior da Centrífuga Albuquerque



Fonte: O autor (2012)

Para essa etapa, os parafusos e chumbadores necessitaram ser comprados, sendo o seu custo total de 10,71 % do orçamento.

Com a finalização da montagem da estrutura, alguns testes foram realizados utilizando, exclusivamente, o sistema de tração externa. Esta escolha ocorreu porque a utilização do sistema interno necessitaria de cuidados específicos, como o controle dos sinais vitais do voluntário, já não tendo sido executado devido à falta de instrumentos para realizar esse controle junto ao equipamento. Outro fator que impede a realização de testes utilizando o voluntário interno é a necessidade de aprovação de experimentos deste tipo em seres humanos pelo Comitê de Ética responsável pela pesquisa.

Os testes, utilizando o sistema de tração externa, foram realizados sem a presença de contrapesos e qualquer outro tipo de massa adicional além dos próprios equipamentos do Braço.

A Centrífuga Albuquerque foi rotacionada em seis diferentes momentos, de forma a obter a velocidade angular máxima atingida pelo sistema. O voluntário responsável pela tração do sistema externo foi o próprio autor, Marcelo Possamai Albuquerque.

O primeiro fator observado com os testes foi a capacidade de impor movimento à Centrífuga Albuquerque através do voluntário externo, sem que fosse necessário qualquer tipo de auxílio.

As velocidades angulares máximas alcançadas em cada teste foram respectivamente: 20,1 rpm, 26,1 rpm, 28rpm, 30.1 rpm, 30,1 rpm, 30,1 rpm. As medições dessas velocidades angulares foram realizadas através de um Tacômetro Digital modelo TC-5010 do fabricante ICEL.

Através do valor da máxima rotação alcançada, juntamente com a Equação 2, calculou-se que a força G, gerada nos extremos da Centrífuga Albuquerque, foi de + 2,72 Gz.

4. CONCLUSÃO

A problemática que motivou o desenvolvimento da dissertação foi a necessidade da construção de uma Centrífuga Humana, caracterizada pela falta deste equipamento em funcionamento no Brasil. A ausência de equipamentos deste tipo no país aumenta os custos e limita a qualidade de testes, treinamentos e pesquisas com pilotos brasileiros. Desta forma, iniciou-se o processo de construção da primeira Centrífuga Humana brasileira no Centro de Microgravidade da PUCRS. Durante a construção, o trabalho passou por uma série de etapas, apresentou dificuldades com os materiais utilizados, mas, por fim, atingiu a expectativa inicial, com a conclusão e finalização do equipamento.

No projeto inicial, havia a vontade de projetar o equipamento de maneira que ocupasse o menor espaço possível. O objetivo foi atingido, visto que a centrífuga tem um braço de 2,5 m e pôde ser transportada entre laboratórios da Universidade.

O sistema foi projetado com materiais de baixo custo, conforme o desejado, em função das limitações financeiras do projeto. Dessa forma, foi gasto aproximadamente 92,93 % do orçamento disponível para o projeto, alcançando assim, o objetivo de ser um equipamento de baixo custo.

A Centrífuga Albuquerque foi construída para suportar que voluntários de diferentes tamanhos e pesos possam utilizá-la. Assim, após resultados computacionais e testes reais com resultados positivos, mais uma meta do projeto foi alcançada.

Pode-se dizer que o objetivo de inserir um sistema de exercícios na região rotatória da centrífuga, que estimulasse os músculos inferiores do corpo e promovesse grande movimentação sanguínea, também foi alcançado.

Objetivou-se também que a Centrífuga em construção fosse movida à tração humana, sem a utilização de motores, através de dois sistemas de pedaladas. O primeiro ficou localizado na região externa à Centrífuga, no qual o voluntário é o responsável por gerar a maior parcela da tração. O segundo ficou localizado no interior do equipamento, sendo acionado por um voluntário sob efeito de uma força gravitacional simulada. Portanto, os resultados foram equivalentes à meta. Todavia, todas as etapas do processo de construção da Centrífuga Albuquerque foram mais complexas e demoradas que o esperado inicialmente. Assim, não foi possível a realização de testes com humanos no interior do equipamento para averiguar os efeitos e sintomas fisiológicos provocados pela aceleração + Gz. O principal fator

relacionado com a não realização deste procedimento está relacionado ao tempo, devido aos rigorosos e detalhados protocolos éticos, seleção de voluntários e consentimento livre e esclarecido dos mesmos. Desta forma, a comprovação dos efeitos sentidos pelos voluntários, será realizada em estudos futuros. Porém, com a realização de testes utilizando apenas o sistema de tração externo, foram obtidas velocidades rotacionais com capacidade de gerar uma aceleração + Gz com valores próximos a + 3Gz. O aumento dessa aceleração, de forma que alcance + 5Gz ou mais, será testado através da utilização conjunta dos dois sistemas de tração.

Foram também estudadas melhorias que poderão incrementar essa aceleração, tais como: um sistema para tencionar a corrente, capaz de transmitir o movimento da tração externa até o eixo central da Centrífuga; uma mudança da relação de engrenagens tanto do sistema interno quanto do externo; além de pequenos ajustes para melhorar o nivelamento do Braço.

Uma vez finalizada a construção da Centrífuga Albuquerque, outros projetos de pesquisa, avaliando sua funcionalidade já foram iniciados no Centro de Microgravidade. Além disso, o equipamento, por ser um projeto pioneiro, ainda necessita de estudos complementares.

O pesquisador Eduardo Albuquerque está desenvolvendo em sua dissertação de mestrado no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da PUCRS, um sistema para mensurar os dados físicos e biológicos da Centrífuga Albuquerque e seus voluntários. Além deste trabalho, a Profa. Dra. Letícia Maria Bolzani Poehls, da faculdade de Engenharia da PUCRS e o Prof. Dr. Rafael Baptista da faculdade de Educação Física da PUCRS, irão realizar testes com seres humanos na parte externa e interna da Centrífuga para adquirir os dados fisiológicos dos mesmos.

Pode-se dizer, a partir dos dados apresentados, que o objetivo principal do trabalho foi alcançado, podendo hoje, a PUCRS contar com a primeira Centrífuga Humana do país, e a partir de seu funcionamento, alcançar o crescimento e fortalecimento das pesquisas na área da Biomedicina Aeroespacial.

REFERÊNCIAS

- ALBERY, W.B. Acceleration in other axes affects + Gz tolerance: dynamic centrifuge simulation of agile flight. **Aviat Space Environ Med.** v. 75; p.1-6, 2004.
- BROILO, Thiago Leonardo. **Implementação de uma centrífuga humana.** 2008. 133 f. Dissertação(Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2008.
- CARPES, Felipe P. et al. Aplicação de força no pedal em prova de ciclismo 40km contra-relógio simulada: estudo preliminar. **Rev. bras. Educ. Fís. Esp.**, v. 19, n. 2, p. 105-113, Jun. 2005.
- CARPES, Felipe P. et al. Bilateral pedaling asymmetry during a simulated 40-km cycling time-trial. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 47, n. 1, p. 51-57, Mar. 2007.
- CLARK, Brant; GRAYBIEL, Ashton. Human Performance during adaptation to stress in the Pensacola Slow Rotation room. **The Journal of aviation medicine**, v. 32, n. 2, p. 93-106, Feb. 1961.
- CLÉMENT, Gilles; BUKLEY, Angie. Research recommendations of the ESA Topical Team on Artificial Gravity. **Acta Astronautica**, v. 63, p. 783-790, 2008.
- DALMARCO, G., **Desenvolvimento e validação de um sistema de hipo e microgravidade simuladas para realização de massagem cardíaca externa.** 2006. 133 f. Dissertação(Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006.
- FERMINO, Fernando R.; OLIVEIRA, Paulo R. de. Ciclismo de velocidade: meios de treinamento de força. **Conexões**, v. 6, Ed especial, p. 22-32, Jul. 2008.
- GOMES, M., **Desenvolvimento de uma gôndola para realização de experimentos em uma centrífuga.** 2008. Porto Alegre: PUCRS, 2008.180 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2008.
- G-FORCES. Disponível em: <<http://www.gforces.com/gsuit.html>>. Acesso em: 25 fev. 2012.
- HALLIDAY, David; RESNICK, Robert; WALKER, Jearl. **Fundamentos de física 2: Gravitação, Ondas e Termodinâmica.** Tradução de Amy Bello Barbosa de Oliveira et al. 4. ed. Rio de Janeiro: LTC, 1995. 292 p.
- HALLIDAY, David; RESNICK, Robert; WALKER, Jearl. **Fundamentos de física 1: Mecânica.** Tradução de Gerson Bazo Costamilan et al. 4. ed. Rio de Janeiro: LTC, 1996. 330 p.
- KOTOVSKAYA, A.R. The problem of artificial gravity in piloted space exploration missions. **Acta Astronautica.** p.1-6, Nov, 2009.

LOON, Jack, J. W. A. van. The human centrifuge. **Microgravity Sci. Technol.** v.21. p. 203–207, 2009.

MILLER, Hugh et al. The Duration of Tolerance to Positive Acceleration. **Aviation Medicine.** p. 360-366, May, 1959.

MULENBURG, G. M.; VERNIKOS, J. Human Powered Centrifuge. US. 5616104, Apr 01. 1997.

NORTON, Robert L. **Projeto de Máquinas:** Uma abordagem integrada. Tradução de João Batista de Aguiar et al. 2. ed. Porto Alegre: Bookman, 2004. 931 p.

PRAMPERO, Pietro, E.di. NARICI, Marco, V. Muscles in microgravity: from fibres to human motion. **Journal of Biomechanics.** v.36, Undine, Italy. p. 403–412, 2003.

PRESTON, Thomas, H. et al. Human tolerance to multistage rocket acceleration curves. **J Aviat Med;** v. 26, p. 390 – 398, 1955

RAINFORD, J. D.; GRADWELL, P.D., **Ernsting's Aviation Medicine.** 4 ed. London, U.K.: Ed. Hodder Arnold, 2006. 864 p.

ROSA, M. M. da. **Desenvolvimento de um sistema de comunicação e monitoramento de centrífugas.** 2005. 77 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2005.

SERWAY, Raymond A. **Física 1:** para Cientistas e Engenheiros com Física Moderna. Tradução de Horacio Macedo. 3.ed. Rio de Janeiro: LTC, 1996. 394 p.

SERWAY, Raymond A; JEWETT, John W. Jr. **Princípios de Física:** Vol. 1 Mecânica Clássica. Tradução de André Koch Torres Assis. São Paulo: Thomson Learning, 2007. 403 p.

SHENDER, Barry, S. et al. Acceleration-Induced Near-Loss of Consciousness: The “A-LOC” Syndrome. **Aviation Space Environmet Medicine.** v.74, n. 10, p. 1021-1028, Oct, 2003.

SHIGLEY, Joseph E. **Elementos de Máquinas.** Tradução de Edival Ponciano de Carvalho. 2. v. Rio de Janeiro: LTC, 1984. 700 p.

SHIGLEY, Joseph E.; MISCHKE, Charles R.; BUDYNAS, Richard G. **Projeto de Engenharia Mecânica.** Tradução de João Batista de Aguiar, José Manoel de Aguiar. 7. ed. Porto Alegre: Bookman, 2005. 960 p.

SMITH, Arthur H. Centrifuges: Their development and use in Gravitational Biology. **ASGSB Bulletin.** v.5. n.2. p.33-41, oct, 1992.

STENGER, Michael B. et al. Artificial gravity training improves orthostatic tolerance in ambulatory men and women. **Acta Astronautica,** v. 60, p. 267-272, 2007

TIPLER, Paul A. **Física**. Tradução de Horacio Macedo. 1a. v. 2. ed. Rio de Janeiro:Guanabara Dois, 1985. 305 p.

VERNIKOS, Joan; RUSSOMANO, Thais. **A Gravidade, esta grande escultora**: Como usar a gravidade terrestre a seu favor. Porto Alegre: EDIPUCRS, 2009. 338 p.

WHINNERY, James E. Medical considerations for human exposure to acceleration-induced loss of consciousness. **Aviat. Space Environ. Med.** v. 62, p. 618-623, Jul. 1991.

WUBBELS, R et al. Effects of hypergravity on the morphological properties of the vestibular sensory epithelium. I. long-term exposure of rats after full maturation of the labyrinths. **Brain Research Bulletin**, v. 57, n. 5, p. 677–682, 2002.

WYLE. Disponível em:

<<http://www.wyle.com/ServicesSolutions/science/CommercialSpaceflightSvcs/Pages/hc-T4.aspx>>. Acesso em: 25 fev. 2012.

YANG, Y; BAKER M; GRAF, S; LARSON, J; CAIOZZO, V.J. Hypergravity resistance exercise: the use of artificial gravity as potential countermeasure to microgravity. **J Appl Physiol.** v.103, p. 1879-1887, Nov, 2007.

ANEXOS

ANEXO A:



US005616104A

United States Patent [19] Mulenburg et al.

[11] Patent Number: **5,616,104**
[45] Date of Patent: **Apr. 1, 1997**

[54] HUMAN POWERED CENTRIFUGE
[75] Inventors: **Gerald M. Mulenburg**, Mountain View, Calif.; **Joan Vernikos**, Alexandria, Va.
[73] Assignee: **The United States of America as Represented by the Administrator of the National Aeronautics and Space Administration**, Washington, D.C.

3,083,037 3/1963 Gordon et al. .
3,209,468 10/1965 Frisch .
3,216,423 11/1965 Blonsky et al. .
3,467,373 9/1969 Justice .
3,602,501 8/1971 Garner .
3,663,016 5/1972 Morris .
3,675,259 7/1972 Gilchrist .
3,677,541 7/1972 Race .
3,826,488 7/1974 Hall, Jr. .
3,936,047 2/1976 Brandt et al. .
4,147,343 4/1979 Hyde et al. .
4,428,576 1/1984 Fisher, Jr. .
4,620,700 11/1986 Snarr .
5,050,865 9/1991 Augspurger et al. .
5,378,214 1/1995 Kreitenberg .
5,395,290 3/1995 Knijpstra .

[21] Appl. No.: **513,263**
[22] Filed: **Aug. 10, 1995**

[51] Int. Cl.⁶ **A63B 69/00**
[52] U.S. Cl. **482/57; 472/21; 472/35**
[58] Field of Search 482/51, 57, 148, 482/110; 472/1, 14, 16, 28, 17, 18, 21, 35, 36

Primary Examiner—Stephen R. Crow
Attorney, Agent, or Firm—Kenneth L. Warsh; Harry Lupuloff; John G. Mannix

[57] ABSTRACT

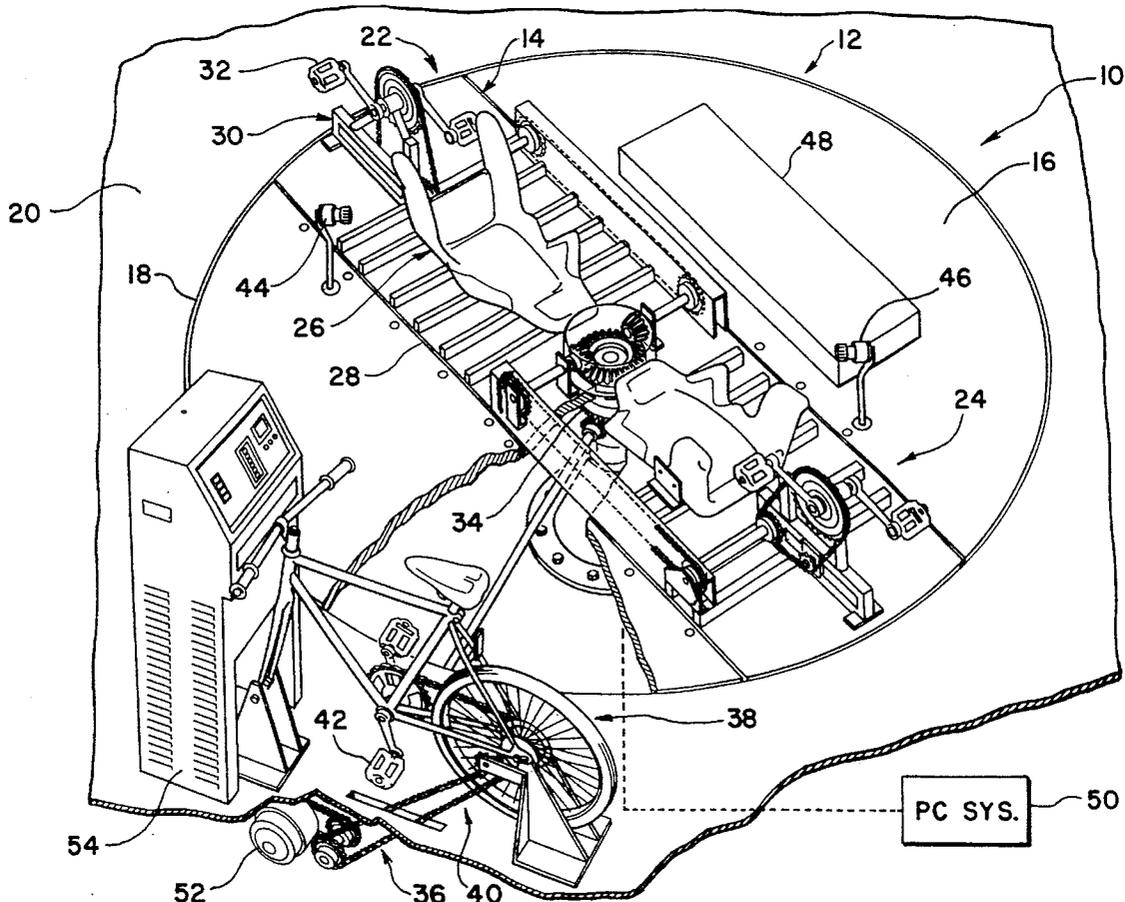
A human powered centrifuge has independently established turntable angular velocity and human power input. A control system allows excess input power to be stored as electric energy in a battery or dissipated as heat through a resistor. In a mechanical embodiment, the excess power is dissipated in a friction brake.

[56] References Cited

U.S. PATENT DOCUMENTS

629,746 7/1899 Grosset 482/57
1,174,544 3/1916 Bursteen 482/57
1,409,071 3/1922 Chakiris 472/28
1,887,410 11/1932 Holt .
2,497,372 2/1950 Pricer .

15 Claims, 3 Drawing Sheets



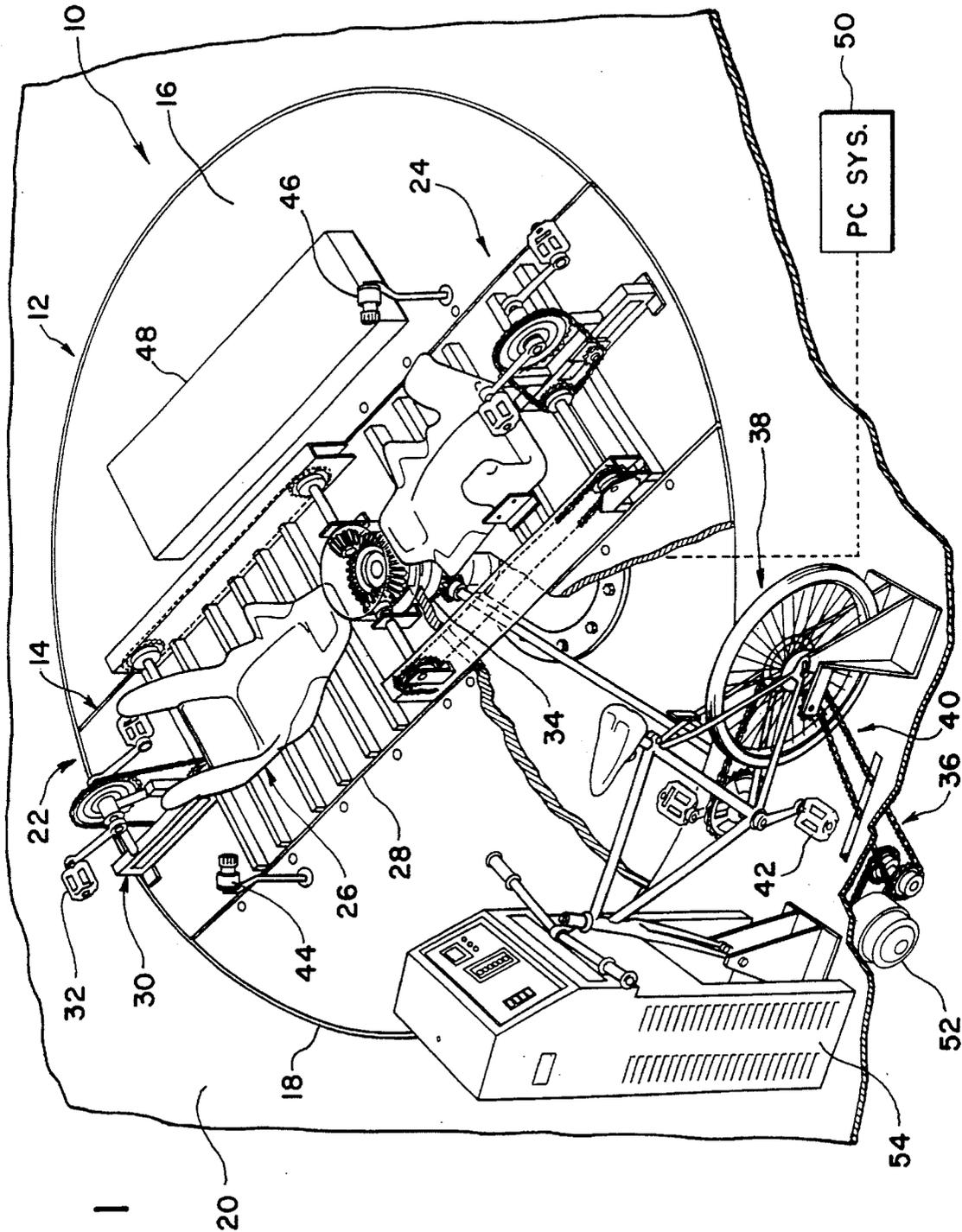
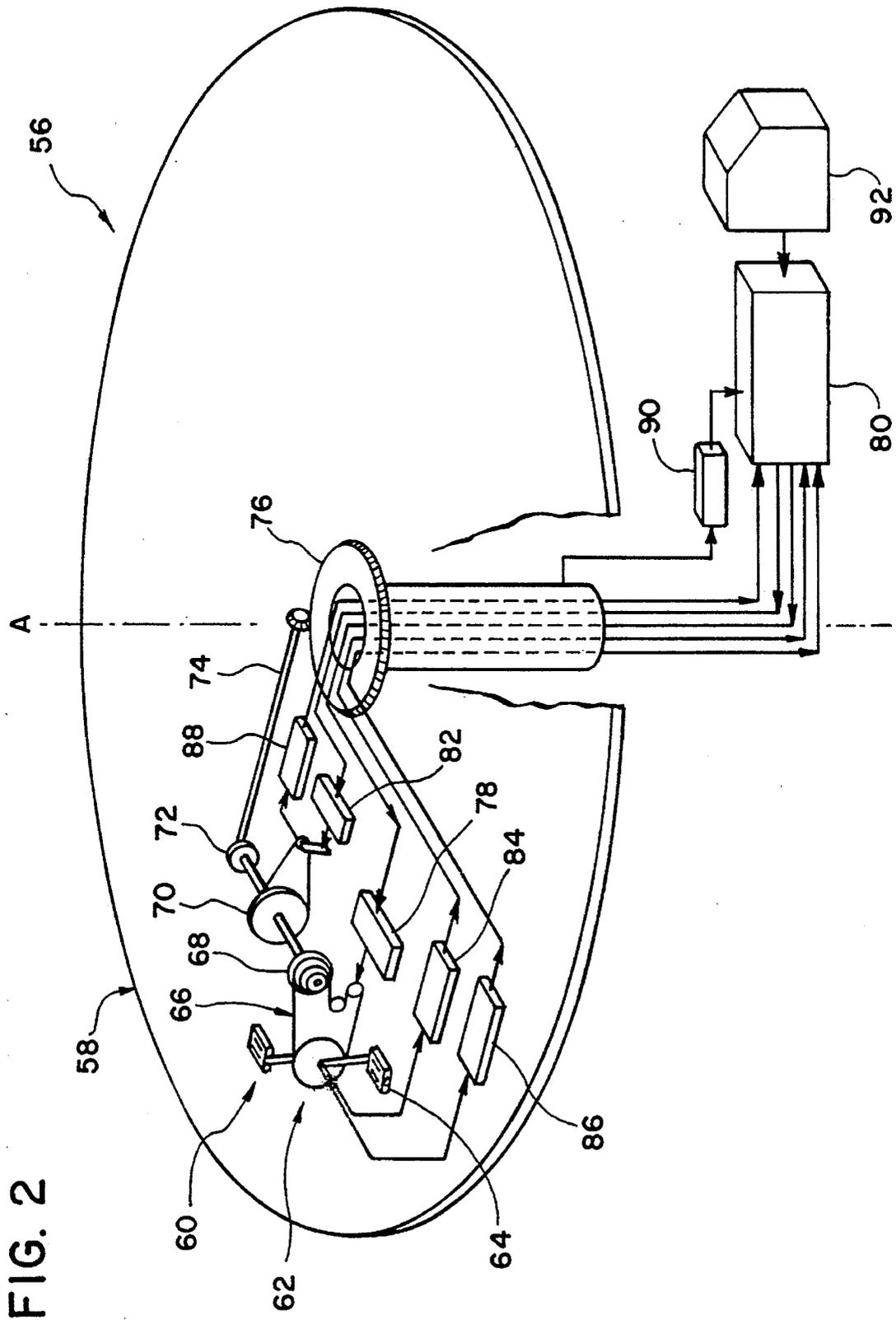
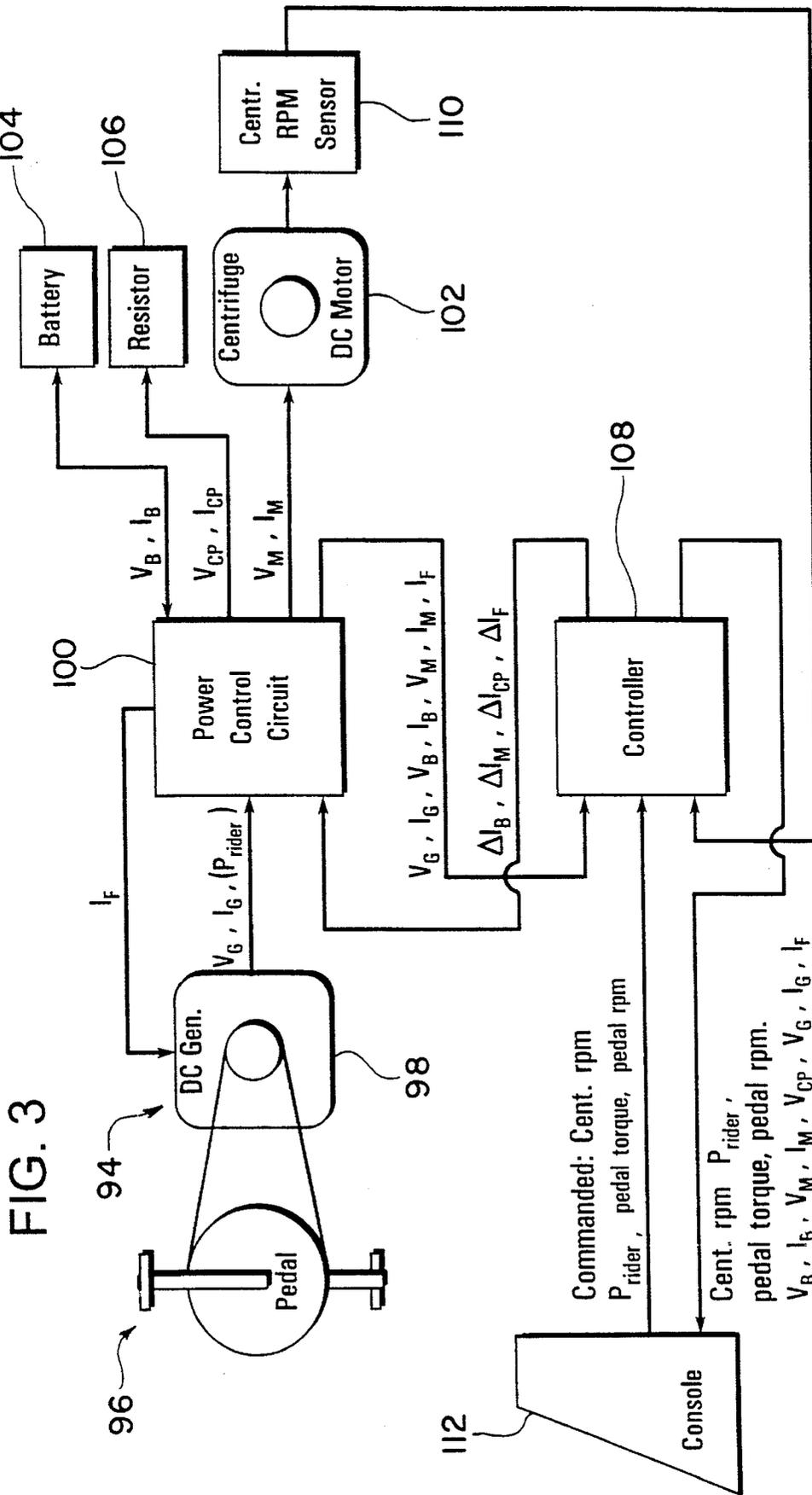


FIG. 1





1

HUMAN POWERED CENTRIFUGE**ORIGIN OF THE INVENTION**

The invention described herein was made in the performance of work under a NASA contract and is subject to Public Law 96-517 (35 U.S.C. 200 et seq.).

FIELD OF THE INVENTION

The present invention relates generally to exercise devices, and more specifically, to a human powered centrifuge. A platform supporting at least one rider is rotated by human power to achieve a predetermined angular velocity suitable for a desired G-force.

BACKGROUND OF THE INVENTION

An important requirement for long term human space flight is to provide the means necessary to maintain the health and physiological well being of the astronauts to ensure their ability to function both in weightlessness/microgravity and during and after landing.

Since the beginning of human space flight, adjusting to weightlessness/microgravity and readjusting to gravity has been of great concern for both the health and safety of the astronauts. Orthostatic intolerance, or fainting, is a serious concern during return to earth gravity after even short periods of weightlessness, especially for the flight crew responsible for piloting and landing the vehicle.

Among other problems of weightlessness, especially on long flights, are the loss of muscle tissue and bone strength which reduce the astronaut's ability to perform essential tasks in a gravity environment.

These problems become compounded the longer the period of weightlessness. Providing simulated gravity using centrifugation has long been of interest as a countermeasure to these effects but remains unresolved to date partly due to the lack of adequate means to properly evaluate its efficacy both in space and on the ground.

In an analogous situation, long term bedrest due to injury or illness or even longterm inactivity such as with aging, can result in physiological changes similar to those found in astronauts during periods of weightlessness/microgravity. As a result, one of the frequently used ground models for studying these effects has been bedrest, especially when a 6° headdown tilt is used.

The use of passive (standing) methods of increasing the gravity stimulus on earth, has been shown to reduce orthostatic intolerance when used during bedrest. Active (treadmill exercise) exposure to G force during the same period of bedrest prevents other debilitating effects including calcium loss (which leads to bone strength loss), when compared with non G force exposure (continuous bedrest with no standing or exercise) for the same subjects, periods of time, and other conditions.

Human powered centrifuges have been in existence at least since the late 1700's. The use of these early devices varied from therapeutic to punishment. Later versions were designed primarily for entertainment or curiosity.

U.S. Pat. No. 5,378,214 to Kreitenberg discloses a self-powered human centrifuge which is described to be capable of simulating gravity and providing an aerobic workout as a countermeasure to the adverse physiological effects of prolonged spaceflight. The device includes bicycle-type chains and gearing disposed to rotate a frame in response to human peddling.

2

U.S. Pat. No. 1,887,410 to Holt describes an amusement device which includes a platform rotated by rider peddling.

While human powered centrifuge devices are generally known, the prior art does not provide a controllable platform in which a specific G force can be maintained constant while power input varies. Furthermore, no device can provide both "passive" increased G exposure (no exercise) or "active" (with exercise) increased G exposure.

SUMMARY OF THE INVENTION

An object of the present invention is to provide a centrifugal method and apparatus whereby persons experiencing long term bedrest from illness could be gradually exposed to increasing levels of G force to enhance their rehabilitation, and the benefits of gradually increasing exercise from powering a centrifuge.

Another object of the present invention is to provide a centrifugal method and apparatus whereby persons in bedrest recovering from injury to the lower extremities including hip and knee replacement surgery, for example, or fractures could benefit first from the G forces created by its rotation, and secondly by powering of the centrifuge (pedaling, stairstep, etc.) when they are able to do so.

Still another object of the invention is to provide a human centrifuge powered electrically, or which provides the capability for one, two, or more riders to rotate the centrifuge (one or more person powering it, with others riding passively or, just one rider plus a counter weight) by means of pedals or other foot and leg operated devices such as stepping or leg pushing, by arm motions or combinations of the two (i.e., rowing motion).

Another object of the present invention is to provide a human centrifuge powered by one or more persons riding on the centrifuge which has the capability to provide variable centrifugal force with constant rider power input, or a constant centrifugal force with variable rider power input.

These and other objects are met by providing an apparatus which includes a platform rotatable about an axis at an angular velocity sufficient to establish a G force, an electric AC or a human powered drive mechanism for imparting rotation to the platform, and control means for independently coupling the drive mechanism to the platform.

Other objects, advantages and salient features of the invention will become apparent from the following detailed description, which taken in conjunction with the annexed drawings, discloses preferred embodiments of the invention.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

FIG. 1 is a perspective view, partially cut-away, of a human powered centrifuge according to a preferred embodiment of the present invention;

FIG. 2 is a schematic view of a human powered centrifuge according to the present invention; and

FIG. 3 is a schematic view of a human powered centrifuge according to another embodiment of the present invention.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

Referring to FIG. 1, a human powered centrifuge 10 includes a rotatable platform or turntable 12 which rotates about an axis normal to the plane of the turntable 12. The turntable 12 includes a center section 14 and two wing sections 16 and 18. The center and wing sections are

preferably made of a light weight, yet strong honeycomb structure.

The wing sections **16** and **18** can be separately attached to the center section to provide a floor surface to walk on when a circular turntable shape is used. Although they are not necessary, they do provide capability to add additional riders if desired. When a turntable of circular shape is disposed coplanar within an opening provided in a stationary floor **20**, a continuous surface is formed.

The turntable **12** carries two rider stations **22** and **24**. Station **22** includes a recumbent rider seat **26** mounted by brackets (not shown) on plural parallel slats **28**, and a pedal mechanism **30** mounted adjacent the rider seat **26**. The pedal mechanism is a bicycle-type which includes pedals **32** mounted on opposed pedal cranks.

When rotated by human power, the pedals **32** impart rotation to a central hub **34** through a drive train that includes sprockets and chain driving a pinion meshing with a bevelled crown gear for a 4:1 reduction, for example.

Rider station **24** has components similar to those of the diametrically disposed rider station **22**, and is independently coupled to the hub **34** so that a rider at either station, or both, could power the centrifuge **10**.

An off-platform rider station **36** includes a stationary bike **38** which includes a pedal mechanism **40**. The pedal mechanism includes pedals **42** mounted on opposed pedal cranks. When rotated by human power, these pedals **42** impart rotation to the central hub **34** through a drive train that includes sprockets and chain driving a pinion meshing with another bevelled crown mounted on the hub **34**. A ratchet-type clutch associated with one of the sprockets permits free-wheeling should the stationary bicycle rider not wish to pedal.

With the basic mechanical apparatus described above, one or more riders can participate actively or passively in the operation of the centrifuge. If a platform rider wishes not to pedal, the drive train for each pedal mechanism includes at least one ratchet-type clutch which prevents the pedal cranks from rotating unless rotated by the rider, as in the free-wheeling action of a bicycle.

Optional equipment includes subject video monitoring equipment **44** and **46**, and physiological monitoring equipment and/or infrared data transmission equipment, shown schematically by the numeral **48**. Data from the monitoring equipment can be transmitted through slip ring wires to a personal computer (PC) system **50** located remote from the centrifuge in a control room, for example. An electronically actuated brake **52** is disposed in the drive train to provide a selectable and controlled torque for the rider at the station **36**, which can be set and monitored at an off-platform monitoring station **54**.

Referring to FIG. 2, a human powered centrifuge **56**, similar in concept to the embodiment of FIG. 1, includes a platform or turntable **58** mounted for rotation about a vertical axis "A." A single rider station **60** is shown on the turntable **58**, but it is understood that plural stations could be provided both on the turntable or adjacent thereto on a stationary floor.

The rider station **60** includes a recumbent seat (not shown) and a pedal mechanism **62** which includes pedals **64** mounted on opposed pedal cranks. Initial chain power from the rider is transmitted through the bicycle-type pedal cranks. The chain **66** coming from the pedal crank drives an automatic transmission **68** that is composed of a freewheel that has sprockets (gears) of different radii of the same type used for bicycles or continuously variable transmission. The

freewheel in the transmission protects the rider from the kinetic energy of the flywheel/centrifuge when the rider is not pedaling.

The automatic transmission **68** adjusts the gear ratio between the rider and the turntable **56** and maintains constant rider power demand. The power output from the automatic transmission **68** is sent through a flywheel friction brake **70** and through a slide collar **72** to the output shaft **74** that is connected to the hub **76** of the turntable **58**. The slide collar **72** allows the rider to exercise when the centrifuge is stopped by disengaging the output shaft **74** which normally imparts rotary motion to the turntable **58**. The flywheel friction brake **70** is adjustable to absorb extra energy supplied by the rider and not needed by the centrifuge. The flywheel also provides smooth pedaling especially when the centrifuge is disconnected at 0 turntable RPM.

A linear actuator **78** changes gears in the automatic transmission **68** in response to a command signal issued from a controller **80**. Similarly, a linear actuator **82** adjusts the tension on the strap of the flywheel **70** in response to a command signal issued from the controller **80**.

The controller **80** is a programmable logic control unit or other microprocessor device which maintains the load on the rider independent of centrifuge turntable RPM. Control is maintained by using feedback from a pedal crank torque (load) sensor **84** and pedal RPM sensor **86**. The controller **80** compares the preset commanded values (centrifuge RPM and loading on the pedaling rider) to the actual values and adjusts the proper tension on the strap of the flywheel and selects the appropriate gear ratio on the automatic transmission. The adjustment of the loading on the strap of the flywheel is done by sensing and feeding back the strap tension to the controller **80** with a strap tension sensor signal to the linear actuator **82**, and the gear change is done by the linear actuator **78**. Turntable RPM is sensed by a sensor **90** and fed back to the controller **80**.

Using the control apparatus described above, the rotation rate of the centrifuge, and thus the centrifugal force acting on the rider, can be preset and changed as desired prior to or during operation. The workload or power output required of the rider can be preset and maintained at a constant level independent of the centrifuge rotation rate.

For constant rotation rate operation, the centrifuge will rotate to the preset level and not turn any faster regardless of additional rider power input. This is accomplished through a feedback system using rotation rate or centrifugal force to cause excess power to be diverted to storage or converted to waste energy.

For constant rider power input the centrifuge can be set to rotate at a desired rotation rate equal to the maximum available at a given rider power output or any rotation rate requiring less power than is being provided by the rider.

Once a desired rider power or centrifuge rotation rate is preset, resistance is provided by a torque limiting device which can be either mechanical or electrical or a combination of the two. The two torque limiting system maintains constant power output to the centrifuge regardless of rider power input greater than is necessary to achieve the preset rotation rate of the centrifuge.

In operation, a console **92** is used by the operator to select the desired RPM and rider power settings. Power from the rider is then transmitted from the pedal crank through the chain **66** to a freewheel sprocket of the type used by bicycles, and then to the transmission **68**. The transmission supplies power to the output shaft **74** which rotates the centrifuge through the centrifuge hub **76**.

5

The controller **80** compares feedback signals from the torque and RPM sensors on the pedal mechanism, and from a centrifuge RPM or G sensor to the console settings, and adjusts the transmission gear ratio through the derailleur by signal to the linear actuator **78** to achieve correct centrifuge RPM. The controller issues control signals that adjust the tension on the flywheel strap through the linear actuator **82** to achieve the correct rider power load.

Referring to FIG. 3, another embodiment of a human powered centrifuge **94** is adaptable for use in conjunction with the turntables of the previous embodiments. The centrifuge **94** includes at least one pedal mechanism **96** which drives a DC generator **98** which produces a DC generator output voltage V_G and output current I_G which are delivered to a power control circuit **100** where it is split into battery voltage and current, V_B and I_B , respectively, DC motor input voltage and current, V_M and I_M , respectively, and DC generator field current, I_F .

As shown schematically in FIG. 3, V_B , I_B , V_M , I_M , and I_F are fed as input signals to a controller **108**, which is preferably a microprocessor, and compared to reference values consisting of commands input at the console **112** and a turntable RPM sensor **110**.

Rather than the pedal mechanism **96** mechanically driving the turntable, the DC motor **98** converts the mechanical energy delivered by the rider to electrical energy which powers a DC motor **102** coupled to the turntable. With this arrangement, pedal RPM and torque are independent of centrifuge RPM within limits of available power.

Excess power generated by the pedals and converted to electricity by the DC generator **98** can be delivered to a battery **104** as V_B and I_B , or dissipated through a resistor **106**, such as carbon pile, as V_{CP} and I_{CP} .

Once the controller **108** compares the input values of voltage and current to those input at the console **112** and selected to achieve a desired turntable RPM and rider workload, it then distributes the energy between the battery **104**, resistor **106**, and the motor **102**. I_F acts as a feedback loop to maintain the DC generator voltage and current, V_G and I_G , which in turn regulate the DC motor input voltage and current V_M and I_M which in turn control the centrifuge RPM.

The controller/microprocessor **108** receives input signals from a turntable RPM sensor **110** and determines rider workload, which is determined by the relationship $P_{rider} = \tau_{pedal} \times n_{pedal}$, where P is power, τ is torque and n is RPM. Pedal RPM, torque and input power are calculated from the field current, I_F , the DC generator output voltage, V_G , and the DC generator output current, I_G . I_F is modulated by the controller **108** to maintain constant generator output voltage. I_G can be modulated by the controller **108** to regulate pedal power or pedal torque. The centrifuge RPM (G level) is maintained by regulating the DC motor input voltage, V_M , and the DC motor input current, I_M .

The FIG. 3 embodiment is operable in at least two optional modes of operation. The first is a constant torque mode, in which the controller modulates I_F in response to changes in pedal RPM to hold V_G constant and simultaneously modulates the I_G load to hold pedal torque constant.

The second is a constant power mode, in which the controller modulates I_F in response to changes in pedal RPM to hold V_G constant and simultaneously hold the I_G load constant.

In either mode, the power control circuit **100** distributes the energy passed to the battery **104**, the resistor **106** and the motor **102** to maintain the commanded turntable RPM.

6

Commanded turntable RPM and rider input power (pedal torque and RPM) are selectively entered at the console **112**. Thus, the mode of operation, as well as the levels of torque delivered by the pedal mechanism **96** and turntable RPM, and thus G force, can be selected, entered and monitored at the console **112**.

In the FIG. 3 embodiment, the generator not only serves as a power conversion component, but also is calibrated to serve as an ergometer. The torque, RPM, and power load on the rider can be calculated from output voltage, output current, and field current.

The storage battery allows excess power from the rider to be saved for use during centrifuge acceleration (when a large amount of power is needed for a short period of time). This energy capacitance minimizes transient changes in the rider's work load during centrifuge RPM changes.

The microprocessor **108** could be programmed to provide any customized workout desired. Such a system would be very flexible and expandable. Possible expansions or alternate embodiments include bio-feedback, in an attempt to bring a subject to a commanded level of oxygen consumption, or heart rate.

The embodiments described herein can be used to create centrifugation for providing resistance and G forces, separately or in combination, for exercise, research, therapy, entertainment or any other uses. The turntable can as shown be sized to accommodate anywhere from 1 to 6 riders and can be propelled by one or more riders or by an off-board rider or other power source.

While specific pedal stations employing bicycle components have been described, other types of power input, gearing and drive trains can be employed. Rider power input can be, for example, by arm circular motion or by a combination of arm and leg motion, such as a rowing motion.

The present invention can be used on ground or in space to examine the efficacy of providing separate or combined G and exercise in a wide range of intensity to offset either known or unknown effects of long term exposure to micro or zero gravity.

Although the invention has been described in conjunction with specific embodiments, it is evident that many alternatives and variations will be apparent to those skilled in the art in light of the foregoing description. Accordingly, the invention is intended to embrace all of the alternatives and variations that fall within the spirit and scope of the appended claims.

What is claimed is:

1. A human powered centrifuge comprising:

a rotatable platform mounted for rotation about an axis at a predetermined angular velocity, and having means for supporting at least one rider thereon;

at least one human driven rotatable power source coupled to the rotatable platform, and having a power output which varies in accordance with angular velocity and torque; and

control means for independently controlling the platform angular velocity and the power output of the power source.

2. A human powered centrifuge according to claim 1, wherein the at least one power source includes at least one on-board pedal mechanism operatively coupled to the turntable.

3. A human powered centrifuge according to claim 2, wherein the at least one on-board pedal mechanism includes a recumbent rider seat mounted on the turntable.

7

4. A human powered centrifuge according to claim 1, wherein the at least one power source includes an off-board pedal mechanism operatively coupled to the turntable.

5. A human powered centrifuge according to claim 1, wherein the control means includes means for inputting a desired platform angular velocity, means for monitoring actual platform angular velocity, and means for varying the power output of the at least one power source to maintain the desired platform angular velocity.

6. A human powered centrifuge according to claim 1, wherein the at least one power source includes a pedal mechanism and a drive train coupling the pedal mechanism to the platform.

7. A human powered centrifuge according to claim 6, wherein the drive train includes a power output device coupled to the platform, a mechanical transmission for varying the angular velocity of the power output device, and means for varying the torque applied to the power output device in accordance with a value input by the control means.

8. A human powered centrifuge according to claim 7, wherein the torque varying means is a flywheel friction brake, and an actuator operable in response to the control means.

9. A human powered centrifuge according to claim 8, further comprising means for detecting angular velocity and torque of the pedal mechanism and the control means includes feedback loop means for controlling the state of the transmission and the friction brake in accordance with the detected angular velocity and torque of the pedal mechanism.

10. A human powered centrifuge according to claim 1, wherein the at least one power source includes a pedal mechanism operatively coupled to an electric generator, an electric motor operatively coupled to the platform, and a control circuit for supplying the motor with a control amount of electric power generated by the generator.

8

11. A human powered centrifuge according to claim 10, wherein the control means includes a console having means for inputting the desired platform angular velocity and a desired generator power output, means for comparing generator output voltage and current, motor input voltage and current, and generator field current to predetermined values corresponding to the desired platform angular velocity and generator power output.

12. A human powered centrifuge according to claim 10, wherein the control means includes means for modulating a field current of the generator in response to changes in the angular velocity of the pedal mechanism the thereby hold constant an output voltage of the generator, and means for modulating the output generator current load to hold torque of the pedal mechanism constant.

13. A human powered centrifuge according to claim 10, wherein the control means includes means for modulating a field current of the generator in response to changes in angular velocity of the pedal mechanism to thereby hold constant the output voltage of the generator, and means for holding the generator output current constant.

14. A human powered centrifuge according to claim 10, further comprising a battery coupled to the control circuit and a resistor coupled to the control circuit, and the control means includes means for determining a distribution of power from the generator between the battery, the resistor, and the motor.

15. A human powered centrifuge according to claim 10, further comprising a platform angular velocity sensor and the control means includes a feedback loop for maintaining a predetermined power input to the motor corresponding to that which is necessary to maintain the desired platform angular velocity.

* * * * *