

CAROLINE LOPES GOMES DE ABREU

**THFRAME – NOVO EQUIPAMENTO PARA
PERSONALIZAÇÃO DE BANCOS DE ARREMESSO**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2017

CAROLINE LOPES GOMES DE ABREU

**THFRAME – NOVO EQUIPAMENTO PARA PERSONALIZAÇÃO DE
BANCOS DE ARREMESSO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA.

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações (Linha: Engenharia Biomecânica)

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Coorientador: Prof. Dr. Silvio Soares dos Santos

**UBERLÂNDIA-MG
2017**



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA



ALUNA: Caroline Lopes Gomes de Abreu

NÚMERO DE MATRÍCULA: 11313EMC002

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: Mecânica dos Sólidos e Vibrações

LINHA DE PESQUISA: Engenharia Biomecânica

PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA: NÍVEL DOUTORADO

TÍTULO DA TESE:

“THFRAME – Novo Equipamento para Personalização de Cadeiras de Arremesso”

ORIENTADOR: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Silvio Soares dos Santos

A Tese foi **APROVADA** em reunião pública, realizada na Sala de Reuniões 1M313 do Bloco 1M, Campus Santa Mônica, em 28 de setembro de 2017, às 13:30 horas, com a seguinte Banca Examinadora:

NOME	ASSINATURA
Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo	UFU
Prof. Dr. Silvio Soares dos Santos	UFU
Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves	UFU
Profª. Dra. Rosenda Valdés Arencibia	UFU
Prof. Dr. José Irineu Gorla	UNICAMP
Profª. Dra. Zilda de Castro Silveira	USP

Uberlândia, 28 de setembro de 2017

Universidade Federal de Uberlândia – Av. João Naves de Ávila, nº 2121, Bloco 1M, Bairro Santa Mônica – 38.400-144 – Uberlândia – MG
+55 – 34 – 2230-4282 secretaria@ufespa.ufu.br <http://www.posgrad.mecanica.ufu.br>

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

A162t
2017 Abreu, Caroline Lopes Gomes de, 1982-
 THFRAME : novo equipamento para personalização de bancos de
 arremesso / Caroline Lopes Gomes de Abreu. - 2017.
 151 f. : il.

 Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.
 Coorientador: Silvio Soares dos Santos.
 Tese (doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa
 de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
 Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.te.2018.13>
 Inclui bibliografia.

 1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Biomecânica - Teses. 3. Esportes
 para deficientes - Teses. 4. Cadeiras de rodas - Teses. I. Araújo,
 Cleudmar Amaral de, 1963- II. Santos, Silvio Soares dos. III.
 Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em
 Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDU: 621

Aos meus pais, irmãos e amigos.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal de Uberlândia, à Faculdade de Engenharia Mecânica e ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica pela oportunidade de realização desta tese de doutorado.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG).

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

Ao professor e orientador Dr. Cleudmar Amaral de Araújo pela confiança e por acreditar na importância do trabalho interdisciplinar.

Ao professor e coorientador Dr. Silvo Soares Santos pela sua contribuição no desenvolvimento deste trabalho.

À equipe do Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Dr. Henner Gomide e ao Núcleo de Habilitação e Reabilitação em Esportes Paralímpicos – NH/RESP.

Aos técnicos, Diego Alves e Jonas Profeta, e alunos de iniciação científica, Rafael Cardoso e Vitor Machado, pela colaboração imprescindível em diversas etapas desta pesquisa.

ABREU, C. L. G. **THFRAME – Novo Equipamento para Personalização de Bancos de Arremesso**. 2017. 161 f. Tese de Doutorado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

RESUMO

Atletas que utilizam cadeiras de rodas e competem nas provas de arremessos e lançamentos do atletismo utilizam um equipamento de suporte conhecido com banco de arremesso. Este equipamento tem por objetivo fornecer ao atleta maior estabilidade e liberdade durante o arremesso. Atualmente, os bancos de arremesso apresentam configurações simples e, em geral, não consideram características antropométricas dos atletas. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um novo equipamento, denominado THFRAME, projetado para avaliar a postura sentada do atleta, se adequar às suas medidas antropométricas através de elementos ajustáveis e monitorar a pressão sob o assento visando a personalização de bancos de arremesso. O THFRAME foi desenvolvido seguindo regras definidas pelo Comitê Paralímpico Internacional. A parte estrutural do equipamento foi avaliada utilizando modelagem por elementos finitos e a estrutura mostrou-se rígida para as cargas impostas. O equipamento foi fabricado e os primeiros testes realizados com atletas indicaram que as regulagens do THFRAME proporcionaram segurança e conforto para os mesmos. Durante a avaliação dos atletas a distribuição de pressão sob o assento mostrou um aumento da área de contato na região dos glúteos e coxas, apontando que a base de suporte sentado do atleta foi otimizada através dos ajustes do equipamento. A condição sentada com ajustes apresentou valores de pressão de contato inferiores à condição sem ajustes da postura, ainda assim, os valores de pressão encontrados nessa avaliação são considerados críticos para a formação de lesões por pressão. A análise de diferentes níveis de pressão sob o assento do THFRAME durante a avaliação dos atletas indica que os ajustes posturais proporcionados pelo equipamento auxiliaram no posicionamento da base de suporte da postura sentada, imprescindível para o desempenho da função dos membros superiores. A avaliação dos parâmetros citados acima permitiu a prescrição de bancos de arremesso personalizados para os atletas.

Palavras-chaves: Atletismo Paralímpico, Arremessos e lançamentos, Banco de arremesso, Adequação postural.

ABREU, C. L. G. **THFRAME – New Equipment for Customizing Throwing Frames**. 2017. 161 p. Doctoral Thesis, Federal University of Uberlandia, Uberlândia.

ABSTRACT

Athletes who use wheelchairs and compete in the throwing events for seated athlete use equipment called throwing frame. This equipment aims to provide the athlete greater stability and freedom during the throw. Currently, throwing frame have simple configurations and generally do not consider athletes' anthropometric characteristics. The goal of this research is to develop a new equipment, called THFRAME, designed to evaluate the athlete's seated posture, adapt to his anthropometric measurements through adjustable elements and monitor the pressure under the seat to customize throwing frame. THFRAME was developed following rules defined by the International Paralympic Committee. The structural part of the equipment was evaluated using finite element modeling and the structure proved to be rigid for the imposed loads. The equipment was manufactured and the first tests performed with athletes indicated that the adjustments of the THFRAME provided safety and comfort for them. During the evaluation of the athletes, the pressure distribution under the seat showed an increase of the contact area in the buttocks and thighs, indicating that the athlete's seated support base was optimized through the adjustments of the equipment. The seated condition with adjustments presented lower contact pressure values to the condition without posture adjustments, yet the pressure values found in this evaluation are considered critical for the formation of pressure injuries. The analysis of different pressure levels under the seat of THFRAME indicates that the postural adjustments provided by the equipment improved support base, essential for the function of the upper limbs. The evaluation of the parameters mentioned above allowed the prescription of customized throwing frames for athletes.

Keywords: Paralympic Athletics, Shot Put, Throwing Frames, Seating.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANDE – Associação Nacional de Desporto para Deficientes

COI – Comitê Olímpico Internacional

CPB - Comitê Paralímpico Brasileiro

CR – Cadeira de Rodas

F – Fild

INT – Instituto Nacional de Tecnologia

IPC – Comitê Paralímpico Internacional

MEF – Método dos Elementos Finitos

MPa - Mega pascal

NH/Resp - Núcleo de Habilitação/Reabilitação em Esportes Paralímpicos

P – Pentatlo

Pa - Pascal

PLA – Políácido Láctico

T - Track

UFU - Universidade Federal de Uberlândia

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 – Introdução.....	1
1.1. Hipóteses do trabalho	4
CAPÍTULO 2 – Revisão Bibliográfica.....	6
2.1. Promoção de saúde por meio da prática desportiva	6
2.2. O Movimento Paralímpico	7
2.3. Classificação Funcional.....	11
2.4. Atletismo	13
2.5. Modalidade de Arremesso e Lançamentos	15
2.6. Especificações do Banco de Arremesso	18
2.7. Princípios da Adequação Postural	20
2.7.1. Sistemas de Mapeamento de Pressão	22
2.8. Configurações Atuais dos Bancos de Arremesso	23
2.9. Bancos de Arremesso e Performance	30
2.10. Desenvolvimento de Bancos de Arremesso Personalizados e/ou ajustáveis.....	33
CAPÍTULO 3 - Projeto do THFRAME.....	41
3.1. Projeto estrutural.....	41
3.2. Modelagem por elementos finitos	49
3.2.1. Importação da geometria	50
3.2.1.1. Base inferior	50
3.2.1.2. Base superior	50
3.2.1.3. Atuador linear	51
3.2.1.4. Apoio de pés	51
3.2.1.5. Apoio de mão	52
3.2.2. Condições de carregamento e condições de contorno	52
3.2.3. Características do contato mecânico	55
3.2.4. Estudo da malha	60

3.2.5. Geração da malha para ensaio de MEF	61
3.3. Resultados da Modelagem Estrutural via MEF.....	63
3.4. Patente de invenção	77
CAPÍTULO 4 – Protocolo de Avaliação.....	78
4.1. Amostra.....	78
4.2. Avaliação antropométrica.....	78
4.3. Avaliação subjetiva	79
4.4. Avaliação técnica	81
4.5. Aquisição dos níveis de pressão sobre o assento	82
4.6. Registro das medidas do posicionamento final	83
CAPÍTULO 5 – Projeto de Banco de Arremesso Modular	84
5.1. Projeto estrutural do BAM_3D.....	84
5.2. Modelagem por elementos finitos	86
5.3. Resultados da modelagem via elementos finitos	88
5.4. Patente de invenção	94
CAPÍTULO 6 – Resultados e Discussão	95
6.1. Fabricação do protótipo do THFRAME	95
6.2. Regulagens finais do THFRAME	101
6.3. Testes e calibrações do THFRAME	107
6.3.1 Aparato experimental.....	107
6.3.2 Calibração.....	108
6.3.3 Avaliação dos atletas	109
6.3.4 Parâmetros de aquisição de dados.....	111
6.4. Avaliação do atleta 1	111
6.4.1. Avaliação da distribuição de pressão.....	114
6.4.2. Prescrição do banco de arremesso personalizado	119
6.5. Avaliação do atleta 2.....	120
6.5.1. Avaliação da distribuição de pressão.....	123
6.5.2. Prescrição do banco de arremesso personalizado	127
6.6. Avaliação do protótipo.....	127
CAPÍTULO 7 – Conclusão e Propostas para Trabalhos Futuros	129

REFERÊNCIAS.....	131
ANEXOS	140

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

A democratização da sociedade vem gerando importantes avanços nos direitos humanos e apontando para a emergência da construção de espaços sociais menos excludentes e de alternativas para o convívio na diversidade.

Por meio de ações articuladas, o movimento de inclusão procura adaptar a pessoa com deficiência à sociedade. Nesse âmbito, o mundo esportivo vem se destacando por promover a inclusão de forma ampla, incorporando essas pessoas fora do padrão de normalidade física, fisiológica, comportamental e social, que necessitam de superação e compreensão para serem aceitos (MARQUES et al., 2009).

A partir da Lei 11.438, que dispõe sobre incentivos e benefícios para o fomento das atividades de caráter desportivo, houve um crescimento importante na oferta de oportunidades em diferentes modalidades e consequentemente uma maior adesão ao esporte adaptado (CAVAZZONI, BASTOS e KURLE, 2010 *apud* PEDRINELLI e NABEIRO, 2012).

Por muito tempo o esporte para a pessoa com deficiência foi considerado impossível e até mesmo contraindicado. Apenas na década de 40 é que o esporte passou a ser incorporado como instrumento de reabilitação (HOWE, 2008 *apud* BLAUWET e WILLICK, 2012).

As práticas esportivas podem ter caráter de manifestação educacional, de participação ou de rendimento, dependendo do contexto onde se inserem, além de assumir uma relação meio-fim para escolarização, formação profissional, aprimoramento de habilidades, convivência, entre outros (PEDRINELLI e VERENGUER, 2008).

Assim, o esporte adaptado pode ser praticado tanto no alto rendimento quanto no ambiente escolar; englobando desde o aspecto de lazer à forma terapêutica e de reabilitação (MARQUES et al., 2009).

Atualmente, o movimento do esporte paralímpico é o principal meio de divulgação do esporte adaptado e tem nos Jogos Paralímpicos seu principal evento. Os Jogos Paralímpicos eram exclusivos para atletas com lesões medulares, contudo outros tipos de deficiência foram incluídos ao longo do tempo, como atletas com deficiência visual, amputações e por fim, àqueles com paralisia cerebral. Esse movimento desempenha papel fundamental na mudança de atitude em relação à pessoa com deficiência, acelerando a agenda de inclusão e promovendo o conceito de um ambiente sem barreiras, onde os participantes elevam sua autoestima e desafiam os estereótipos (GOLD e GOLD, 2007).

Portanto, o movimento paralímpico nasceu visando a inclusão e a igualdade de oportunidades no esporte para as pessoas com deficiência. Estas ideias foram priorizadas pelo Comitê Paralímpico Internacional, que impulsionou a inclusão por meio da promoção da alta performance nas modalidades paralímpicas e incentivou o desenvolvimento de equipamentos de baixo custo para facilitar o acesso ao esporte. No entanto, a busca pelo alto rendimento de atletas com algum tipo de deficiência deve ser ponderada, uma vez que, se lida com indivíduos que já possuem limitações motoras, estando sujeitos a maiores sobrecargas. Portanto, a mesma lesão que acarretaria um impedimento na vida esportiva de um atleta sem deficiência pode desempenhar um empecilho não só na vida esportiva, mas nas atividades diárias do atleta com deficiência (BLAUWET e WILLICK, 2012).

É nesse sentido que o desenvolvimento tecnológico avança sobre os atletas paralímpicos, pois o desenvolvimento de novos dispositivos de tecnologia assistiva, proporcionando o aumento da funcionalidade do indivíduo, implicará na otimização da realização de suas atividades de vida diária e também permitirá uma atuação mais efetiva na arena de competição (BURKETT, 2010).

Para um atleta com deficiência, a maior expressão de seu retorno à função é competir na elite dos Jogos Paralímpicos. No entanto, dispositivos padrões podem inibir a performance esportiva. Assim, é imprescindível que novas tecnologias e equipamentos sejam desenvolvidos. Para tal, entender como o corpo humano se movimenta e os fatores que limitam ou facilitam nossa capacidade de mover-se é fundamental para aprimorar o desempenho esportivo das pessoas com deficiência (BURKETT, 2010).

Os equipamentos utilizados pelos atletas com deficiência variam muito de acordo com sua modalidade esportiva, desde o tipo de calçado utilizado ao modelo de cadeira de rodas. Além de aplicar as mais recentes tecnologias para que os equipamentos esportivos compensem a diminuição da função, o equipamento personalizado tenta se adaptar a cada atleta intimamente para que o participante possa utilizar esse equipamento como uma extensão do seu corpo (LAFERRIER, RICE, et al., 2012).

Atletas que utilizam cadeiras de rodas e competem nas provas de arremessos e lançamentos do atletismo devem utilizar um equipamento de suporte. Este equipamento é chamado de banco de arremesso e tem por objetivo oferecer ao atleta maior estabilidade e liberdade durante o arremesso do que uma cadeira de rodas (HIGGINS, OWECHKO, et al., 2012).

Atualmente os bancos de arremesso apresentam configurações simples. Em um levantamento apresentado por Higgins, Owechko, et al. (2012), apontou-se que as principais demandas atualmente dos bancos de arremesso são ser ajustáveis ao atleta, ter baixa massa e fácil transporte, equiparando-se às atuais cadeiras de rodas de modalidades utilizadas no Rugby e Basquete.

Diante deste contexto, o objetivo deste trabalho foi desenvolver um novo equipamento, denominado THFRAME, capaz de avaliar a postura sentada do atleta, se adequar às suas medidas antropométricas através de elementos ajustáveis e monitor a pressão sob o assento visando a personalização de bancos de arremesso.

A possibilidade de realizar diferentes regulagens no equipamento permite avaliar a estabilidade durante o movimento e gesto motor do arremesso e, após análise final, utilizar estas medidas diretamente no projeto de um banco de arremesso.

Para fundamentar o processo de personalização realizado pelo THFRAME foi desenvolvido um novo banco de arremesso projetado parcialmente com tecnologia de manufatura aditiva. O projeto desenvolvido em ambiente Solidworks possui dimensões básicas parametrizáveis e que permite o auto ajuste do banco de forma automatizada segundo dimensões definidas pelo THFRAME. A estrutura do THFRAME e do novo banco de arremesso foram avaliadas utilizando modelagem por elementos finitos.

A validação do equipamento foi feita por meio de uma análise completa de personalização em dois atletas da modalidade de arremesso de peso. Portanto, as hipóteses deste trabalho estão relacionadas com a eficiência do THFRAME e com o projeto do novo banco de arremesso.

Visando atingir o objetivo proposto, o trabalho foi desenvolvido em capítulos, da seguinte forma:

Capítulo 1: Introdução ao trabalho apresentando a contextualização do problema, os objetivos e as metodologias propostas para desenvolvimento dos equipamentos.

Capítulo 2: Apresentação de uma revisão da literatura sobre o esporte adaptado, seguido de uma explanação sobre a modalidade de arremessos e lançamentos e as pesquisas envolvendo os bancos de arremesso.

Capítulo 3: Este capítulo apresenta as fases de desenvolvimento do projeto do THFRAME desde seu projeto estrutural, passando pela metodologia e os resultados da modelagem de elementos finitos.

Capítulo 4: Apresenta o protocolo de avaliação desenvolvido e utilizado para a avaliação dos atletas no THFRAME.

Capítulo 5: Este capítulo apresenta os resultados e discussão da fabricação do THFRAME e dos testes iniciais para validação do primeiro protótipo.

Capítulo 6: Este capítulo apresenta as conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

Capítulo 7: As referências bibliográficas utilizadas para entender o tema e planejar a metodologia são apresentadas neste capítulo.

1.1. Hipóteses do trabalho:

As hipóteses levantadas para este trabalho são:

- É possível utilizar um equipamento para a prescrição de bancos de arremesso personalizados utilizando diferentes regulagens;
- O mapeamento de pressão pode ser utilizado como recurso auxiliar para verificar o alinhamento da postura e prescrição do banco de arremesso personalizado;

- O posicionamento individualizado do atleta no banco pode refletir em uma maior estabilidade, conforto e segurança do atleta;
- É possível automatizar o processo de fabricação de bancos de arremesso, em tempo real, utilizando medidas parametrizáveis obtidas por meio do THFRAME.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo é apresentada uma revisão da literatura sobre o esporte adaptado, iniciando com sua trajetória histórica, abordando a correlação entre saúde e práticas esportivas para as pessoas com deficiência e seguido de uma explanação sobre a modalidade de arremessos e lançamentos e as pesquisas envolvendo os bancos de arremesso.

O esporte adaptado engloba a prática esportiva realizada por pessoas com deficiência e visa à inclusão e/ou a melhora de suas funções motoras, em modalidades adaptadas ou criadas exclusivamente para essa população (MARQUES et al., 2009).

Paciorek (2004 apud MARQUES et al., 2009) define o esporte adaptado como um fenômeno esportivo modificado ou criado para suprir as necessidades dos envolvidos. De Pauw (2005 apud BLAUWET e WILLICK, 2012) traz outra definição de desporto adaptado onde o esporte é designado para atletas com deficiência ou praticado especificamente pelos mesmos.

2.1 Promoção de saúde por meio da prática desportiva

A importância de um estilo de vida ativo é reconhecida para a população em geral e recentemente tornou-se evidente que este estilo de vida é ainda mais importante para as pessoas com doenças crônicas ou em processo de reabilitação (VAN DER WOUDE , GROOT e JANSSEN, 2006).

O esporte tem desempenhado um papel importante neste processo ao longo dos anos. Estudar o papel da atividade física na prevenção de problemas de saúde a longo prazo é uma questão que deve ser abordada nas pesquisas esportivas, especialmente para aqueles atletas que utilizam cadeira de rodas (VAN DER WOUDE , GROOT e JANSSEN, 2006).

Sabe-se que os benefícios do esporte adaptado vão além da manutenção e melhora das condições físicas saudáveis, evidências mostram benefícios da autoestima, percepção da qualidade de vida, auto eficácia, autoimagem, e motivação. Essa importante ferramenta exerce, assim, influência na saúde mental e qualidade de vida das pessoas com deficiência (BLAUWET e WILLICK, 2012).

A busca por práticas esportivas está relacionada não só com os aspectos referentes à promoção da saúde, a valores educacionais e diversão, mas também com forte apelo à inclusão social. A prática esportiva exercida de forma inclusiva parte da premissa de que a relação recíproca entre pessoas com deficiência e pessoas sem deficiência permite o conhecimento e compreensão mútua, descobrindo talentos e limitações de cada indivíduo (PEDRINELLI e NABEIRO, 2012).

Portanto, o envolvimento com a prática esportiva englobará diferentes aspectos dependendo da situação e dos valores envolvidos. Em um campeonato profissional busca-se um alto rendimento, enquanto em outro contexto a mesma modalidade pode ser encarada como um momento de lazer (MARQUES et al., 2009).

2.2 O Movimento Paralímpico

De acordo com Bailey (2008), o movimento paralímpico teve surgimento baseado em um modelo centrado nas práticas de reabilitação e lazer. Os esportes paralímpicos se iniciaram após a primeira guerra mundial, onde soldados amputados em combate foram iniciados na prática de tiro com arco e flecha. Com o passar do tempo os esportes paralímpicos transpuseram seu caráter de reabilitação e expandiram para uma modalidade desportiva (GONZALEZ, 2007).

Os registros dos primeiros esportes adaptados datam de 1871 em uma escola para surdos, e a primeira competição internacional para pessoas com deficiência foi realizada em 1924 em Paris com os Jogos do Silêncio (MARQUES et al., 2009).

O movimento paralímpico surgiu mais tardiamente, sendo consolidado apenas a partir da segunda metade do século XX com a criação de um evento que, mais tarde, seria conhecido como os Jogos Paralímpicos (PARSONS e WINCKLER, 2012).

Observou-se um rápido crescimento do movimento paralímpico nas últimas duas décadas, com um aumento no número de países e atletas participantes dos jogos. Em 1948, aconteceram os primeiros jogos paralímpicos realizados em Stoke Mandeville, na Grã-Bretanha (BERNARDI, et al., 2010).

Os primeiros Jogos de Stoke Mandeville ocorreram paralelamente aos Jogos Olímpicos de Londres. Nesta época, muitos combatentes da Guerra voltavam com lesões graves e muitos vinham a óbito durante a reabilitação. A prática esportiva era uma forma de melhorar a qualidade de vida e as condições psicológicas dessas pessoas, servindo ainda como um elemento motivador para a integração fora do ambiente hospitalar (PARSONS e WINCKLER, 2012).

A partir de 1952 os Jogos de Stoke Mandeville tornaram-se internacionais e em 1960, em Roma, os jogos foram realizados no mesmo espaço que os jogos Olímpicos. Entre as modalidades disputadas estavam a Sinuca, Esgrima, Atletismo, Basquete em cadeira de rodas, Dardo, Natação, Tênis de Mesa e Tiro ao arco. A Tabela 2.1, apresenta a sequência dos jogos e os fatos mais importantes (PARSONS e WINCKLER, 2012).

Tabela 2.1 – Jogos Paralímpicos e fatos importantes (adaptado de Parsons e Winckler, 2012).

Ano	Local	Nº de países	Nº de atletas	Fatos importantes
1952	Stoke Mandeville, Inglaterra	2	130	Primeiros Jogos Internacionais.
1960	Roma, Itália	23	400	Realizado no mesmo espaço que os Jogos Olímpicos.
1964	Tóquio, Japão	21	357	O Levantamento de peso foi adicionado como esporte.
1968	Tel Aviv, Israel	29	750	Lawn Bowls é adicionado como esporte (similar à bocha).
1972	Heidelberg, Alemanha	43	984	1ª competição para tetraplégicos. Primeira participação brasileira nos Jogos.

Continua

Continuação				
Ano	Local	Nº de países	Nº de atletas	Fatos importantes
1976	Toronto, Canadá	38	1657	1º uso de cadeiras de rodas (CR) especializadas para corridas. Vôlei em pé, Goalball e Tiro são adicionados.
1980	Arnhem, Holanda	42	1973	Vôlei sentado é adicionado. Incluído evento para atletas com paralisia cerebral.
1984	Stoke Mandeville, Inglaterra Nova York, EUA	41 45	1110 1800	Foi dividido em duas sedes. Incluídos Futebol de 7, bocha e ciclismo de estrada.
1988	Seul, Coréia do Sul	61	3013	Adicionados o Judô e Tênis em CR.
1992	Barcelona, Espanha	82	3021	Evento referência em organização.

Desde Seul, os jogos paralímpicos foram realizados na mesma cidade, ano e locais dos Jogos Olímpicos (BERNARDI, et al., 2010). Esse evento foi considerado o início da era moderna dos Jogos Paralímpicos, devido a estrutura física e condição dada para a participação dos atletas (PARSONS e WINCKLER, 2012).

Os Jogos de Barcelona foram marcados pelo planejamento em relação ao número de provas e classes, bem como pelo fortalecimento do sistema de classificação dos atletas. A partir desse ano os Jogos passaram a valorizar o desempenho dos atletas com deficiência e não apenas a participação como forma de inclusão social (PARSONS e WINCKLER, 2012).

Em 2001, estabeleceu-se que esses jogos obrigatoriamente ocorreriam não apenas em paralelo aos jogos olímpicos, mas também nos mesmos espaços, com a utilização da mesma estrutura. A partir de então, o Comitê Olímpico Internacional (COI) e o Comitê Paralímpico Internacional (IPC) assinaram um acordo partilhando a organização dos Jogos (PARSONS e WINCKLER, 2012).

O número de países e atletas participantes vem crescendo a cada edição dos Jogos, em Atlanta, 1996, foram 103 países e 3195 atletas, enquanto que em Beijing, 2008, foram 3951 atletas de 147 países competindo em 20 modalidades, incluindo o atletismo, basquete em cadeira de rodas, tênis em cadeira de rodas e esgrima (BERNARDI, et al., 2010).

Os Jogos de Beijing ampliaram a visibilidade do evento paralímpico devido à forte exposição na mídia, promovendo uma consciência global que a participação

em competições esportivas é uma realidade para diferentes tipos de deficiência (BLAUWET e WILLICK, 2012). Em conjunto com essa grande visibilidade, emerge a necessidade de promover o alto rendimento paralímpico por meio, principalmente, de investimentos em tecnologia voltada aos atletas, treinos e equipamentos.

Neste mesmo evento, o reconhecimento dos direitos das pessoas com deficiência extrapolou o ambiente esportivo na competição, uma vez que a China preocupou-se em melhorar a acessibilidade não só dos espaços desportivos, bem como o seu transporte público, escolar, locais de trabalho e outros espaços públicos (SUN et al., 2011 apud BLAUWET e WILLICK, 2012).

No Brasil, foi criado um órgão representativo nacional em 1975, a Associação Nacional de Desporto de Deficientes (ANDE). Nos Jogos de Toronto a delegação brasileira foi composta por 23 atletas e conquistou a primeira medalha paralímpica de prata com a dupla Robson Sampaio de Almeida e Luís Carlos de Costa, na modalidade de Lawn Bowls. Desde então, o número de atletas brasileiros cresceu, com a participação de diferentes grupos de deficiência, como atletas com deficiência visual, amputados e pessoas com paralisia cerebral (PARSONS e WINCKLER, 2012).

A criação do Comitê Paralímpico Brasileiro (CPB) em 1995 auxiliou na difusão do esporte paralímpico no país, levou a um aumento do número de modalidades e de atletas participantes e um melhor posicionamento no quadro geral de medalhas (PARSONS e WINCKLER, 2012).

Em 1972, a delegação brasileira participou das modalidades de baquetebol, atletismo, natação e tiro com arco, mas não ganhou nenhuma medalha. Já nos Jogos Paralímpicos de 2016, no Rio de Janeiro, foram 72 medalhas em 23 modalidades disputadas. A Tabela 2.2 apresenta o quadro de medalhas do Brasil na última edição dos jogos.

Tabela 2.2 – Quadro de medalhas da delegação brasileira nos Jogos Paralímpicos de 2016.

Modalidades	Medalhas		
	Ouro	Prata	Bronze
Atletismo	8	14	11
Bocha	1	1	
Canoagem			1
Ciclismo de estrada		1	
Futebol de 5	1		
Futebol de 7			1
Goalball			1
Halterofilismo		1	
Hipismo			2
Judô		4	
Natação	4	7	8
Tênis de Mesa		1	3
Vôlei sentado			1
Total de medalhas	14	29	29

Fonte: <http://www.brasil2016.gov.br/pt-br/paraolimpiadas/medalhistas-do-brasil-nos-jogos-paralimpicos-rio-2016>. Acesso em: 14/03/2017

A cada edição dos Jogos o esporte de alto rendimento vem crescendo, sendo o resultado e a competição um componente relevante no processo. Neste ambiente é possível ao atleta ser profissional e viver por meio dos seus ganhos provindos do esporte. Para tal, a consolidação do esporte paralímpico no cenário nacional e internacional é imprescindível e esta uma das metas do CPB por meio de programas de incentivo e suporte aos atletas (PARSONS e WINCKLER, 2012).

2.3 Classificação funcional

A melhora crescente na performance, no número de atletas e os avanços tecnológicos exigem constantes modificações na organização das diversas

modalidades esportivas, principalmente na classificação dos atletas (FREITAS e SANTOS, 2012).

A classificação funcional é um fator de nivelamento entre os aspectos da capacidade física e competitiva que agrupa as funcionalidades de movimento ou as deficiências semelhantes em grupos determinados. Isso permite igualar a competição entre indivíduos com várias sequelas de deficiência, pois o sistema de classificação é o pré-requisito para uma competição mais equiparada (FREITAS e SANTOS, 2012).

O movimento paralímpico oferece modalidades para atletas com deficiência física, visual e intelectual, que podem ser divididas em dez deficiências elegíveis, segundo o Comitê Paralímpico (Fig. 2.1).

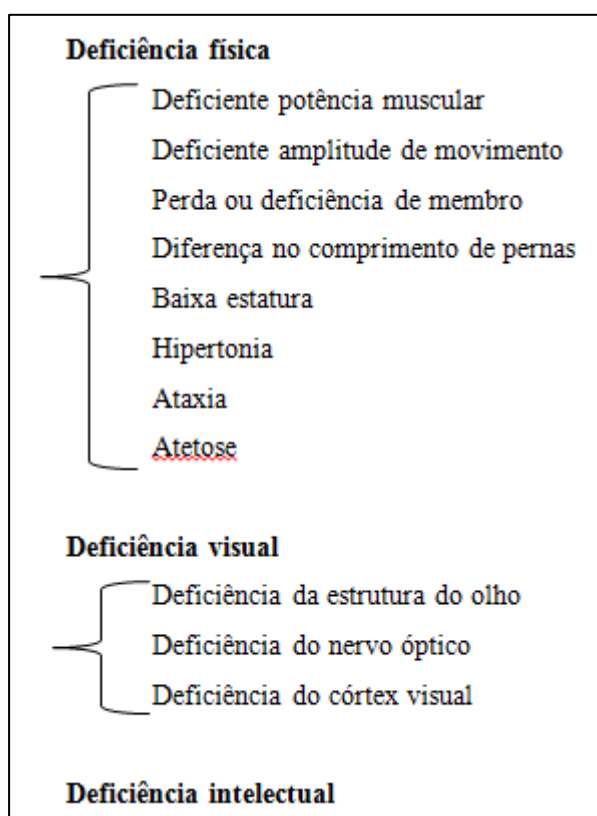


Figura 2.1 – Deficiências elegíveis para as modalidades paralímpicas.

Algumas modalidades, como Atletismo e Natação, estão abertas a atletas de qualquer dos grupos de deficiência, outras são concebidas para atletas com um tipo de deficiência. Cada modalidade tem seu próprio sistema de classificação baseado nas habilidades funcionais e não nas deficiências. As classes são determinadas por meio da avaliação médica e funcional, descritas a seguir:

- **Avaliação médica:** por meio de exames físicos a patologia do atleta e sua habilidade residual são estabelecidas. Os atletas com deficiência visual são classificados apenas por esta técnica. A avaliação da função visual é feita para que o atleta seja colocado na classe mais apropriada, pois um atleta com resíduo de visão pode ter uma vantagem sobre atletas cegos em algumas provas (FREITAS e SANTOS, 2012).

Para atletas com deficiência física a classificação médica consiste em um exame físico que avalia a patologia e sua função muscular. Testes de força, coordenação e equilíbrio vão mensurar o nível de desempenho das funções musculares em movimentos não específicos da modalidade.

- **Avaliação funcional:** consiste em observar o desempenho técnico do atleta em sua modalidade. São realizados testes de força muscular, amplitude de movimento articular, mensuração de membros, coordenação motora, evidenciando os resíduos musculares utilizados para a performance na prova (FREITAS e SANTOS, 2012).

De forma mais resumida, o objetivo da classificação funcional é agrupar os atletas que apresentam o mesmo grau de comprometimento funcional, proporcionando desta forma, equiparação entre os competidores que estão na mesma classe (VERÍSSIMO e RAVACHE, 2006).

A classificação funcional é modificável, um atleta pode ser reclassificado após observações durante uma competição. Este sistema de classificação continua em constante evolução e aprimoramento, a fim de garantir a participação e valorização do atleta com deficiência, garantindo que a habilidade de cada um seja fator decisivo nas competições (CARDOSO e GAYA, 2014).

2.4 Atletismo

O Atletismo é uma das modalidades multideficiência do programa paralímpico, apresentando diversas classes e características de provas. A diferença entre o atletismo olímpico e paralímpico é a classificação funcional, que permite ao atleta competir com outros que tenham a mesma funcionalidade (WINCKLER, 2012).

Na prática do atletismo são elegíveis cinco grupos de deficiência: visual, mental, paralisia cerebral, baixa estatura, amputação e outros tipos de deficiência, lesão

medular, amputações e outras que levem ao uso de uma cadeira de rodas. A Tabela 2.3 mostra uma visão geral do atletismo com suas provas e classes.

Tabela 2.3 – Grupos de deficiência elegíveis para a prática do atletismo.

Campo	Pista	Pentatlo	
F11, F12 e F13	T11, T12 e T13	P11, P12 e P13	Atletas com deficiência visual
F20	T20	P20	Atletas com deficiência mental
F31, F32, F33, F34, F35, F36, F37 e F38	T31, T32, T33, T34, T35, T36, T37 e T38	P31, P32, P33, P34, P35, P36, P37 e P38	Atletas com paralisia cerebral
F40			Atletas com baixa estatura
F41, F42, F43, F44, F45 e F46	T41, T42, T43, T44, T45 e T46	P42, P43, P44, P45 e P46	Atletas com amputação ou outros tipos de deficiência
F51, F52, F53, F54, F55, F56, F57 e F58	T51, T52, T53 e T54	P51, P52, P53, P54, P55, P56, P57 e P58	Atletas com lesão medular, amputações ou outras deficiências que levem ao uso da cadeira de rodas.

Fonte: (WINCKLER, 2012).

As Provas de Campo, precedido da letra F de *Field*, abrangem os saltos em altura, distância e triplo, lançamentos de dardo, disco, club e o arremesso de peso. As provas de pistas são as corridas que variam de 100 a 10000 metros, além dos revezamentos 4x100m, 4x400m e a maratona, são representadas pela letra T de *Track*. O Pentatlo, combinação de cinco provas é representado pela letra P. A dezena do número simboliza o grupo da deficiência, enquanto a unidade o nível de comprometimento, de forma decrescente dentro de cada grupo (WINCKLER, 2012).

Algumas dessas incapacidades são mediadas por recursos tecnológicos como, próteses, cadeira de rodas ou bancos de arremesso. Para Winckler (2012), uma cadeira de rodas ideal deve ser projetada e confeccionada especificamente para uso pessoal, assim como uma prótese, que pode influenciar em um nível elevado o desempenho do atleta. Neste contexto, será abordado a seguir as principais

características das provas de arremessos e lançamentos e dos bancos de arremesso atualmente utilizados nas competições.

2.5 Modalidade de Arremesso e Lançamentos

As provas de arremesso de peso e lançamentos, como dito anteriormente, compõem as provas de campo do atletismo e nelas atletas com diferentes tipos de deficiências competem entre si. Àqueles com limitações na locomoção e que utilizam cadeira de rodas no dia-a-dia compõem um grupo que realiza os arremessos a partir da postura sentada com o uso dos bancos de arremesso.

A técnica de *secured throwing* é utilizada por atletas inaptos a utilizar os membros inferiores para contribuir com a propulsão do arremesso do implemento e que apresentem diferentes graus de comprometimento na função de tronco e membros superiores (IPC, 2016). A Tabela 2.4 detalha as características desses grupos e classes.

Tabela 2.4 - Grupos e classes elegíveis para as provas de campo do atletismo com uso do banco de arremesso.

Grupos de deficiência	Classe	Características básicas
Atletas com paralisia cerebral	F31	Quadriplegia severa, espasticidade ou atetose nos quatro membros e dificuldade de preensão.
	F32	Quadriplegia severa ou moderada, grande dificuldade de equilíbrio e pouco domínio de tronco.
	F33	Quadriplegia moderada ou leve, fraqueza em membros inferiores, melhor coordenação e equilíbrio quando sentado.
	F34	Diplegia com bom controle de tronco, sem alterações em membros superiores.
Atletas com lesão medular, amputações ou outras deficiências que levam ao uso da cadeira de rodas.	F51	Pouca função de membros superiores e sem função de tronco.
	F52	Boa função de ombros (tronco superior), déficit nas funções de mão e dedos.

Continua

Continuação		
	F53	Boa função de membros superiores, exceto na função das mãos e dedos.
	F54	Boa função de membros superiores, mas sem função de tronco.
	F55	Boa função de membros superiores e função parcial ou normal de tronco.
Grupos de deficiência	Classe	Características básicas
	F56	Bom equilíbrio de tronco, função de membros inferiores preservado na altura das coxas.
	F57	Maior funcionalidade em, pelo menos, um dos membros inferiores.
	F58	Amputação unilateral de membro inferior ou deficiência equivalente.

Fonte: Adaptado de WINCKLER (2012).

Os atletas que participam das provas de arremesso de peso sentados incluem, principalmente, àqueles com paralisia cerebral, espinha bífida, amputações, lesões da medula espinhal e outros defeitos congênitos com mobilidade reduzida (TWEEDY e VANLANDEWIJCK, 2011). Diante da diversidade de quadros clínicos supõe-se que há muita diferença na biomecânica do arremesso de um atleta para outro, uma vez que, a fisiologia e mecânica do arremesso estão diretamente relacionadas também com fatores antropométricos dos atletas.

O objetivo do arremesso paradesportivo é projetar um implemento (dardo, disco, club ou peso) o mais distante possível. A combinação de cada prova com os diferentes gêneros, associados a diferentes classes esportivas, impacta em diferentes pesos dos implementos (WINCKLER, 2012). O implemento peso pode variar de 4,0 a 7,26 kg, o disco de 0,750 a 2,0 kg, enquanto o dardo tem massa de 0,400 a 0,800 kg. O club tem uma massa única de 0,397 kg e é utilizado apenas pelas categorias F32 e F51.

Independente da classe funcional do atleta, a técnica de projeção típica desses arremessos exige algumas oscilações preparatórias do tronco e posterior rotação dos membros superiores e do tronco na posição sentada antes da liberação do implemento (O'RIORDAN e FROSSARD, 2006). Esses movimentos exigem, ao mesmo tempo, estabilidade e liberdade de movimento para o atleta. Dessa forma, entende-se que a interação do atleta com o banco de arremesso é fundamental para melhorar sua eficiência e o seu desempenho esportivo (Fig. 2.2).



Figura 2.2 Banco de arremesso em prova de lançamento de peso.

A altura de saída do implemento é considerada um dos principais parâmetros da modalidade de arremesso. Essa altura está relacionada à altura do atleta e qualquer aumento na altura levará a um aumento aproximadamente igual na distância percorrida. No caso dos atletas que competem sentados no banco, a altura regulamentar máxima (750 mm) deverá ser atingida para não comprometer o desempenho.

Outros fatores como velocidade e o ângulo de lançamento são fundamentais na distância final alcançada pelo implemento. De acordo com leis físicas da mecânica clássica a distância horizontal coberta percorrida é proporcional ao quadrado da velocidade de liberação do implemento (BARTLETT, 2004).

Uma postura sentada ideal deverá fornecer ao atleta uma altura e uma amplitude de movimento de tronco que permita atingir uma maior velocidade de saída. Assim, as especificações de projeto das cadeiras devem atender não só as características antropométricas do usuário como também a atividade executada para um desempenho ótimo.

No arremesso com ambulantes é conhecido que o momento é transferido das pernas e tronco para a mão no instante do choque do pé contra o chão, imediatamente antes do lançamento do implemento, e esse posicionamento do corpo é conhecido por maximizar a performance (FLESING et al., 1996).

Baseado nisso, na postura sentada a configuração adotada para o banco terá influência direta em como o momento é transferido do tronco para a mão (TWEEDY et al., 2012).

No arremesso sentado as configurações adotadas no banco tem influência significativa na eficiência do lançamento do implemento. Sua configuração é selecionada de acordo com a natureza da deficiência, o desejo de aperfeiçoar o desempenho, o conforto do atleta, bem como a prevenção de lesões (TWEEDY et al., 2012).

2.6 Especificações do banco de arremesso

O Comitê Paralímpico Internacional de Atletismo estabelece uma política de equipamentos para todas as competições do atletismo com o intuito de promover a evolução dos equipamentos utilizados nas competições oficiais. Entre suas metas estão garantir a segurança dos atletas, a igualdade nas condições de competição e, sobretudo, que a destreza física do atleta predomine em relação à tecnologia (IPC, 2016).

O documento *Athletics Rules and Regulations* 2014-2015 e o mais recente documento de 2016-2017 estabelecem as novas regras para os bancos de arremesso em relação às dimensões, formas e outras características que são descritas a seguir (IPC, 2014; IPC, 2016).

- A altura máxima do assento, incluindo qualquer revestimento, não deve ultrapassar a altura de 75 cm.
- O assento deve ser quadrado ou retangular com dimensão mínima de 30 cm tanto no comprimento, quanto na largura. É permitido que a parte anterior do assento seja elevada em relação à posterior.
- Apoios de braços ou encosto são permitidos com o objetivo de oferecer segurança e estabilidade. O encosto pode ser revestido desde que não exceda 5 cm de espessura.
- O encosto não deve incorporar molas ou articulações móveis, ou qualquer outra característica que favoreça a propulsão do implemento.
- A barra rígida vertical para apoio da mão é permitida desde que seja uma peça única e estreita com seção transversal quadrada ou circular, e também não

deve incorporar molas ou articulações móveis, ou qualquer outra característica que favoreça a propulsão do implemento.

- Os apoios de pés são permitidos se usados para promover estabilidade e suporte, bem como faixas para fixação dos membros inferiores.

Nenhuma parte do banco de arremesso pode se mover durante o arremesso e os materiais utilizados na construção do equipamento devem ser rígidos. Este documento esclarece que a maior parte dos materiais terá algum grau de flexão ou distorção, contudo a flexão das partes do banco de arremesso não deve ser evidente para os avaliadores. Além disso, os arremessos são realizados dentro de uma área delimitada, chamada de círculo de arremesso, de diâmetro entre 2,135 m a 2,5 m, e todas as partes do banco de arremesso, incluindo o apoio de pés e barra de apoio de mão, devem permanecer dentro dessa área (IPC, 2014).

Os requisitos estabelecidos para os bancos de arremesso devem favorecer a postura sentada do atleta de forma que ambas as pernas estejam em contato com o assento desde a parte posterior do joelho até as tuberosidades isquiáticas; e essa posição deve ser mantida durante toda a ação do lançamento até a medição da marca (IPC, 2014).

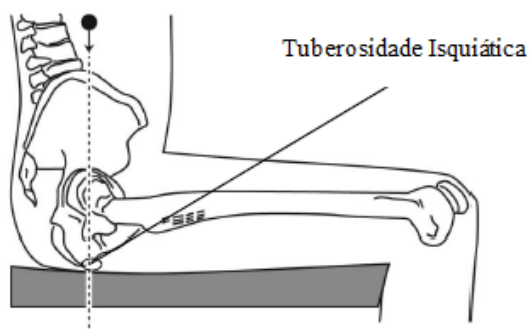


Figura 2.3 - Tuberosidade isquiática. Fonte: (IPC, 2014).

As novas regras estabelecidas para os bancos de arremesso corroboram com a literatura sobre a importância da adequação postural para a manutenção da postura sentada da pessoa com deficiência física. Para um indivíduo com déficit motor assumir e manter a postura sentada, um dos principais fatores é o posicionamento da sua base de suporte.

2.7 Princípios da Adequação Postural

A adequação postural em cadeira de rodas é ramo da tecnologia assistiva que auxilia os indivíduos com deficiência física e requer a utilização de vários equipamentos e diferentes conhecimentos, entre eles os conceitos biomecânicos da postura sentada. Também conhecida por *seating*, pode ser descrita pela utilização de um sistema de assento e encosto em uma base que pode ser móvel ou não (CAVALCANTI, GALVÃO e CAMPOS, 2007).

O uso prolongado de uma CR acarreta consequências nos sistema musculoesquelético podendo desencadear lesões. Quando o equipamento e o indivíduo não estão perfeitamente ajustados e funcionais um ciclo debilitante é iniciado podendo levar a um estilo de vida inativo e aumentar o risco de complicações secundárias (VAN DER WOUDE, DE GROOT e JANSSEN, 2006).

Assim, o objetivo da adequação postural é fornecer suporte na postura sentada para maximizar a função do usuário, aliviar pressão e prevenir contraturas e deformidades (KIM e MULHOLLAND, 1999). Além disso, uma postura sentada para indivíduos com pobre controle postural não apenas melhora a função por meio da segurança e conforto, mas também contribui para a gestão da postura, evitando agravamentos ou prevenindo déficits (WALLIS, 1995).

Para a manutenção de uma postura sentada, forças musculares atuam no corpo para contrabalancear a gravidade e manter tronco e cabeça eretos. Considera-se que esse sistema estático está em equilíbrio, ou seja, um estado onde não ocorre aceleração porque outras forças opostas neutralizam as forças que fazem uma pessoa iniciar um movimento (HAMIL e KNUTZEN, 2008).

Na manutenção da postura sentada dois fatores são os principais responsáveis pelo posicionamento correto ou incorreto do tronco: a musculatura e a pelve. Se a pelve é mantida firme e de forma ereta, diminui a tendência de a coluna desabar, exigindo pequenas forças musculares para manter a postura alinhada (ENGSTRÖM, 1993).

Considerando que a pelve proporciona uma base para suportar o peso de todo o corpo na posição sentada, sua estabilidade favorece o controle de tronco e o melhor desempenho dos membros superiores, devendo estar centralizada e nivelada, evitando rotações laterais ou inclinações. Por meio de uma base de suporte estável e alinhamento da postura o corpo ganha maior liberdade e prontidão para os

movimentos, aumentando o campo visual e otimizando a função dos braços e das mãos (BOLIN; BODIN; KREUTER, 2000; ZOLLARS, 1996).

Além disso, deve-se considerar também o conforto, o alinhamento postural e a estabilidade como condições estratégicas para a obtenção de uma postura sentada adequada, visando fornecer função ao usuário. O conforto do usuário é o que determina se o sistema de adequação postural é eficaz. O desconforto e a dor podem gerar um aumento do tônus, movimentação anormal, aumento da assimetria e da fadiga, diminuição da atenção e concentração (COOK, 2002 *apud* CAVALCANTI, GALVÃO e CAMPOS, 2007).

Para ajustar a postura sentada em uma cadeira de rodas é comum a prescrição de adequações baseando-se nas habilidades de sentar do sujeito, em suas medidas antropométricas, na distribuição de peso e na simetria. Essas adequações buscam um quadril estável e alinhado para conseguir apoio para o tronco e posteriormente um suporte para os pés (WALLIS, 1995; ANTONELI, 2003; DUDGEON e DEITZ, 2008).

A posição do pé na cadeira de rodas é, certamente, um aspecto que deve ser considerado na prescrição e adequação de uma cadeira de rodas. Este aspecto contribui para a estabilidade, por influenciar a estabilidade da pélvis e, conseqüentemente, na estabilidade do tronco do usuário (JAN, JONES, et al., 2010).

Os objetivos da adequação em uma cadeira esportiva vão além do ajuste da postura e do alívio da pressão e podem variar amplamente entre as diferentes modalidades. Os equipamentos devem ser personalizados para que se ajustem ao máximo ao atleta, como uma extensão do seu corpo (LAFERRIER, RICE, et al., 2012)

Assim, adequação postural em uma cadeira de rodas esportivas tem três metas básicas: promover uma base de suporte para propulsão e controle firme, confortável e eficiente; maximizar o equilíbrio do usuário e evitar o desenvolvimento de lesões nos tecidos moles como lesões por pressão. O risco destas lesões é minimizado aumentando a superfície de contato do assento com o corpo, com o uso de revestimento firme e, ainda, por meio do uso de assentos moldados como um assento ortopédico personalizado (COOPER e DE LUIGI, 2014).

Atualmente, não existem orientações definitivas em relação às configurações ideais dos diversos parâmetros que podem ser ajustados em uma CR, entre eles estão a posição do eixo, ângulo do assento, encosto, fixação dos cintos, peso das rodas e aros, altura do apoio de pés e tipo da almofada. Os ajustes são baseados

em tentativas e erros, preferências pessoais e regulamentos da modalidade (GOOSEY-TOLFREY, 2010).

A modalidade esportiva também influencia nas características do equipamento. O basquete em CR requer agilidade, velocidade e estabilidade do atleta, para isso a CR deve ter uma menor resistência ao rolamento e melhor resposta ao giro. Enquanto no Rugby em CR, além da rápida resposta em aceleração, giro e frenagem a CR deve ser bastante estável, pois seus atletas apresentam comprometimento motor dos quatro membros (LAFERRIER, RICE, *et al.*, 2012).

Para estes atletas, o ângulo do assento pode ter uma inclinação para trás auxiliando na estabilidade pélvica. Cintos pélvicos ou de tronco também são uma opção para manter o atleta firme em seu lugar. Enquanto no Tenis em CR o objetivo principal da adequação postural é permitir um amplo movimento de tronco em todas as direções para melhorar o alcance e rebater a bola (LAFERRIER *et al.*, 2012; COOPER e DE LUIGI, 2014).

O material usado na construção das CR também influencia na performance do atleta. Em uma revisão sobre a evolução das cadeiras de rodas utilizadas em diferentes modalidades paralímpicas, Cooper e De Luigi (2014), apontam que atualmente os materiais utilizados na estrutura das cadeiras, como alumínio e titânio, fazem delas leves e resistentes. Além disso, os designs dos equipamentos favorecem o transporte dos mesmos e evitam sobrecarga nos membros superiores do atleta.

Características corporais individuais e habilidades físicas são importantes na construção ou aquisição de um equipamento esportivo para obter uma vantagem mecânica e na conservação de energia. Quando o equipamento não se adequa ao atleta pode ocorrer um pobre desempenho e uma predisposição para acidentes e lesões (LAFERRIER *et al.*, 2012; COOPER, FITZGERALD, *et al.*, 2001; KOONTZ, ROCHE, *et al.*, 2009).

A interação entre a tecnologia e o sistema humano é complexa e requer pesquisas detalhadas combinando a perspectiva ergonômica e de reabilitação. Pesquisas que avaliem os efeitos das mudanças das configurações das CR permitirão uma melhor compreensão de como personalizar os equipamentos, trazendo benefícios em termos de desempenho e prevenção de lesões (GOOSEY-TOLFREY, 2010) (VAN DER WOUDE, DE GROOT e JANSSEN, 2006).

2.7.1 Sistemas de mapeamento de pressão

Sistemas de mapeamento de pressão são aliados nas avaliações da postura e na prescrição de equipamentos cadeiras de rodas e assentos especiais. De acordo com Rizo (2003), o uso de um sistema de mapeamento de pressão traz benefícios clínicos, para avaliar a superfície de assento mais adequada, e no desenvolvimento de assentos mais eficientes ou no aprimoramento de novas cadeiras de rodas.

A precisão destes sistemas permite registrar a eficiência de modificações na cadeira de rodas, como a alteração do ângulo do assento-encosto, além de identificar regiões anatômicas acometidas por altas cargas potencialmente sujeitas a dano tecidual e que requerem redistribuição da pressão por meio da adequação postural, prevenindo assim complicações como as lesões por pressão (HANSON, THOMPSON, et al., 2012).

Na postura sentada altos níveis de pressão nas interfaces dos tecidos com as superfícies de suporte podem ocasionar danos graves à pele e aos tecidos subjacentes, acarretando perda funcional, de qualidade de vida, além de complicações graves, que podem, inclusive, levar o indivíduo à morte (MAK, ZHANG e TAM, 2010).

A manutenção de uma postura sentada prolongada pode restringir o fluxo de sangue para os tecidos desta região, sendo que pressões na interface tecidual acima da pressão hidrostática capilar de 32 mmHg podem acarretar uma isquemia na região com progressão para inflamação, anóxia e necrose tecidual (VOS, CONGLETON, et al., 2006).

Assim, entende-se que o mapeamento da distribuição da pressão no assento é uma ferramenta que pode ser utilizada para compreender as relações entre os diferentes aspectos do usuário e sua cadeira de rodas (MASON, VAN DER WOUDE e GOOSEY-TOLFREY, 2013).

2.8 Configurações Atuais dos Bancos de Arremesso

Os bancos de arremesso atualmente utilizados nas competições nacionais e internacionais são bastante simples, e muitas vezes compartilhados entre vários atletas. Frossard, O’Riordan e Goodman (2005), apontam que a maioria dos bancos de arremesso apresenta uma configuração com quatro pernas, apoio de pés e sistema de faixas para prender o atleta ao banco e o banco ao chão. A Figura 2.4

apresenta alguns dos bancos de arremesso utilizados nos Jogos Paralímpicos de Londres em 2012.



Figura 2.4 - Bancos de arremesso utilizados por atletas paralímpicos do arremesso de peso nos Jogos Paralímpicos de Londres. Disponível em: <http://olimpiadas.uol.com.br/album/2012/09/08/jogos-paraolimpicos-de-londres---10-dia.htm#fotoNav=9>. Acesso em: 02/12/2014.

Nos últimos Jogos Paralímpicos, realizados no Rio de Janeiro em 2016, os bancos de arremesso apresentaram algumas alterações, principalmente pelas novas regras estabelecidas em 2014/2015 pelo IPC, as quais estabelecem que o atleta permaneça sentado de forma que ambas as pernas estejam em contato com o assento e essa posição deve ser mantida durante toda a ação do lançamento até a medição da marca. A Figura 2.5 mostra um atleta brasileiro e seu banco de arremesso no final do arremesso de peso categoria F57.



Figura 2.5 – Banco de arremesso do atleta Thiago Paulino Santos na final do arremesso de peso categoria F57. Fonte: <https://www.youtube.com/watch?v=y0NrCjq4I6Q>

Observa-se que o banco do atleta apresenta uma configuração simples, com assento estofado, cintas de fixação e sem poio de pés. Atletas da categoria F57 apresentam uma maior funcionalidade em, pelo menos, um dos membros inferiores e controle de tronco suficiente para manterem-se na postura sentada sem apoio. A Figura 2.6 a seguir, mostra uma configuração diferente para o apoio de pés que respeita a diferença de comprimento dos membros inferiores do atleta.



Figura 2.6 – Apoio de pés com diferentes alturas. Fonte: <https://www.youtube.com/watch?v=y0NrCjq4I6Q>

Na Figura 2.7, observa-se um atleta que no momento do arremesso os pés perdem totalmente o contato com a barra que os sustentava. Um banco de arremesso com apoio adequado aos pés poderia influenciar positivamente na estabilidade deste atleta.



Figura 2.7 – Atleta durante o arremesso perde o contato dos pés com o suporte. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=y0NrCjq4I6Q>

Uma configuração diferente de encosto pode ser vista na Fig. 2.8. O encosto reclinado fornece ao atleta um apoio no momento da extensão do tronco, auxiliando no retorno do tronco e finalizando a propulsão do implemento.



Figura 2.8 – Banco de arremesso com encosto reclinado. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=y0NrCjq4I6Q>

Por fim, um atleta na final do arremesso de peso categoria F54/55, utiliza um banco de arremesso com apoio de mão. Nestas categorias os atletas tem boa função de membros superiores e o tronco pode ter função parcial ou não ter função. O apoio de mão é composto por uma barra vertical apoiada por outra barra na diagonal posicionado lateralmente ao atleta (Fig. 2.9).



Figura 2.9 – Atleta na final de arremesso de peso categoria F54/55
<https://www.youtube.com/watch?v=-SSnL-Fz6C0&t=3119s>

O cenário nacional assemelha-se ao visto nos últimos jogos paralímpicos. O Circuito Brasil Caixa Loterias – Fase Regional Centro-Leste de Atletismo, competição oficial do Comitê Paralímpico Brasileiro, tem por característica a busca de novos talentos e a competição em altíssimo rendimento. Os melhores atletas garantem vaga nas etapas nacionais do Circuito Caixa Loterias, onde competirão com os atletas paralímpicos melhor ranqueados do país. Nas edições de 2014 e 2015, ocorridas no Sesi/Uberlândia, participaram atletas de Minas Gerais, Mato Grosso, Mato Grosso do Sul, Espírito Santo, Goiás, Acre, Rondônia e Distrito Federal.

Durante o período dos jogos foi realizado um levantamento dos bancos de arremesso utilizados por diversos atletas. Nessas duas edições da competição já estavam vigentes as Regras Oficiais 2014-2015 que estabeleciam a obrigatoriedade da posição denominada *true seated* (totalmente sentado), a intenção desta regra é de minimizar a utilização das pernas no desempenho do atleta (Fig. 2.10).



Figura 2.10 - Atleta paralímpica da modalidade de arremesso de peso no Circuito Brasil Caixa Loterias – Fase Regional Centro-Leste de Atletismo/2015.

O banco mostrado na Fig. 2.10 pertence à equipe do SESI Uberlândia e foi compartilhado por 3 atletas em uma mesma prova. Para a atleta da Fig. 2.10, observa-se um banco com profundidade e largura excessiva e altura do apoio de pés insuficiente, cabendo apenas às faixas de fixação de quadril e tornozelos promover a estabilidade da postura sentada.

Os registros dos equipamentos do Circuito Caixa Loterias de 2014 apontam para equipamentos de configuração simples, sem regulagens e de materiais variados como ferro, alumínio e até mesmo adaptados com tubos de PVC. Outra característica comum foi a adaptação de assentos de cadeiras convencionais nos bancos de arremesso (Fig. 2.11).



Figura 2.11 - Bancos de arremesso utilizados no Circuito Brasil Caixa Loterias – Fase Regional Centro-Leste de Atletismo 2014.

Em 2015, observou-se uma discreta evolução nos equipamentos quanto aos materiais utilizados e a presença de pequenas regulagens como a altura do apoio de pés (Fig. 2.12).



Figura 2.12 - (A) Vista posterior de um banco de arremesso com regulagem do apoio de pés. (B) Banco de arremesso adequado ao atleta.

A Figura 2.12 (A) mostra um banco de arremesso em estrutura modular de ferro, com assento quadrado, barra de apoio de mão lateral à esquerda e apoio de pés com 4 regulagens de altura “tipo escada”. Na Figura 2.12 (B) observa-se o

posicionamento da atleta no equipamento com profundidade do assento, altura e alinhamento do apoio de pés adequado às medidas antropométricas da atleta.

Atualmente, a construção de equipamentos individuais é baseada em abordagens empíricas, bem como no acesso aos recursos locais. O olhar clínico do técnico é fundamental, pois combina intuição e experiência. Contudo a adoção de novas tecnologias pode promover um olhar instrumentalizado, onde as decisões do treino serão baseadas em informações não subjetivas, assim a busca por mais suporte biomecânico para o *design* desses equipamentos é eminente (CURRAN e FROSSARD, 2012).

Para Laferrier et. al. (2012), a tecnologia empregada nos bancos de arremesso não mudou muito desde os anos 90. Para orientar as modificações no banco e aprimorar a técnica são necessárias análises biomecânicas individuais. Além disso, os conhecimentos da adequação postural podem contribuir neste percurso, como promover estabilidade para a pélvis e membros inferiores e oferecer um encosto que dê suporte sem limitar os movimentos de tronco e membros superiores.

2.9 Bancos de arremesso e performance

Para aperfeiçoar a concepção do banco de arremesso e estabelecer princípios para o seu *design* é necessário aprimorar o entendimento em relação à performance dos atletas de arremesso. A performance é função da interação entre as técnicas de arremesso, as características do atleta e das características do banco de arremesso, determinadas pelas regras, sensações do atleta e recursos locais. Alterações em qualquer um desses itens exercem impacto sobre o outro (FROSSARD, O'RIORDAN e GOODMAN, 2010).

Contudo, a relação entre o banco de arremesso e a performance do atleta recebe pouca atenção científica, sendo as poucas contribuições vindas de alguns técnicos e atletas (FROSSARD, O'RIORDAN e GOODMAN, 2010).

Em um estudo com atletas de elite australianos Frossard, O'Riordan e Goodman (2005) não encontraram uma correlação entre diferentes posicionamentos do corpo do atleta, como posição dos pés, e a performance. Contudo, os resultados sugerem que o posicionamento dos pés relaciona-se com o nível funcional e as habilidades de cada atleta. Os autores reforçam a necessidade de testes em condições experimentais para encontrar o melhor posicionamento do atleta.

Os mesmos autores, em outro estudo, relataram que atletas com menores resultados funcionais necessitam de maior suporte do banco de arremesso. Além disso, os resultados indicaram que uma abordagem individual baseada em análises dinâmicas, cinemáticas, cinéticas pode ser produtiva para a construção de um banco de arremesso (FROSSARD, O'RIORDAN e GOODMAN, 2010).

Tweedy *et. al.* (2012) projetaram um equipamento ajustável para estabelecer duas configurações padronizadas de banco de arremesso, com e sem a barra para apoio da mão. O objetivo foi investigar o impacto de diferentes déficits musculares na performance do atleta. A velocidade da mão durante o lançamento foi analisada para determinar se a utilização do apoio de mão facilitou o desempenho do arremesso sentado. A Figura 2.13 apresenta o desenho esquemático do equipamento.

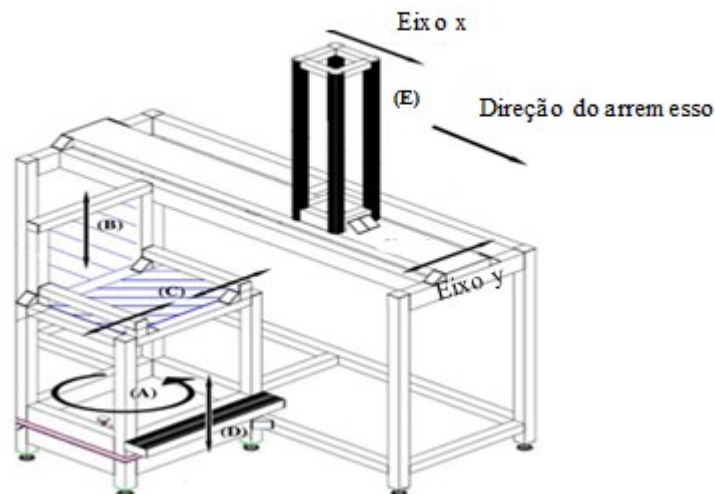


Figura 2.13 - Estrutura de arremesso ajustável (TWEEDY et al., 2012).

A estrutura proposta por esses autores apresentou cinco ajustes, (A) rotação do banco de 0° a 90°, (B) apoio de tronco removível e ajustável em altura, (C) painéis laterais para prevenir movimentos laterais dos quadris, (D) apoio de pés com ajuste de altura e (E) apoio de mão regulável nos eixos x e y.

Segundo os autores os resultados não foram suficientes para indicar se o uso da barra para apoio da mão melhorou o desempenho, e sugerem estudos com atletas com deficiência arremessando de uma posição padronizada e uma posição auto

ajustada, a fim de fornecer uma indicação de melhora do desempenho na posição auto ajustada (TWEEDY et al., 2012).

Ao avaliar a correlação entre performance e o banco de arremesso muitos estudos se debruçam sobre metodologias qualitativas e de simples observação que podem ser úteis, mas muito superficiais. Curran e Frossard (2012) sugerem que as análises complementares podem ser realizadas em laboratórios de análise de movimento equipados com sistemas de análise 3D e outros equipamentos que forneçam informações precisas e uma descrição abrangente do desempenho do atleta.

Um dos instrumentos utilizados em larga escala para a avaliação biomecânica, tanto no esporte adaptado quanto em programas de reabilitação, é o sistema de avaliação cinemático tridimensional (3D). Basicamente esse sistema registra imagens do movimento por meio de câmeras e transfere essas informações para um ambiente computacional, realizando o processamento da imagem digital.

Os estudos de Chow, Kuenster e Lim (2003) buscaram identificar quais características cinemáticas estavam estreitamente relacionadas com a classificação funcional dos atletas usuários de cadeiras de rodas e a distância medida no lançamento de dardos. Assim como Chow e Mindock (1999), os autores concluíram que o movimento da cintura escapular durante o balanço para frente é um importante determinante da classificação funcional e da distância atingida pelo implemento.

Além disso, variáveis como a altura da projeção do implemento, a velocidade angular do braço, entre outras variáveis cinemáticas estão correlacionada com a classificação e a distância atingida pelo implemento (CHOW, CHAE e CRAWFORD, 2000).

Assim, supõe-se que esses aspectos podem ser importantes identificadores da performance dos atletas. Contudo, os atuais sistemas de análise do movimento requerem a colocação de marcadores no corpo do indivíduo e ambientes laboratoriais controlados dificultando o uso durante um treino ou uma competição em um campo de atletismo.

Em outra pesquisa bastante extensa, pesquisadores fizeram a gravação sistemática dos atletas de arremessos e lançamentos durante as Paralimpíadas de 2000 em Sydney, Austrália. Para os autores o registro em vídeo é o elemento central das análises biomecânicas, incluindo a análise da amplitude de movimento, do movimento linear e angular de cada segmento do corpo do atleta, bem como a

energia mecânica dispendida. Esses dados podem ser usados para melhorar a compreensão do desempenho dos atletas e treinadores, do estudo da melhor técnica e para aprimorar o *design* dos bancos de arremesso (FROSSARD, STOLP e ANDREWS, 2004).

2.10 Desenvolvimento de Bancos de Arremesso Personalizados e/ou Ajustáveis

A crescente oportunidade da participação em competições esportivas adaptadas levou a um desenvolvimento de novos *designs* de cadeiras de rodas a partir de um trabalho em conjunto com atletas, engenheiros, *designers* e fabricantes. Atualmente cada equipamento é adaptado para cada esporte específico, o que resulta em um aperfeiçoamento dramático na performance esportiva (COOPER e DE LUIGI, 2014).

Ao contrário do desenvolvimento tecnológico voltado para as cadeiras de rodas esportivas, os bancos de arremesso recebem pouca atenção. A revisão de literatura aponta um número reduzido de pesquisas onde se buscou o desenvolvimento de um equipamento que permitisse a melhora da performance do atleta da modalidade de arremesso de peso.

Grande parte dos conceitos utilizados no desenvolvimento das cadeiras de rodas esportivas pode ser transferida para o banco de arremesso, uma vez que se trata de uma modalidade que também é realizada a partir da postura sentada em um conjunto de assento e encosto.

As variações nas técnicas de arremesso para atletas usuários de cadeiras de rodas são provavelmente atribuídas às diferentes deficiências, *design* do banco de arremesso e a posição sentada. Assim, o *design* do banco de arremesso pode ser explorado permitindo uma postura sentada que favoreça um ótimo controle dos movimentos do tronco (CHOW, KUENSTER e LIM, 2003).

Além disso, a customização dos bancos de arremesso é imprescindível para alguns atletas devido à propensão ao desenvolvimento de lesões por pressão devido ao tempo gasto nos treinamentos (CURRAN e FROSSARD, 2012).

Atualmente os bancos de arremesso têm algumas regras de padronização e uma grande variação entre os equipamentos utilizados, e poucos fornecem os tipos

de suporte posturais encontrados frequentemente nos dispositivos de adequação postural e mobilidade (GRINDLE et al., 2012).

Levando isso em consideração, Grindle *et.al.* (2012), projetaram e construíram um banco de arremesso, o *Highly Adjustable Throwing Chair* (HATC), que permite diferentes ajustes visando acomodar uma ampla variação de habilidades funcionais e estilos de arremesso, além de proporcionar o rápido ajuste e sem a necessidade de faixas de fixação do atleta no banco. Esse equipamento ajusta tanto a altura quanto a profundidade do assento por meio das regulagens do encosto, também tem ajustes independentes dos apoios de pés e bloqueadores de joelhos. Toda essa estrutura está apoiada em uma coluna de altura regulável (Fig. 2.14).

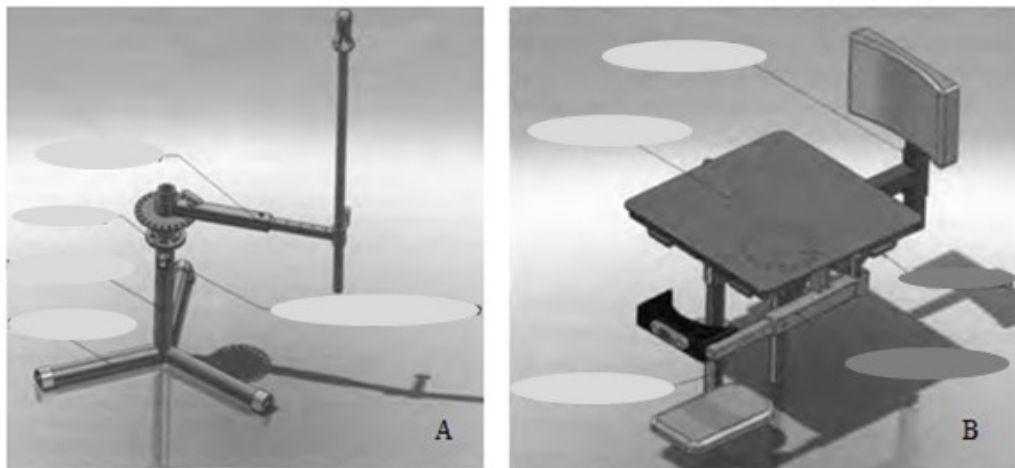


Figura 2.14 - Modelo sólido da base (A) e superfície (B) do *Highly Adjustable Throwing Chair* - HATC (GRINDLE et al., 2012).

Por meio de um questionário aplicado aos 18 atletas que usaram esse equipamento, nove participantes relataram melhor amplitude de movimento de movimento de tronco superior e seis participantes apontaram a barra de apoio e o apoio de tronco como melhores partes do equipamento. Contudo, essa pesquisa não realizou testes quantitativos para averiguar a eficiência do equipamento na performance do grupo (GRINDLE et al., 2012).

Outro protótipo de banco de arremesso, também com o objetivo de acomodar uma ampla gama de atletas de diferentes classificações funcionais foi apresentado por Chung e colaboradores (2010). Esse protótipo apresentou como principal objetivo um *design* seguro e de rápido ajuste (CHUNG, LIN, *et al.*, 2010).

O banco de arremesso foi projetado utilizando o software *Solidworks Premium 2009* e prototipado em uma escala de 1:10 (Fig. 2.15). A estrutura do equipamento consiste em uma base telescópica com um conjunto assento e encosto onde foram acrescentados os implementos ajustáveis como barra de apoio, apoio de pés, suportes laterais, bloqueadores de joelho, entre outros (CHUNG, LIN, *et al.*, 2010).



Figura 2.15 - Protótipo e projeto do *Uniform Throwing Chair* (CHUNG *et al.*, 2010).

Ambos os bancos de arremesso personalizáveis encontrados na literatura abrangeram o projeto, prototipagem em laboratório e a usinagem de materiais como plástico, ferro e alumínio (CHUNG *et al.*, 2010; GRINDLE *et al.*, 2012).

O processo de construção de projetos por CAD (*Computer-Aided Design*) tem beneficiado o desenvolvimento das cadeiras esportivas de forma importante. A qualidade desses equipamentos vem melhorando, pois essa técnica permite definir sistematicamente componentes e subsistemas de tolerâncias, oferecendo simulações para otimização da força e da rigidez. Uma das maiores contribuições da técnica é possibilitar o desenho de um projeto básico de uma cadeira para ser escalonado e personalizado para um atleta em especial (COOPER e DE LUIGI, 2014). Os modelos geométricos vêm sendo utilizados juntamente com o Método de Elementos Finitos para projetar e otimizar cadeiras de rodas (COTA, BALDO, *et al.*, 2006)

Recentemente, o Instituto Nacional de Tecnologia (INT) desenvolveu um banco de arremesso para uma atleta brasileira que foi utilizado nos últimos Jogos Paralímpicos, realizados no Rio de Janeiro em setembro de 2016. O equipamento foi

desenvolvido em colaboração com pesquisadores da Universidade Estadual do Rio de Janeiro, treinadores e atletas paralímpicos (INOVATIVA, 2016).

O desenvolvimento do novo projeto contou com a coleta de dados por meio de escaneamento a laser de todo o corpo da atleta, uso de sensores para captura de movimento, análises biomecânicas e medições de pressão durante o arremesso. Em seguida, modelos funcionais e em escala reduzida foram produzidos em impressoras 3D. O banco de arremesso, apresentado na Fig. 2.16, foi desenvolvido sob medida e baseado na geometria das treliças, sendo mais leve que o anteriormente utilizado e mais rígido para apoiar os movimentos da atleta (INOVATIVA, 2016).



Figura 2.16 - Banco de arremesso do INT (INOVATIVA, 2016).

Segundo a equipe que desenvolveu o projeto, o objetivo do novo banco é minimizar as perdas de energia ou de amplitude de movimento que possam interferir na performance máxima da atleta, uma vez que qualquer perda mínima pode significar centímetros a menos no resultado final (INOVATIVA, 2016). A Figura 2.17, mostra a atleta paralímpica em avaliação durante um arremesso.



Figura 2.17 - Atleta em avaliação no banco de arremesso do INT (INOVATIVA, 2016).

O apoio de pé sofreu modificações visando dar segurança e potência ao arremesso da atleta. Além disso, foram considerados parâmetros como a geometria da estrutura, o material e sistemas de fixação do atleta ao assento, estabilização do equipamento no solo, facilidade de deslocamento e transporte (INOVATIVA, 2016).

Outras configurações de bancos de arremesso foram encontradas durante essa pesquisa, sendo que muitos desses equipamentos são divulgados e comercializados por meio da internet. A *England Athletics*, em parceria com pesquisadores e outras organizações, desenvolve e comercializa na Inglaterra o *Protean Seated Throws Frames* (Fig. 2.18).

Entre as opções de configuração estão a rotação do assento, o encosto removível e ajustável, os apoios de pés ajustáveis, as rodas para transporte e o apoio de mão ajustável. De acordo com o fabricante este equipamento é capaz de se adaptar a diferentes usuários e por ser compacto é facilmente transportado. A altura do equipamento é de 75 cm, com um assento de 45cm x 45cm e 32 kg de massa total. O preço de venda deste equipamento é de £ 1026,00 de acordo com o material de divulgação do produto no ano de 2016.



Figura 2.18 - *Protean Seated Throws Frames*. Disponível em: <http://www.englandathletics.org/disability-athletics/equipment-and-funding/protean-seated-throws-frame>.

O *Throwster*, desenvolvido pela *Gloucestershire REMAP*, contém ajustes para acomodar os membros inferiores e superiores. O fabricante aponta que o equipamento é leve e estável, fabricado em alumínio com massa total de 16 kg (Fig. 2.19).

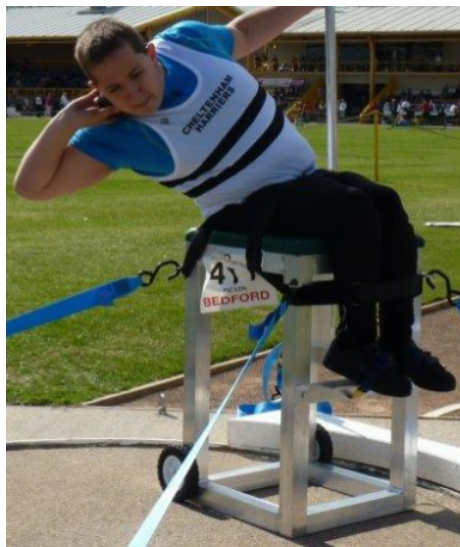


Figura 2.19 - *Throwster*. Disponível em: http://www.englandathletics.org/library-media/documents/Throwster_Flyer.pdf

Apesar de leve e de fácil transporte, o equipamento apresenta uma configuração simples que oferece pouco suporte ao usuário. Esse equipamento é comercializado exclusivamente no Reino Unido e segundo o site divulga, em 2016, custa £ 585,00.

A empresa americana *PER4MAX Medical* comercializa o banco de arremesso *Catapult*, com ajustes de apoio de pés, apoio de mão e encosto (Fig. 2.20).



Figura 2.20 - *PER4MAX Catapult*. Disponível em: <http://per4max.com/sport-chairs/catapult/>

O sistema de cintas deste equipamento apresenta fixação em âncoras, facilitando a colocação e o ajuste que favorecem a estabilidade do atleta ao banco. A Figura 2.21 apresenta em detalhe a fixação em ancora das cintas.



Figura 2.21 - Sistema de fixação em âncoras das cintas do *PER4MAX Catapult*. Disponível em: <http://per4max.com/sport-chairs/catapult/>

De acordo com o fabricante, o *Catapult* é feito em liga de alumínio 6061-T6 o que garante leveza e resistência ao equipamento. A Figura 2.22 mostra seus

elementos ajustáveis: largura do assento (1); profundidade do assento (2); altura do assento (3); altura do encosto (4); comprimento das pernas (5); localização da cinta de fixação (6).

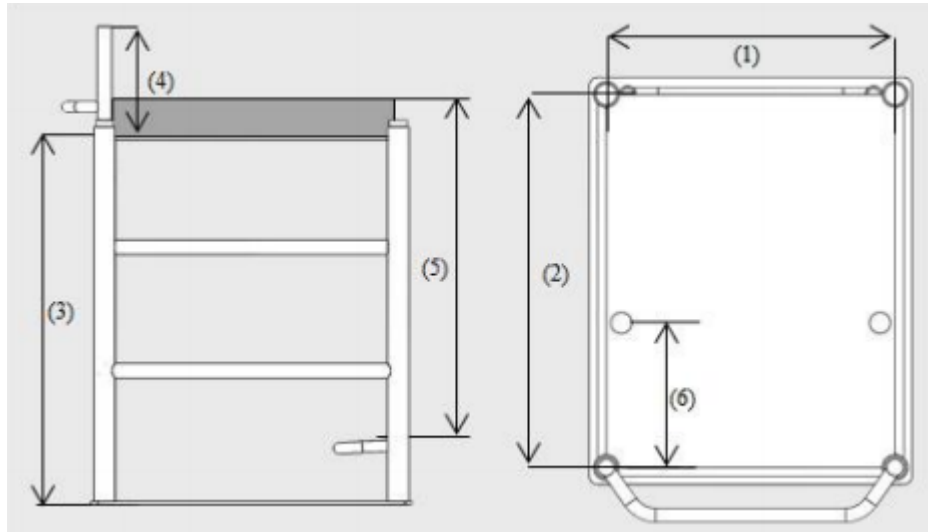


Figura 2.22 - Elementos ajustáveis do *PER4MAX Catapult*. Disponível em: <http://per4max.com/sport-chairs/catapult/>

A maior parte dos bancos de arremesso descritos nesta sessão apresentam ajustes comuns, como a largura do assento e a altura do apoio de pés. Preocupam-se ainda com o massa total, a facilidade de transporte e a rigidez do equipamento. Contudo, o desenvolvimento de bancos de arremesso personalizados e/ou ajustáveis concentra-se em poucos centros de pesquisa ou são comercializados a preços elevados, inviabilizando o uso para a maioria dos atletas nacionais.

Assim, a pesquisa para o desenvolvimento de bancos de arremesso é um campo promissor e seu foco deve estar voltado para equipamentos de baixo custo, fácil transporte e que se adequem ao atleta como uma extensão de seu corpo.

CAPÍTULO III

PROJETO DO THFRAME

Este capítulo apresenta as fases de desenvolvimento do THFRAME desde seu projeto estrutural, passando pela metodologia e os resultados da modelagem de elementos finitos.

A primeira versão do THFRAME foi desenvolvida seguindo as regras definidas pelo Comitê Paralímpico Internacional relativo às dimensões e materiais permitidos para bancos de arremesso, de conceitos baseados na adequação postural e também de diferentes ajustes que podem ser feitos cadeiras de rodas convencionais e esportivas visando à otimização da postura sentada. A estrutura do equipamento foi projetada em um programa de CAD e analisada utilizando modelagem por elementos finitos.

3.1 Projeto estrutural

Para o projeto estrutural utilizou-se o Solidworks®, que é um programa de modelagem integrado ao sistema operacional Windows®, capaz de criar formas tridimensionais a partir de formas geométricas elementares.

A estrutura do THFRAME foi projetada com perfis triangulares de diferentes dimensões. Esses perfis triangulares são utilizados por algumas empresas nacionais na construção de cadeiras de rodas esportivas e apresentam vantagens por serem mais leves e resistentes em relação a perfis comerciais comuns (DONEGÁ, 2015).

Outros elementos estruturais também foram utilizados no projeto, como tubos redondos e chapas. Foram utilizados acessórios disponíveis no mercado nacional. Entre eles estão um atuador linear, parafusos, porcas e arruelas. Para o revestimento do encosto e assento utilizou-se espuma de poliuretano de alta densidade e tecido antiderrapante.

A geometria inicial foi criada a partir de peças individuais, elementos estruturais e acessórios. Após a montagem, possíveis interferências entre as regulagens propostas foram identificadas e as alterações necessárias foram realizadas. Assim, o dimensionamento de cada peça do THFRAME foi definido, bem como os processos de fabricação que seriam utilizados na construção do protótipo inicial, como solda, parafuso, encaixes, conexões e uniões aparafusadas.

Baseando-se em regras estabelecidas pelo Comitê Paralímpico Internacional, (*Athletics Rules and Regulations 2014-2015*) e em estudos realizados sobre a adequação postural foram estabelecidas as dimensões e regulagens para o primeiro protótipo do THFRAME. O objetivo foi desenvolver diferentes regulagens considerando variações antropométricas. A Tabela 3.1 apresenta uma projeção dos elementos ajustáveis do projeto e dimensões pré-estabelecidas.

Tabela 3.3 - Elementos ajustáveis do THFRAME, medidas mínima, máxima e variação.

Item	Elementos	Medida min	Medida máx.	Variação
A	Largura do assento	500 mm	500 mm	----
B	Profundidade do assento	300 mm	500 mm	200 mm
C	Altura do assento ao chão	500 mm	750 mm	250 mm
D	Elevação anterior do assento	700 mm	750 mm	50 mm
E	Altura do assento ao apoio dos pés	300 mm	600 mm	300 mm
F	Altura do Encosto	0 mm	300 mm	300 mm
J	Ângulo entre assento e apoio de pé	0°	± 45°	90°

O material selecionado para a fabricação do THFRAME foi uma liga de alumínio 6061-T6. Conhecido como alumínio aeronáutico, essa liga é amplamente utilizada na fabricação de cadeiras de rodas esportivas e cadeiras de rodas de uso diário por proporcionar equipamentos de massa reduzida quando comparado às cadeiras de aço. O custo das ligas de alumínio também é um atrativo quando comparado às ligas de carbono, utilizadas em cadeiras de rodas encontradas no mercado atual.

O alumínio é um metal não ferroso, leve, podendo ser unido por solda ou união parafusada. A liga 6061 é uma liga de menor custo sendo versátil com boas propriedades mecânicas e alta resistência à corrosão. A liga de alumínio 6061 é utilizada em cadeiras de rodas devido a sua disponibilidade, aparência, resistência à corrosão, boa resistência mecânica e leveza (COOPER, 1991).

Cardoso (2015) desenvolveu um ergômetro ajustável para cadeirantes e utilizou o método de elementos finitos para avaliar a resistência estrutural utilizando as ligas de alumínio 7075 T-651 e a 6061 T-6F. Notou-se que os resultados foram semelhantes para ambas as ligas disponíveis. O autor concluiu que ambos os materiais são apropriados à construção da estrutura do ergômetro, pois a capacidade de proporcionar rigidez estrutural das duas ligas é bastante similar. Contudo, a liga de alumínio aeronáutico 6061 T-6F destaca-se pela viabilidade econômica e pela praticidade de conformação e usinagem.

O THFRAME, desenvolvido em ambiente CAD, consiste de uma estrutura metálica que suporta um assento equipado com um sistema de mapeamento de pressão que auxilia na descrição do alinhamento da postura sentada do atleta (Fig. 3.1).

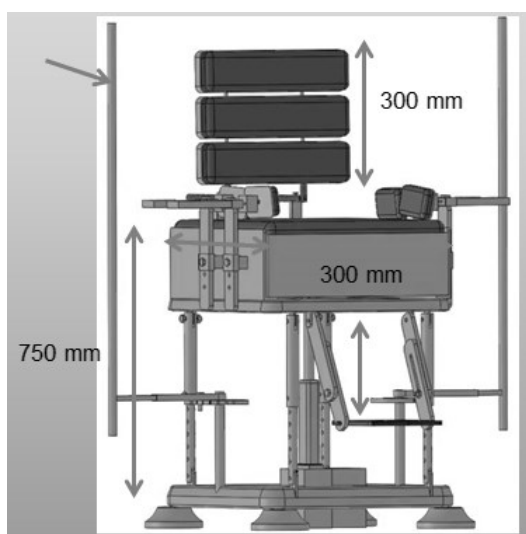


Figura 3.2 – Estrutura do THFRAME.

As Figuras 3.2 e 3.3 apresentam um desenho esquemático do protótipo do THFRAME mostrando todas as peças do equipamento.

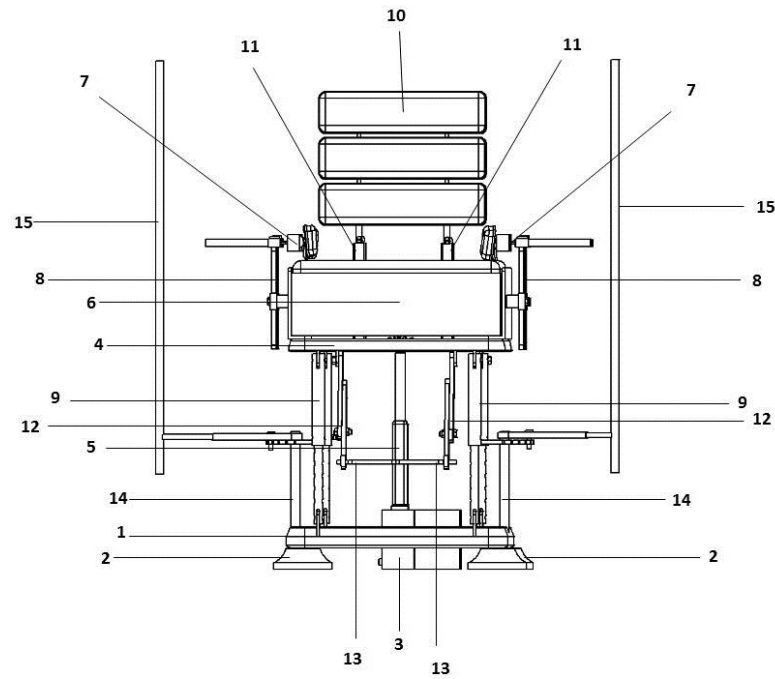


Figura 3.3 – Desenho esquemático do THFRAME, vista de frente.

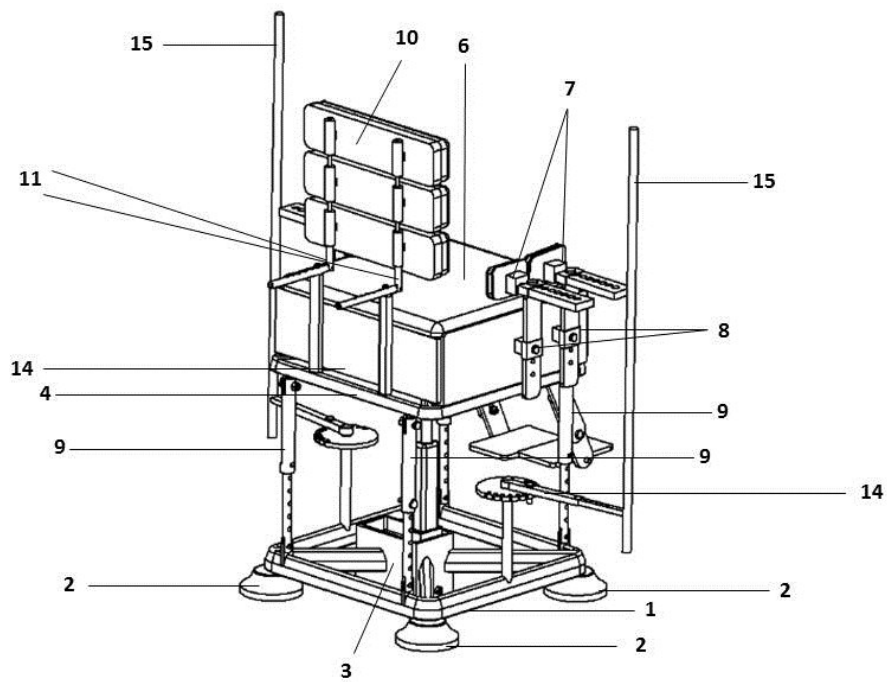


Figura 3.4 - Desenho esquemático do THFRAME, vista isométrica.

A Tabela 3.2 mostra os componentes do equipamento e respectivas quantidades de acordo com os desenhos esquemáticos mostrados nas figuras 3.3 e 3.4.

Tabela 3.4 - Componentes do THFRAME.

Item	Nome da peça	Quantidade
1	Base quadrangular	1
2	Pés	4
3	Caixa de suporte do atuador	1
4	Suporte do assento	1
5	Atuador linear	1
6	Sistema de mapeamento de pressão	1
7	Apoio lateral	4
8	Base do apoio lateral	4
9	Regulador de altura	8
10	Encosto	3
11	Suporte articulado do encosto	2
12	Regulador de altura do apoio de pé	4
13	Base do apoio de pé	2
14	Suporte do apoio de mão	2
15	Apoio de mão	2

A seguir, cada parte do protótipo é descrita indicando o sistema de fixação de cada peça. A altura do THFRAME é ajustada por meio de um atuador linear associado aos reguladores de altura. Cada conjunto dos reguladores de altura é composto por um tubo que desliza sobre uma barra maciça cilíndrica, ambas contendo furos passantes que permitem o travamento na altura desejada. Este sistema permite que a parte anterior do assento fique mais elevada em relação à posterior devido às articulações nas extremidades dos reguladores ajustáveis associados ao conjunto de porca e parafuso. As Figuras 3.5 (A) e (B) mostram os detalhes da variação da altura do assento realizada por meio do fuso linear.

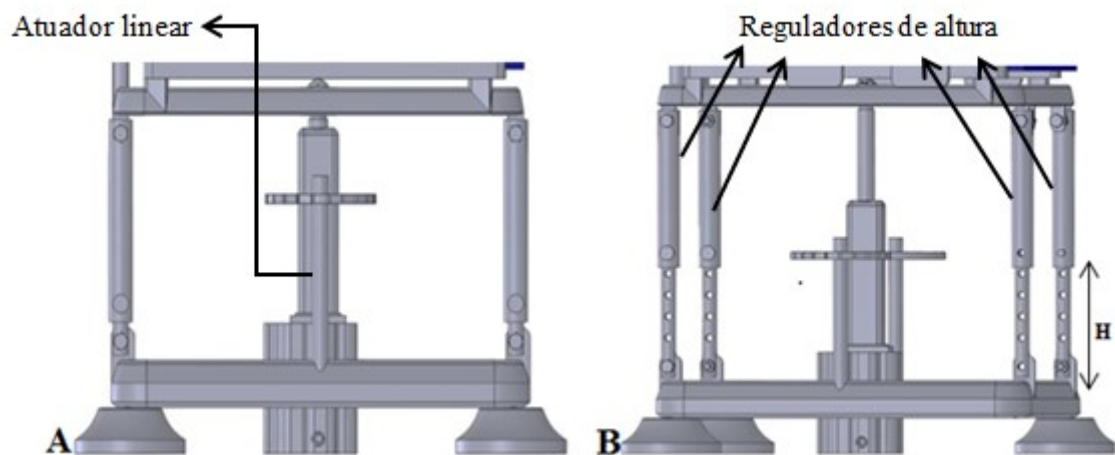


Figura 3.5 – Ajuste da altura do assento (H) por meio do atuador linear e reguladores de altura. (A) Altura mínima do assento e (B) Altura máxima do assento.

Na parte anterior do equipamento encontram-se os apoios de pés, ajustáveis em altura, profundidade e angulação (Fig. 3.6). Os ajustes de angulação são fixos com porcas e parafusos, enquanto a altura é regulada por meio de duas chapas que deslizam paralelamente entre si e também são fixadas por meio de porca e parafuso.

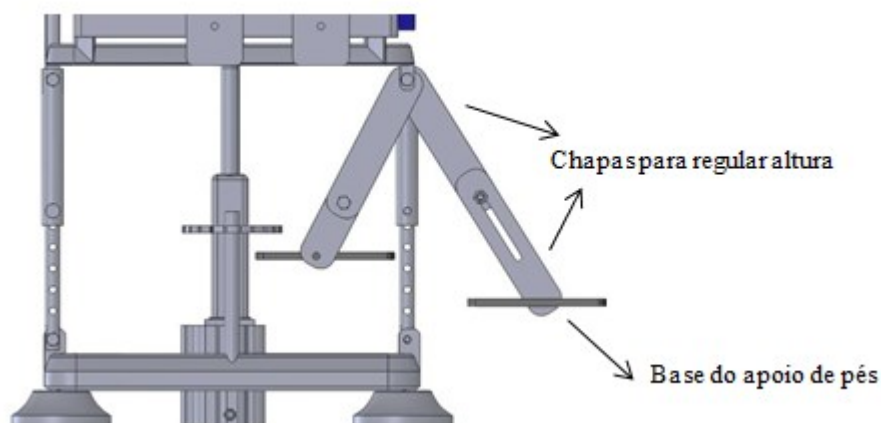


Figura 3.6 – Variações da posição dos apoios de pés.

Na parte posterior do assento é posicionado o encosto. A ligação entre as peças do encosto é materializada por meio de estruturas cilíndricas que encaixam entre si por meio de furos passantes permitindo a variação da altura do encosto, como mostram as Figuras 3.7 (A) e (B).

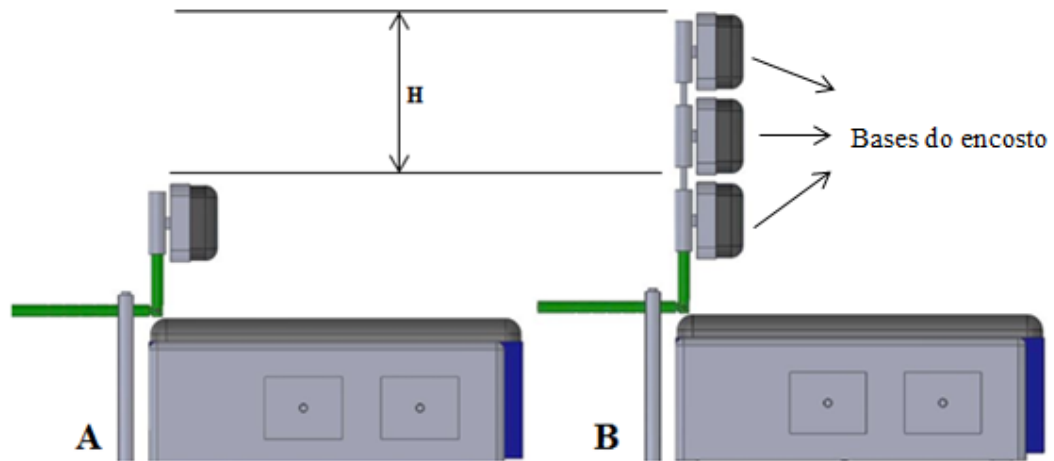


Figura 3.7 – Ajuste da altura do encosto (H). (A) Altura mínima do encosto; (B) Altura máxima do encosto.

Esta estrutura permite ainda que a profundidade do assento seja ajustada de acordo com o perfil antropométrico do atleta sendo feito por meio de tubos cilíndricos que deslizam paralelamente ao assento. A Figura 3.8 (A) mostra o encosto recuado, enquanto na Figura 3.8 (B) este se encontra adiantado, diminuindo o espaço do assento em sua profundidade.

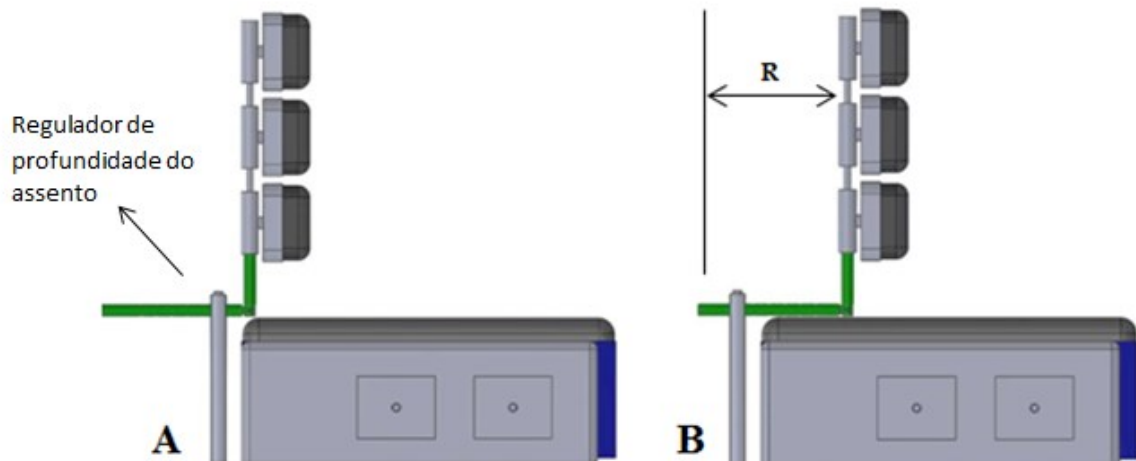


Figura 3.8 – Ajuste da profundidade do assento (R) por meio do deslocamento do encosto. (A) Profundidade máxima do assento; (B) Profundidade mínima do assento.

Lateralmente ao assento estão dispostos quatro apoios laterais que permitem o alinhamento das pernas de acordo com as medidas individuais do atleta. A altura e

profundidade de cada apoio lateral podem ser ajustadas independentemente com um travamento feito por pinos, como mostra a Figura 3.9.

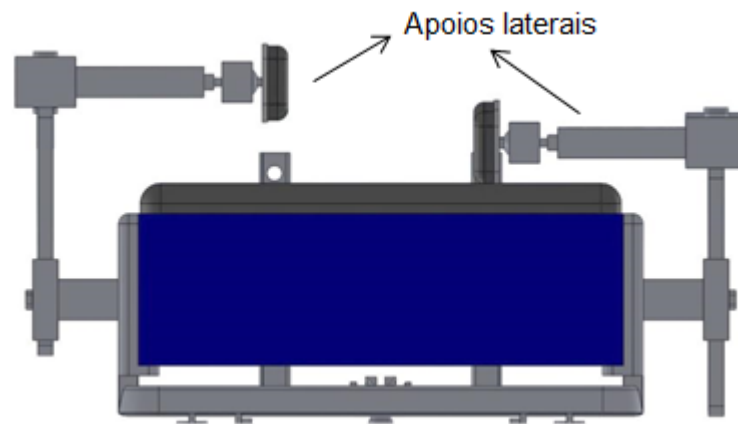


Figura 3.9 – Vista frontal do assento com regulagens independentes dos apoios laterais de perna.

Por fim, o apoio de mão é disposto lateralmente ao equipamento e também conta com regulagens da sua posição em relação ao assento. O sistema desliza sobre um disco permitindo o movimento angular do apoio de mão, enquanto a distância do centro do disco à barra vertical é feito por meio de um sistema telescópico (Fig. 3.10).



Figura 3.10 – Sistema de regulagem do apoio de mão.

3.2 Modelagem por elementos finitos

A análise estrutural do THFRAME foi feita por modelagem 3D por elementos finitos. A análise realizada foi estática estrutural e compreendeu as seguintes etapas:

- Definição dos materiais e suas propriedades: A liga de alumínio 6061-T6 foi adotada para a construção desse equipamento e o aço 1020 foi atribuído aos pinos e parafusos. As propriedades aplicadas nos testes de elementos finitos são apresentadas nas Tabelas 3.3 e 3.4.

Tabela 3.3 - Propriedades da Liga de Alumínio 6061-T6 aplicadas nos testes de elementos finitos (CALLISTER, 2002).

Propriedades	Liga de Alumínio 6061-T6
Módulo de Elasticidade	69000 MPa
Coeficiente de Poisson	0,33
Limite de Escoamento	276 MPa

Tabela 3.4 - Propriedades do Aço 1020 aplicadas nos testes de elementos finitos (NORTON, 2004).

Propriedades	Aço 1020
Módulo de Elasticidade	200000 MPa
Coeficiente de Poisson	0,30
Limite de Escoamento	210 MPa

- Importação das geometrias: Após a importação das geometrias é necessário verificar se toda a estrutura foi reconhecida pelo programa e, no caso de alguma falha, a estrutura deve ser refeita.
- Geração da malha de elementos finitos: Inicialmente essa etapa foi realizada automaticamente e posteriormente o estudo da malha foi realizado para otimizar o modelo de elementos finitos.
- Delimitação das condições de contorno: foram estabelecidas as posições dos engastes e aplicação de carga na estrutura. O engaste é uma condição de contorno que impede todos os movimentos de um corpo, enquanto a aplicação de carga nas estruturas consiste em impor uma

força sobre os elementos gerando tensões. Essa criação de tensões no material, quando excede o limite de escoamento pode provocar fissuras, trincas, discordâncias e falhas (DONEGÁ, 2015).

3.2.1 Importação da geometria

A geometria desenvolvida em CAD foi salva na extensão STEP (.step) para ser analisada no *software* comercial de elementos finitos Abaqus/Standard®. Por se tratar de uma geometria complexa a estrutura do THFRAME foi dividida em módulos para realizar os estudos de Modelagem de Elementos Finitos (MEF).

3.2.1.1 Base inferior

A base inferior corresponde à base do equipamento com os reguladores externos de altura, reguladores internos de altura e a base do atuador linear. Esse módulo contém os pinos de ajuste da altura, os parafusos da base quadrangular e o parafuso do atuador que representam pontos críticos da estrutura. Para a análise de elementos finitos os reguladores de altura assumem a posição de altura máxima de elevação do assento (Fig. 3.10).

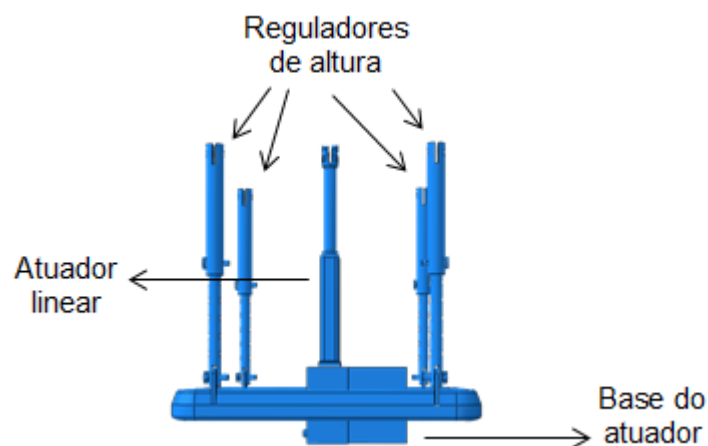


Figura 3.10 - Base inferior do THFRAME.

3.2.1.2 Base superior

Esse módulo recebe a base do assento e o sistema de mapeamento de pressão e conecta-se aos quatro reguladores de altura externo e à parte superior do atuador linear, que também são pontos críticos do sistema (Fig. 3.11).

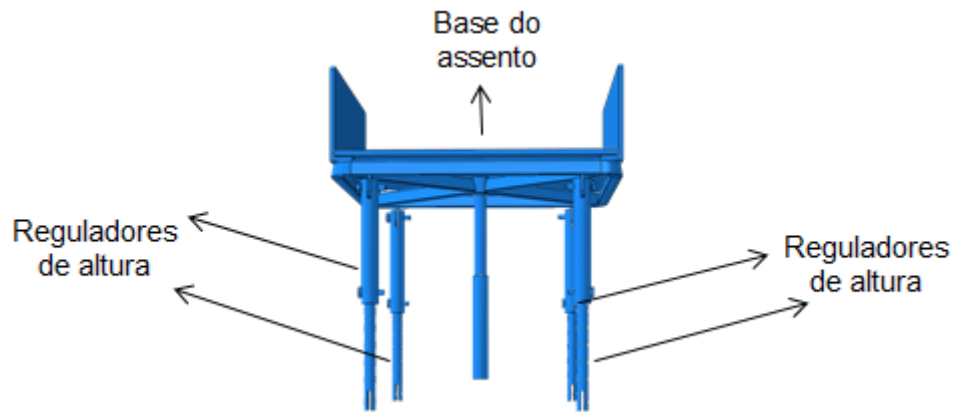


Figura 3.11 - Base superior do THFRAME.

3.2.1.3 Atuador Linear

O atuador linear foi analisado em um módulo independente por apresentar uma geometria complexa e dois pontos críticos do sistema, o parafuso que o fixa na base superior e um segundo na base inferior. A Figura 3.12 apresenta os dois módulos analisados.

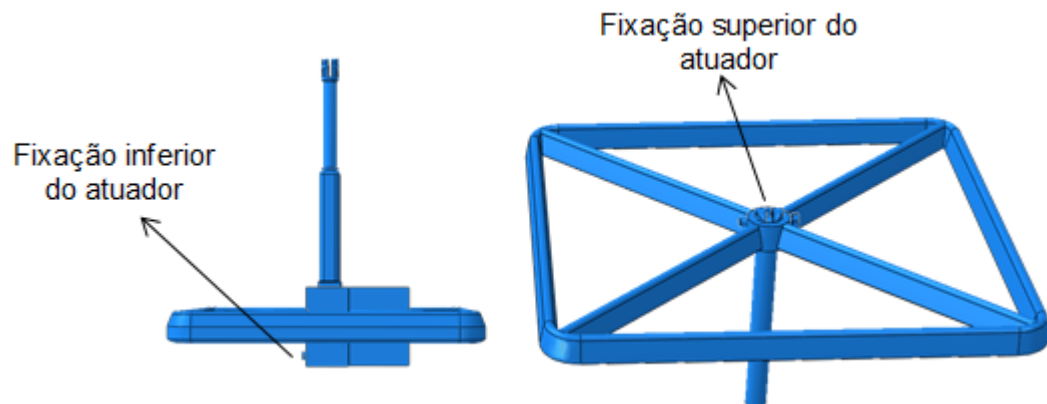


Figura 3.12 - Atuador linear fixação inferior e fixação superior.

3.2.1.4 Apoio de pés

Os apoios de pés são fixados na base superior do THFRAME e apresentam-se em módulos independentes. Para a análise de elementos finitos cada apoio de pé foi posicionado em uma posição distinta de acordo com suas regulagens e possibilidades de posicionamento dos pés de um atleta (Fig. 3.13).

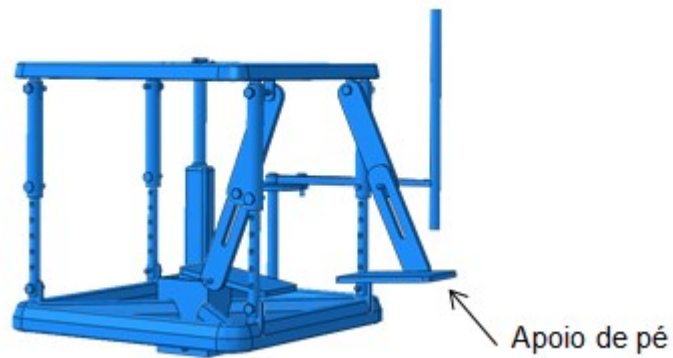


Figura 3.13 - Base inferior com apoios de pés em posições distintas.

3.2.1.5 Apoio de mão

Os apoios de mão são fixados nas laterais da base inferior do equipamento, contudo por serem idênticos optou-se por analisar apenas o apoio de mão esquerdo visando simplificar o modelo e otimizar as análises. A Figura 3.14 mostra o apoio de mão esquerdo na montagem total.



Figura 3.14 - Base inferior com o apoio de mão na lateral esquerda.

3.2.2 Condições de carregamento e condições de contorno

Em cada um dos módulos foram aplicadas forças de maneira a simular a compressão ou tração exercida pelo atleta quando sentado sobre o THFRAME. Assim, adotamos um carregamento de 1750N tendo por base um peso máximo de 175 kg para um atleta da modalidade de arremessos e lançamentos.

As condições de contorno, por sua vez, simularam a fixação do equipamento no solo ou em uma estrutura adjacente. A seguir, são apresentados os módulos da estrutura com as configurações das condições de contorno e dos carregamentos.



Figura 3.15 - Condições de contorno e dos carregamentos da base inferior.

A Fig. 3.15 apresenta as condições de contorno da base inferior sinalizadas na cor alaranjada na estrutura quadrangular do módulo. A força de compressão está distribuída em cinco áreas, a saber, na face superior dos 4 reguladores de altura externo e face superior do atuador linear, correspondendo à 350 N em cada área. Para a análise da fixação inferior do atuador linear, o módulo foi modificado, mantendo o carregamento de 350N na face do atuador linear e as condições de contorno (Fig. 3.16).

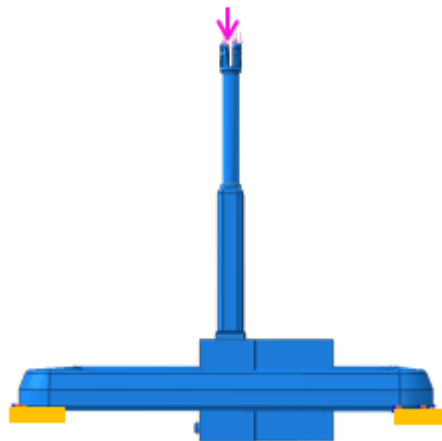


Figura 3.16 - Condições de contorno e dos carregamentos da fixação superior do atuador.

A base superior foi engastada na face inferior dos 4 reguladores de altura externos e a força de compressão de 1750 N distribuída na área do assento, como pode ser visto na Fig. 3.17.

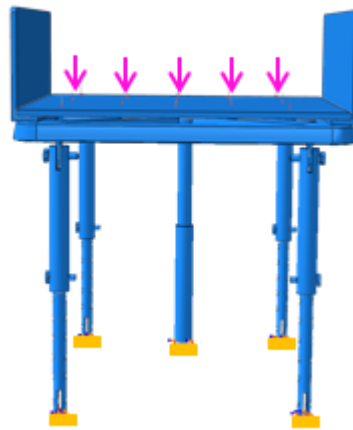


Figura 3.17 - Condições de contorno e dos carregamentos da base superior.

Da mesma forma, para a análise da fixação superior do atuador linear o modelo foi simplificado. O engaste foi colocado na base do atuador e o carregamento de 350 N em sua face superior (Fig. 3.18).

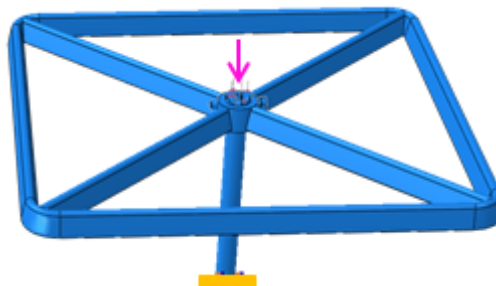


Figura 3.18 - Condições de contorno e dos carregamentos da fixação superior do atuador.

Por fim, a Figura 3.19 apresenta a configuração das condições de contorno e dos carregamentos para os apoios de pés e do apoio de mão. Os engastes foram mantidos na estrutura quadrangular da base inferior. O carregamento nos apoios de pés corresponde a uma estimativa da força que os pés do atleta aplicam nessa base a partir da postura sentada.

A literatura não aponta valores de carga em situações similares, contudo, estudos de biomecânica mostram que o peso de cada membro inferior em uma pessoa saudável representa cerca de 16 % do peso corporal.

Optou-se por aplicar uma carga de 100 N em cada apoio de pé, tendo em vista que na situação hipotética de um atleta de 175 kg, cada membro superior teria 28 kg, mas estariam em parte apoiados sobre o assento. Quanto à força de tração aplicada no apoio de mão, foi imposta arbitrariamente uma carga de 200N, distribuídos nos eixos X e Z.

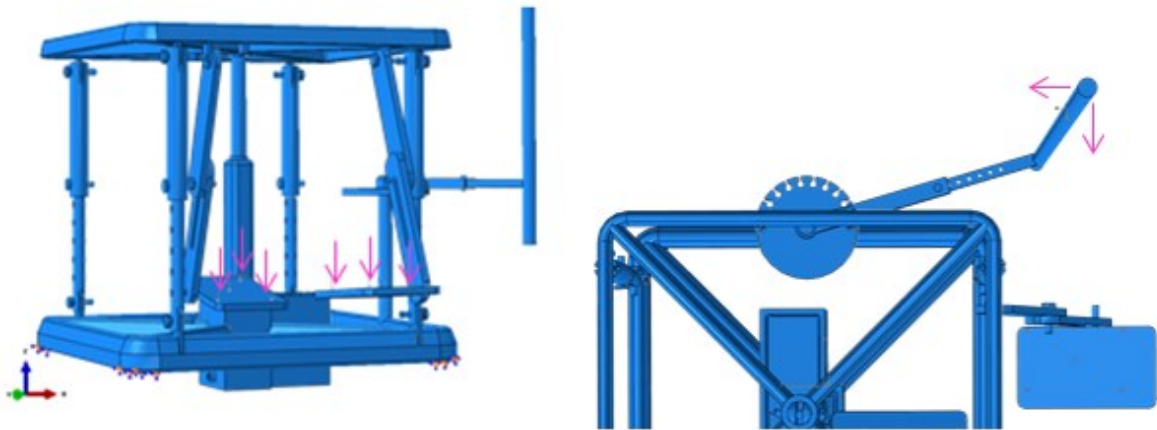


Figura 3.19 – Carregamento dos apoios de pés e apoio de mão.

3.2.3 Características do contato mecânico

Os contatos mecânicos em cada módulo foram reconhecidos automaticamente pelo Abaqus/Standart® e em seguida verificados visando avaliar qualquer interação inadequada. Em seguida, foram atribuídas propriedades para os contatos, ou seja, se o contato estaria em uma condição colada ou com atrito. Os contatos colados foram estabelecidos visando simular uma condição de união estável da estrutura de forma a não permitir nenhum deslocamento. Entretanto, em alguns contatos críticos, como pinos e parafusos, foi atribuída uma propriedade mecânica de atrito. Segundo Norton (2004), para contato entre aço e alumínio pode ser utilizado um coeficiente de atrito da ordem de 0,61. Essa condição de contorno de atrito foi satisfatória para que o modelo apresentasse um adequado comportamento físico.

Para as modelagens dos módulos do THFRAME, o contato de atrito foi feito usando a abordagem entre as superfícies de contato nas seguintes regiões:

- Entre a superfície do regulador de altura externo e a cabeça do parafuso, como mostra a Figura 3.20.

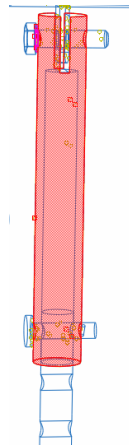


Figura 3.20 – Contato do regulador de altura externo com o parafuso.

- Entre a superfície do regulador de altura externo e a cabeça do pino, como mostra a Figura 3.21.

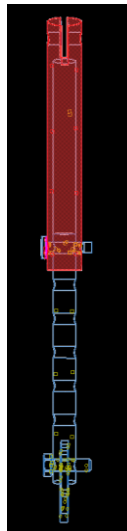


Figura 3.21 – Contato do regulador de altura externo com o pino.

- Entre a superfície interna do regulador de altura externo e o regulador de altura interno; como pode ser visto na Figura 3.22.

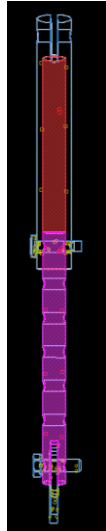


Figura 3.22 – Contato do regulador de altura externo com o interno.

- A Figura 3.23 mostra o contato entre a superfície do pino e o regulador de altura externo.

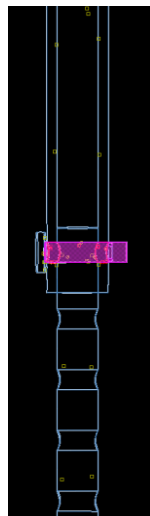


Figura 3.24 – Contato do regulador de altura externo e a superfície pino.

- Entre a superfície do regulador de altura interno e a cabeça do parafuso, como mostra a Figura 3.25.

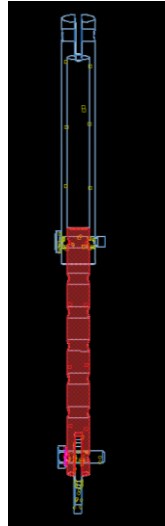


Figura 3.26 – Contato do regulador de altura interno com o parafuso.

- Entre a superfície do parafuso do atuador e o encaixe superior do atuador, como pode ser visto na Figura 3.27.

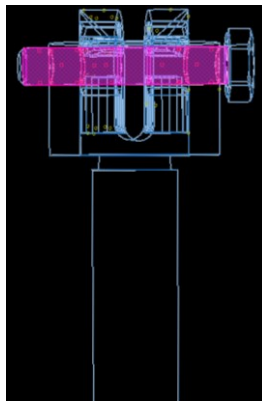


Figura 3.27 – Contato entre o parafuso e o encaixe superior do atuador.

- Entre a superfície do parafuso do atuador e o encaixe inferior do atuador, como pode ser visto na Figura 3.28.

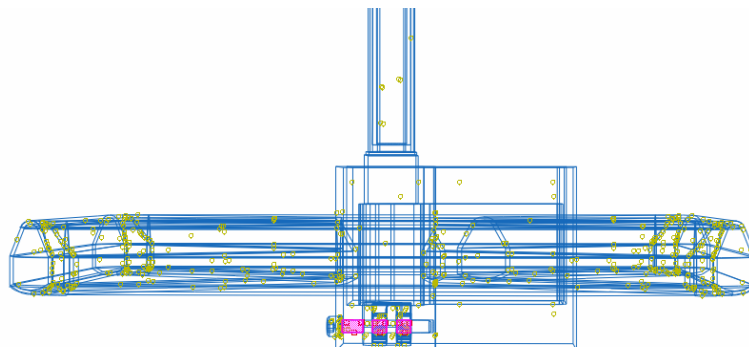


Figura 3.28 – Contato do parafuso com o encaixe inferior do atuador.

- A Figura 3.29 mostra o contato entre as cabeças dos parafusos e as hastes dos apoios de pés e entre o parafuso de base e a haste inferior.



Figura 3.29 – Contatos dos parafusos com as hastes do apoio de pés.

- Entre a superfície do parafuso superior e a conexão com a base superior, apresentado na Figura 3.30.

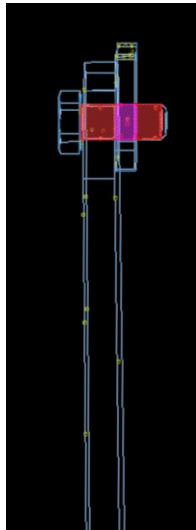


Figura 3.30 – Contato da base superior com o parafuso.

- Entre a superfície do parafuso e a união entre as hastes do apoio de pés, como mostra a Figura 3.31.

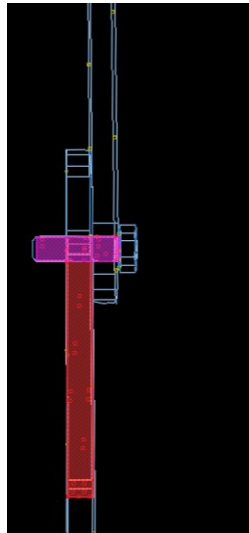


Figura 3.31 – Contato entre as hastes e o parafuso.

- Os contatos entre a base de suporte do apoio de mão e o regulador do apoio de mão, e entre o regulador do apoio e a barra do apoio (Fig. 3.31).

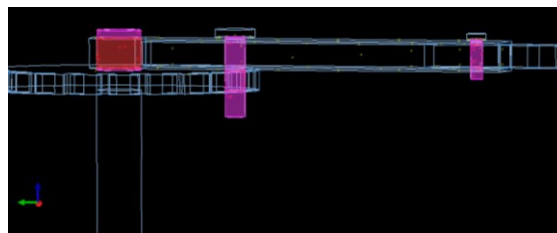


Figura 3.31 – Contatos do sistema de suporte do apoio de mão.

3.2.4 Estudo da malha

O estudo da malha foi realizado com a finalidade de buscar uma melhor precisão nos resultados, levando em consideração o tempo de processamento. Para esse estudo, um pino de travamento do regulador de altura do equipamento foi submetido a diferentes configurações de malha nas mesmas condições de carregamento e contorno descritas anteriormente.

A Tabela 3.5 apresenta as características das malhas testadas para o refinamento da malha, o número de elementos, o número de nós e o tempo de processamento. O refinamento 1 refere-se à malha menos refinada, enquanto o refinamento 5 refere-se ao processo de refinamento da malha.

Tabela 3.5 - Característica das malhas para a análise de sensibilidade.

Refinamento	Número de elementos	Número de nós	Tempo de processamento
1	260607	429445	34 min
2	265392	436693	36 min
3	268098	440665	38 min
4	281635	460592	41 min
5	310801	502495	50 min

A cada refinamento foram analisadas as médias das tensões equivalentes de Von Mises para nós detectados sobre uma determinada região do modelo. Estes resultados podem ser comparados na Figura 3.32.

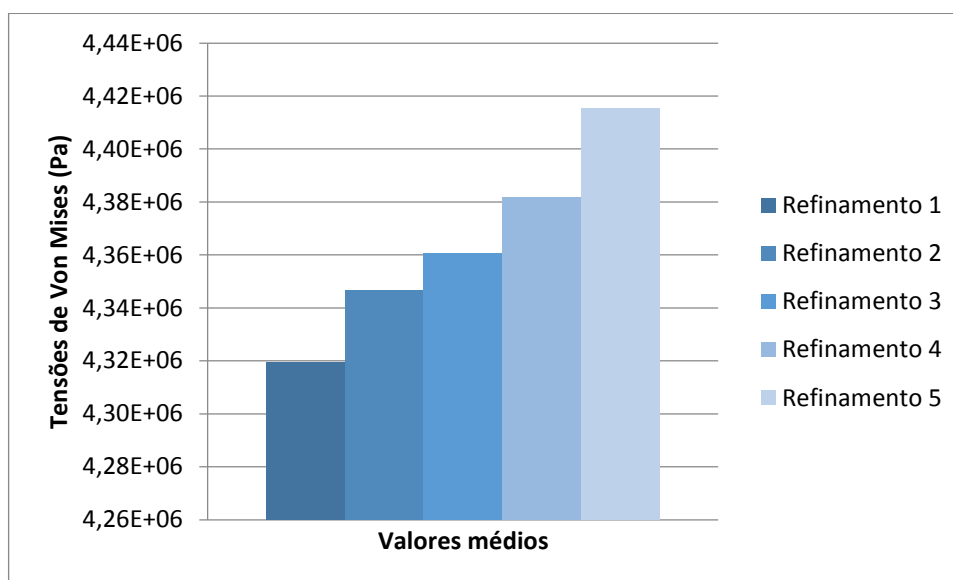


Figura 3.32 - Médias das tensões equivalentes de Von Mises.

De acordo com os valores médios das tensões equivalentes encontrados para cada refinamento de malha e as respectivas características optou-se pela malha com nível de refinamento 4, por apresentar um tempo computacional inferior à malha 5.

3.3.5 Geração das Malhas para ensaio de MEF

Nessa seção são apresentados os módulos com as malhas geradas após o estudo de refinamento. A malha foi refinada nos pinos e parafusos devido ao tamanho dos mesmos e à precisão dos resultados requeridos, por tratar-se de

pontos críticos do sistema. As outras malhas foram geradas de forma automática pelo *software* Abaqus/Standart®.



Figura 3.33 - Malha gerada para a base superior.

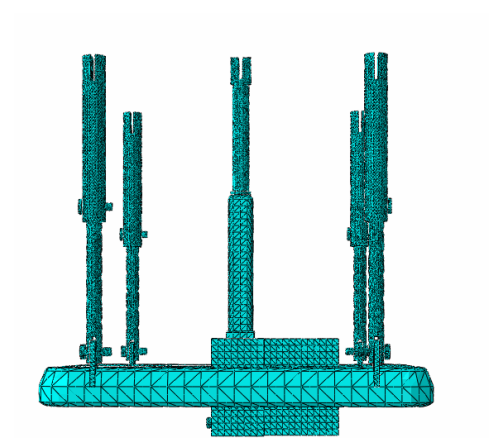


Figura 3.34 – Malha gerada para a base inferior.

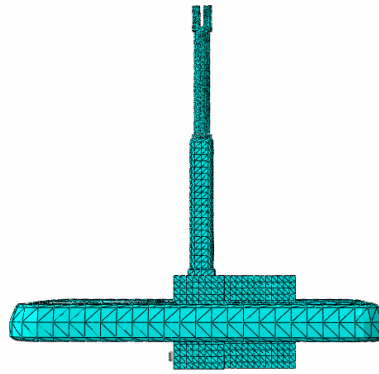


Figura 3.35 – Malha gerada para o atuador.

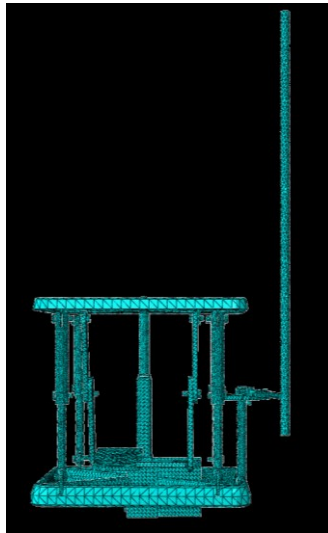


Figura 3.36 – Malha gerada para os apoios de pés e apoio de mão.

3.3 Resultados da Modelagem Estrutural via MEF

Nesta seção são apresentados os resultados da simulação numérica realizada de acordo com a metodologia descrita anteriormente. A Figura 3.37 mostra a distribuição das tensões equivalentes de von Mises na base superior da estrutura. Observa-se que a tensão máxima atingida nesse caso foi de 140 MPa. Observa-se que essa tensão é menor do que o limite de escoamento da liga de alumínio 6061 – T6 que é da ordem de 276 MPa.

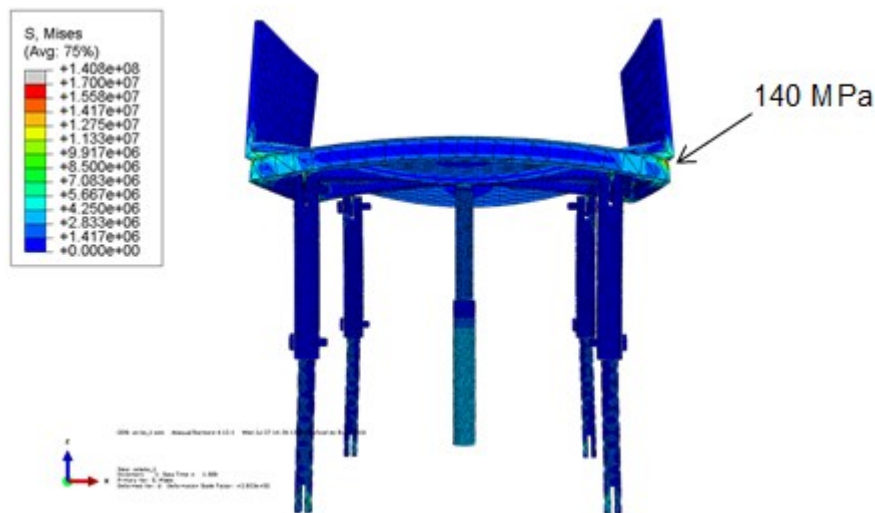


Figura 3.37 - Tensões equivalentes de von Mises (Pa) na base superior.

Os parafusos que conectam os reguladores externos à base superior representam pontos críticos do sistema e, por esse motivo, o comportamento das tensões equivalentes em um dos parafusos foi analisado por meio de uma seleção de pontos na região de maior concentração de tensão do parafuso, apresentado na Figura 3.38.

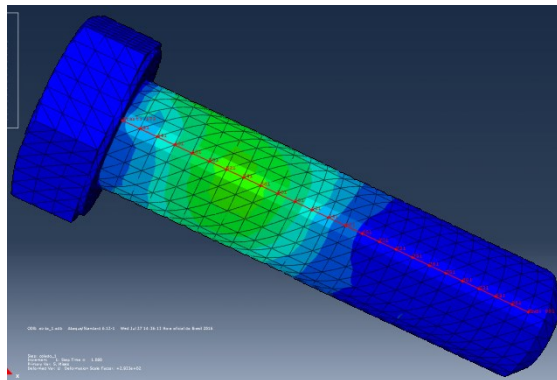


Figura 3.38 - Seleção de pontos no parafuso da base superior.

A curva gerada pelos pontos selecionados mostra um aumento das tensões equivalentes na região do parafuso em contato com o regulador de altura, observa-se um valor de tensão máxima de 1,6 MPa, inferior ao limite de escoamento do aço de 210 MPa (Fig. 3.39).

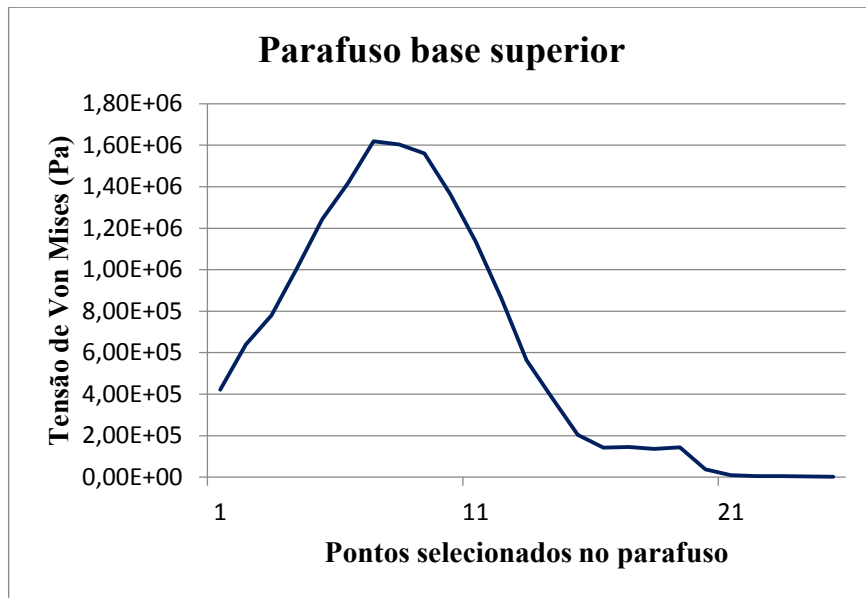


Figura 3.39 – Tensões de Von Mises em nós localizados no parafuso da base superior.

O campo de deslocamento da base superior é apresentado na Figura 3.40. Observou-se que o maior deslocamento aconteceu nas bordas anterior e posterior da base do assento com um valor máximo de 0,2 mm.

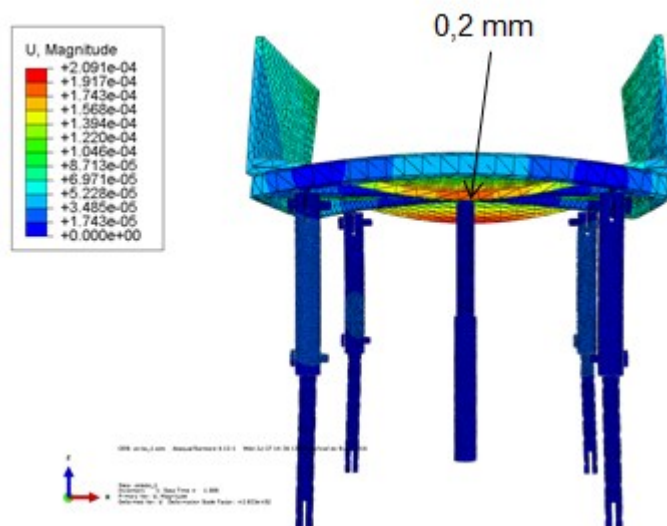


Figura 3.40 - Campo de deslocamento (m) da base superior.

A fixação superior do atuador linear foi avaliada em um módulo independente. A Figura 3.41 apresenta a distribuição das tensões equivalentes de Von Mises deste módulo onde a tensão máxima atingida foi de 5,94 MPa, sendo esta tensão menor

que o limite de escoamento da liga de alumínio 6061 - T6 que é da ordem de 276 MPa.

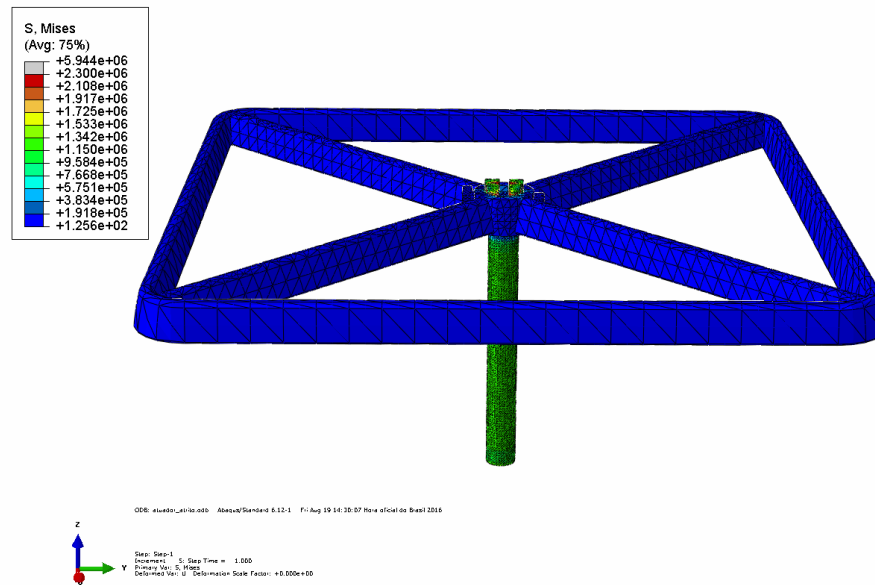


Figura 3.41 - Distribuição das tensões equivalentes de Von Mises (Pa) na fixação superior do atuador linear.

O parafuso que conecta o atuador à base superior foi analisado por meio de uma seleção de pontos na região de maior concentração de tensão. A Fig. 3.42 mostra a seleção de pontos e a curva obtida por meio desses pontos é apresentada na Fig. 3.43.

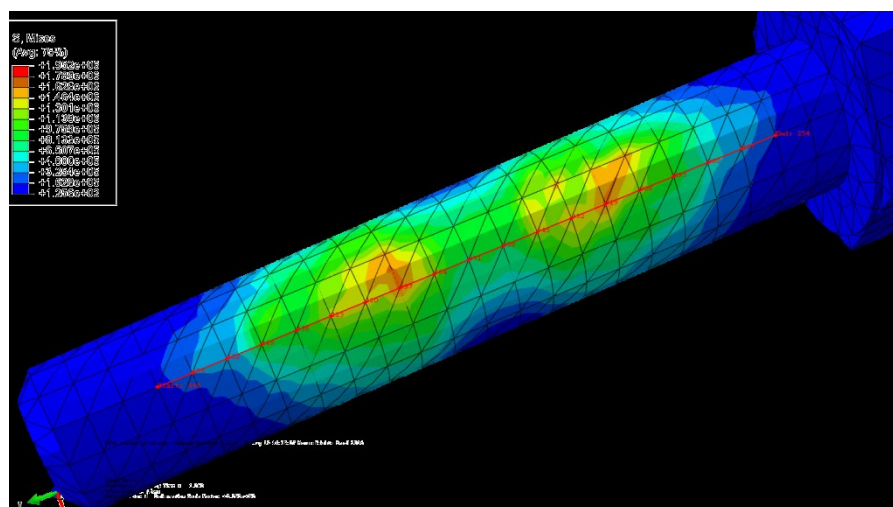


Figura 3.42 - Seleção de pontos no parafuso do atuador.



Figura 3.43 - Tensões de Von Mises em nós localizados no parafuso do atuador.

A distribuição das tensões equivalentes de Von Mises na base inferior da estrutura apresentou tensão máxima de 46,9 MPa. Novamente, o valor máximo de tensão mostrou-se inferior ao limite de escoamento da liga de alumínio 6061 –T6 (Fig. 3.44).

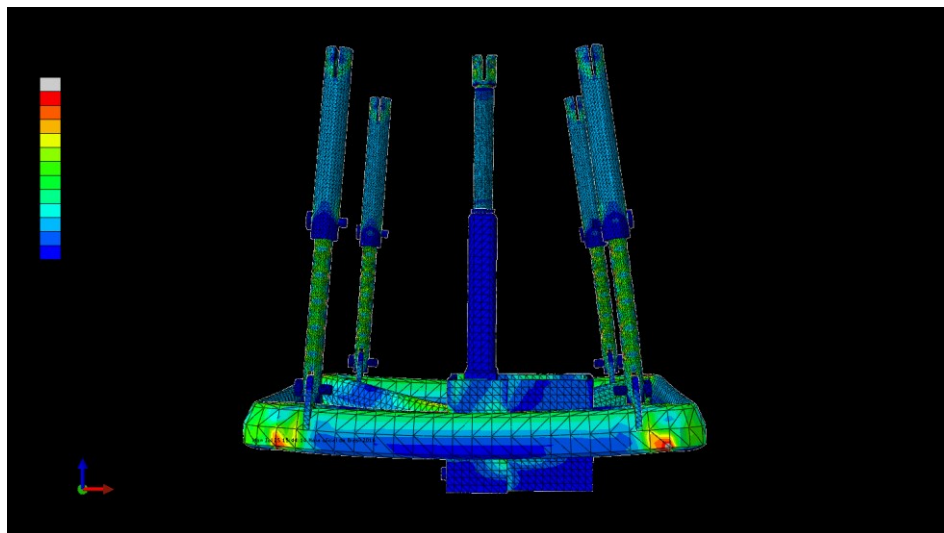


Figura 3.44 - Tensões equivalentes de Von Mises (Pa) na base inferior.

Na base inferior os parafusos que conectam os reguladores externos à base superior e o pino que conecta os reguladores e altura representam pontos críticos do sistema e, por esse motivo, o comportamento das tensões equivalentes foi analisado

por meio de uma seleção de pontos na região de maior concentração de tensão, apresentado na Figura 3.45 (A) e (B).

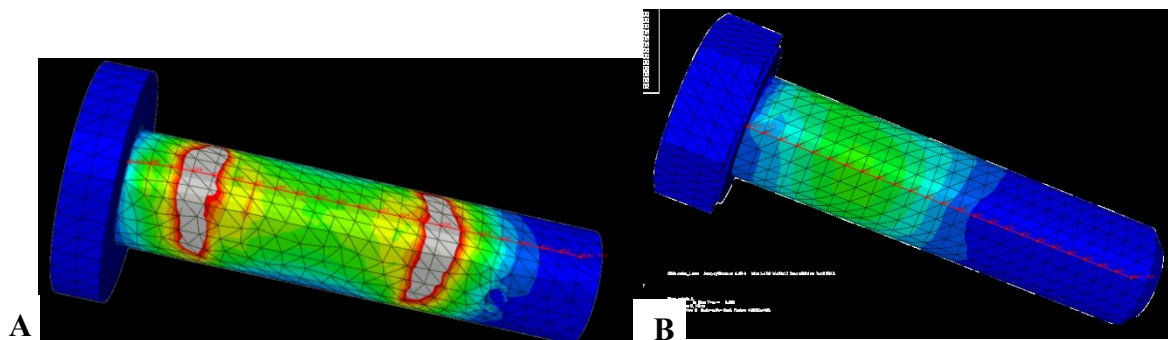


Figura 3.45 - Seleção de pontos no pino (A) e no parafuso da base inferior (B).

A curva gerada pelos pontos selecionados no pino, mostrada na Figura 3.46, mostra um aumento das tensões equivalentes nas regiões em contato com o regulador de altura, observa-se um valor de tensão máxima de 15,6 MPa, inferior ao limite de escoamento do aço de 210 MPa.

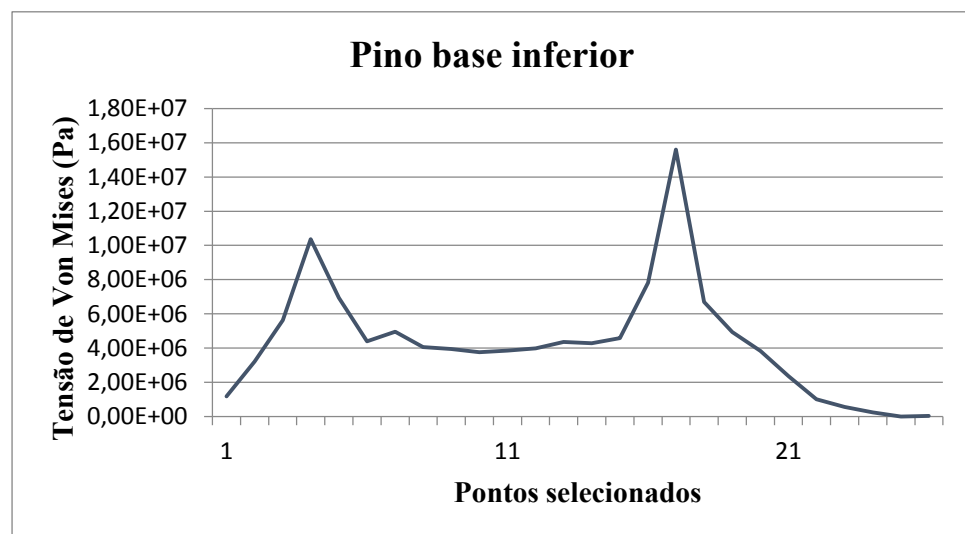


Figura 3.46 - Tensões de Von Mises em nós localizados no pino da base inferior.

Da mesma forma, na análise dos pontos selecionados no parafuso da base superior observa-se um valor de tensão máxima inferior ao limite de escoamento do aço, 5,18 MPa (Fig. 3.47).

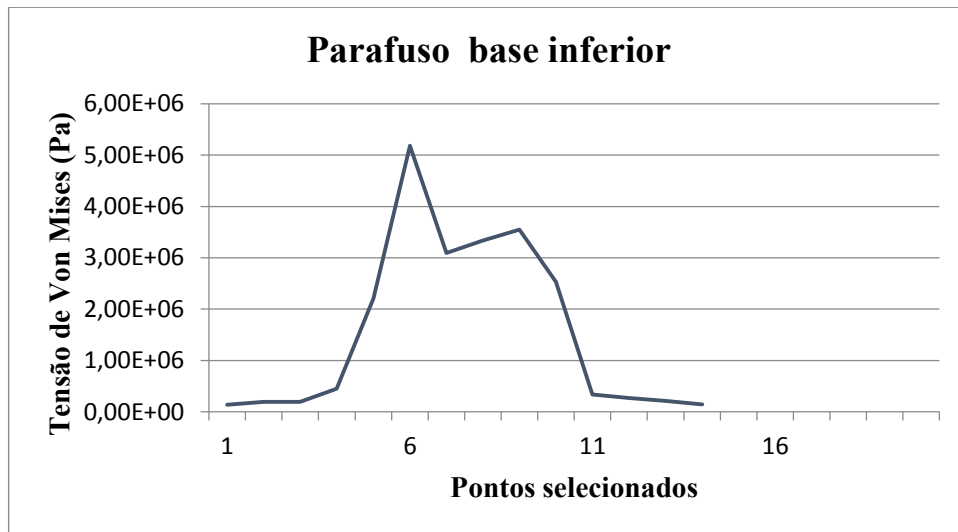


Figura 3.47 - Tensões de Von Mises em nós localizados no parafuso da base inferior.

O campo de deslocamento da base inferior é apresentado na Figura 3.48. Os maiores deslocamentos aconteceram na região distal dos reguladores de altura externo com um valor máximo de 0,184 mm.

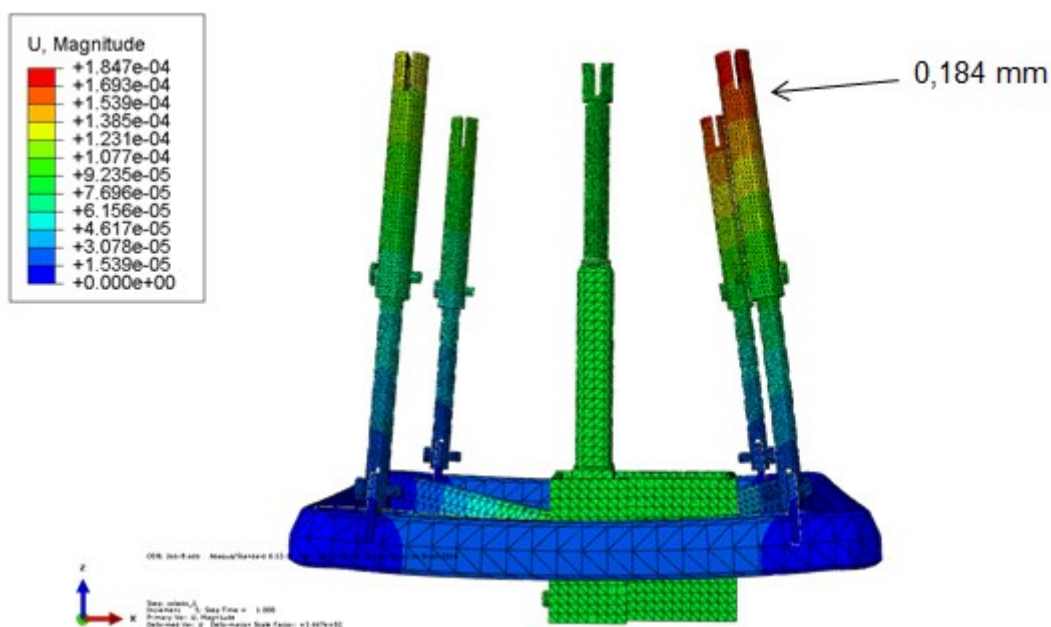


Figura 3.48 - Campo de deslocamento (m) da base superior.

A seguir é apresentada a distribuição das tensões equivalentes de Von Mises para o atuador linear fixado à base inferior. A tensão máxima atingida nesse caso foi

de 3,25 MPa, inferior ao limite de escoamento da liga de alumínio 6061 –T6 que é da ordem de 276 MPa. As maiores concentrações de tensão encontram-se nos contatos da base quadrangular da estrutura com seus perfis internos, como mostra a Fig. 3.49.

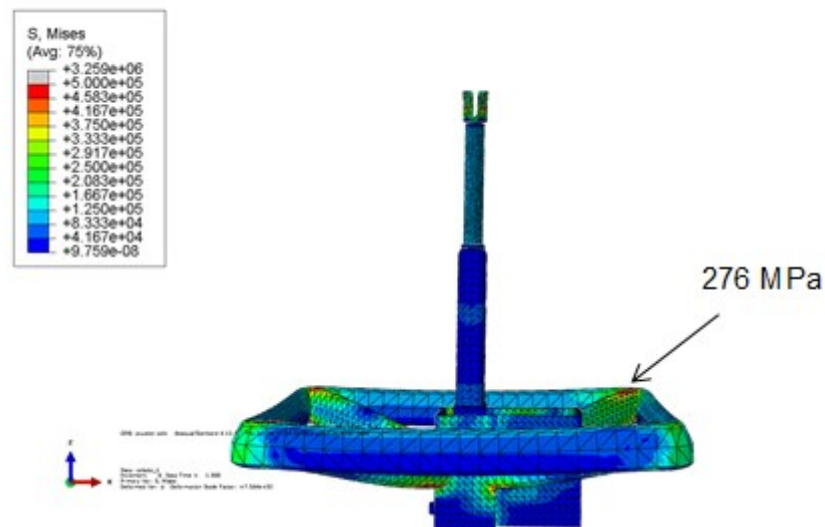


Figura 3.49 - Tensões equivalentes de Von Mises (Pa) na base inferior do atuador linear.

O ponto crítico analisado nesse módulo refere-se ao parafuso que fixa a parte inferior do atuador à base inferior. A Figura 3.50 apresenta a seleção de pontos na região de maior concentração de tensão desse parafuso.

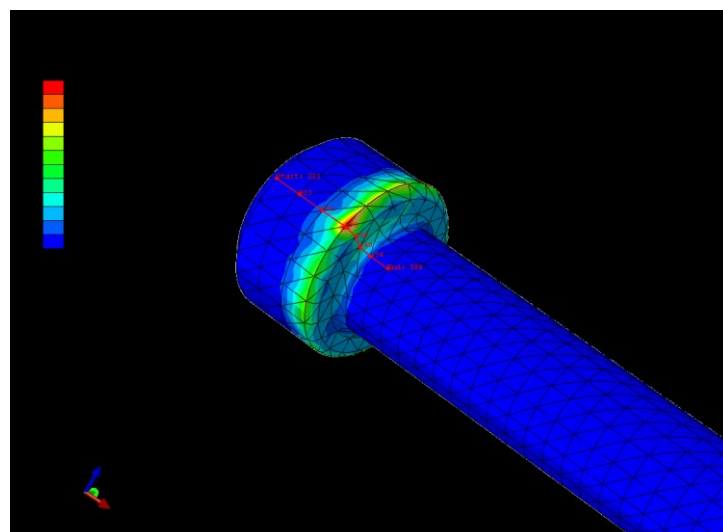


Figura 3.50 – Seleção de pontos do parafuso de fixação inferior do atuador.

A curva gerada pelos pontos selecionados neste parafuso, apresentada na Figura 3.51, mostra um aumento das tensões equivalentes na cabeça do parafuso e um valor de tensão máxima de 0,182 MPa, inferior ao limite de escoamento do aço de 210 MPa.

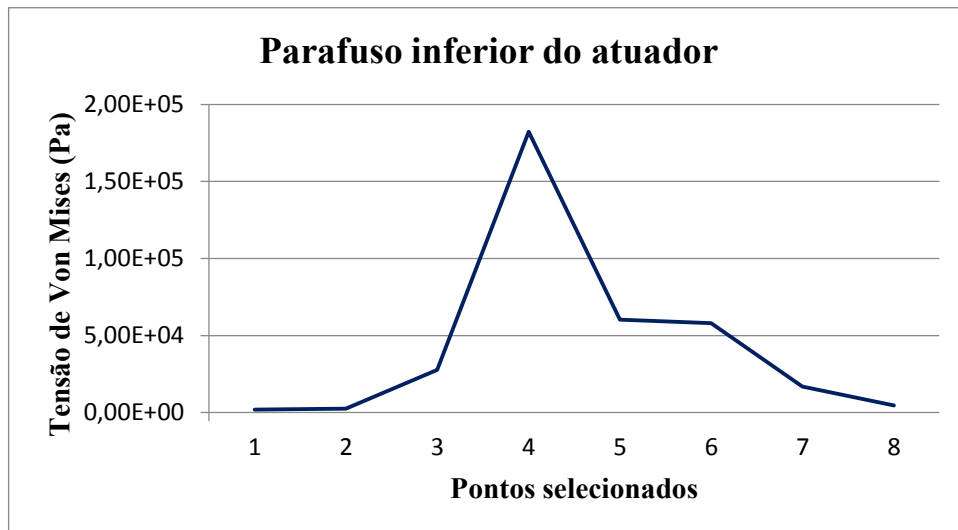


Figura 3.51 – Tensão de Von Mises em nós localizados na cabeça do parafuso.

Quanto ao campo de deslocamento, observou-se um discreto deslocamento no atuador com valor máximo de 0,755 mm (Fig. 3.52).

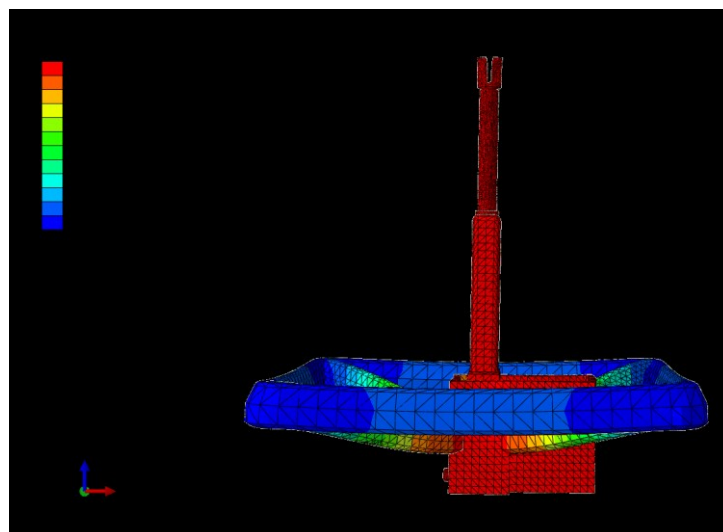


Figura 3.52 – Campo de deslocamento (m) do atuador linear.

Por fim, foram analisados os apoios de pés e apoio de mão. A maior concentração de tensão foi vista no conjunto do apoio de mão com valores máximos de tensão superiores a 200 MPa . A seguir, é apresentada a análise dos pontos críticos.

No apoio de pés foi analisado a base de apoio que apresentou uma tensão máxima de 509 MPa, caracterizando uma condição de risco de falha na região do parafuso, uma vez que o limite de escoamento da liga de alumínio 6061 –T6 é da ordem de 276 MPa. A análise sugere que a estrutura necessita ser redimensionada para suportar a carga estipulada. A Figura 3.53 apresenta a seleção de pontos na região de maior concentração de tensão.

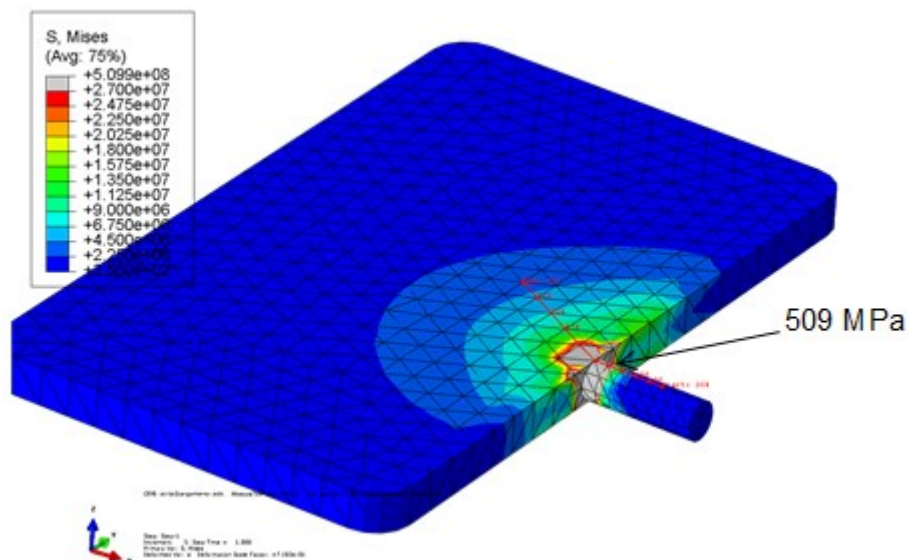


Figura 3.53 – Distribuição das tensões equivalentes de Von Mises (Pa) e seleção de pontos na base do apoio de pé.

Diante dessa análise, o apoio de pés foi redimensionado aumentando a espessura da base de apoio e o diâmetro do parafuso de ajuste. Para o novo dimensionamento a distribuição das tensões equivalentes de Von Mises foi da ordem de 209 MPa, inferior ao limite de escoamento da liga de alumínio 6061 –T6 é da ordem de 276 MPa (Fig. 3.54).

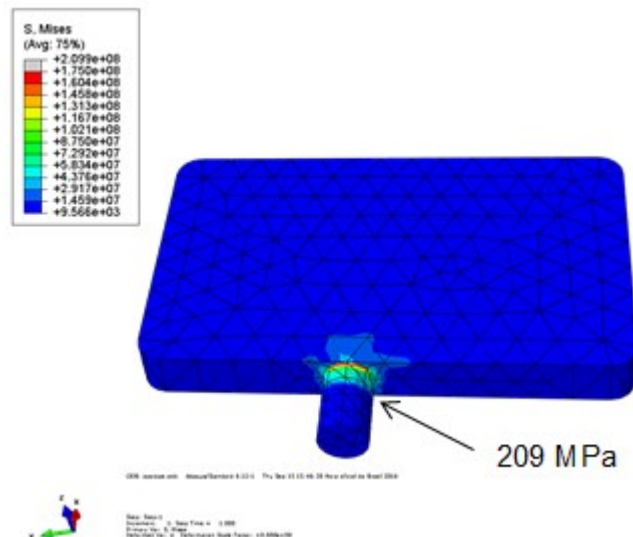


Figura 3.54 - Distribuição das tensões equivalentes de Von Mises (Pa) na base do apoio de pé redimensionado.

Quanto aos parafusos que conectam as hastes dos apoios de pés a distribuição das tensões equivalentes de Von Mises apresentaram, respectivamente, valores máximos de 3,39 MPa e 45,1 MPa, inferiores ao limite de escoamento do aço, como mostra a Figura 3.55 (A) e (B).

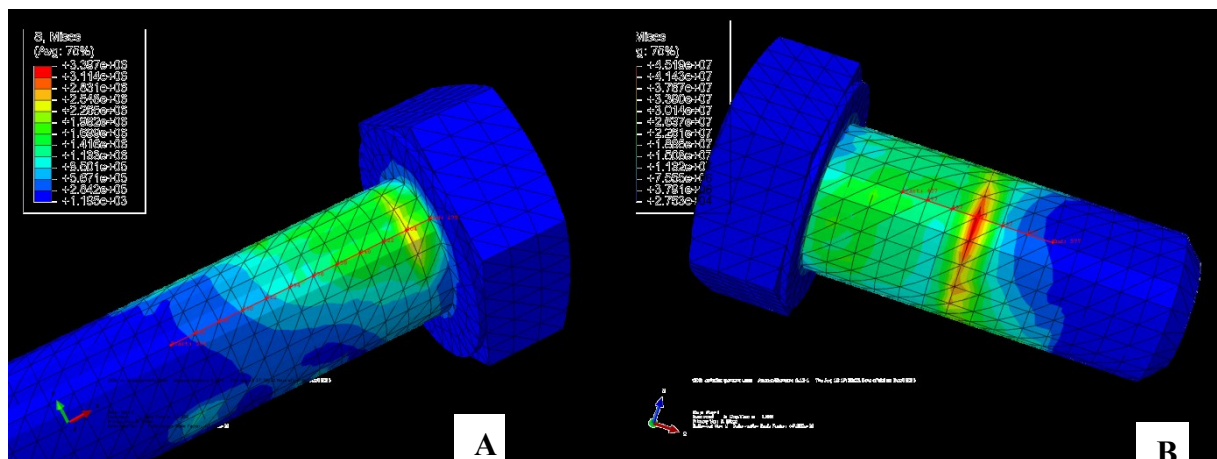


Figura 3.55 - Distribuição das tensões equivalentes de Von Mises (Pa) nos parafusos superior (A) e inferior (B) dos apoios de pés.

A seleção de pontos destes parafusos é sinalizada na linha em vermelho das figuras anteriores e as respectivas curvas geradas pelos pontos selecionados são apresentadas nas Figuras 3.56 e 3.57.

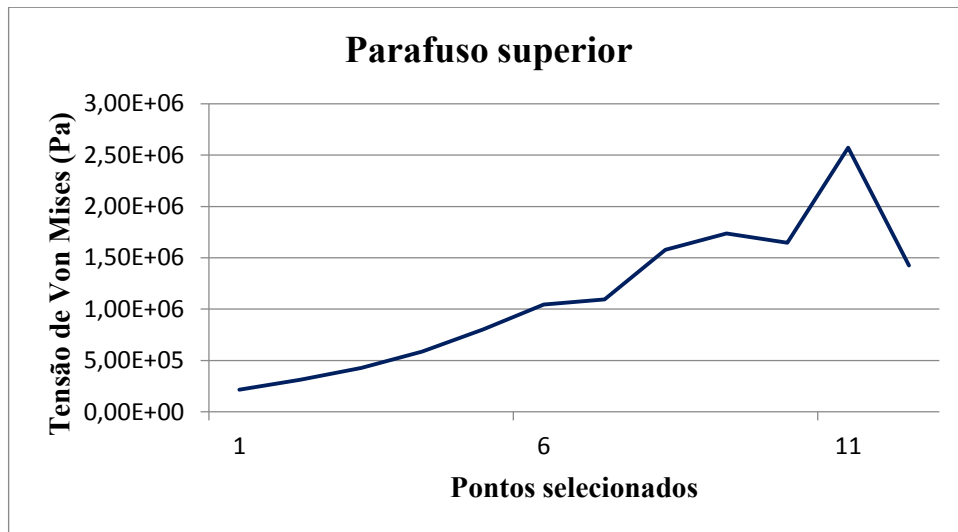


Figura 3.56 - Tensões de Von Mises em nós localizados no parafuso superior.

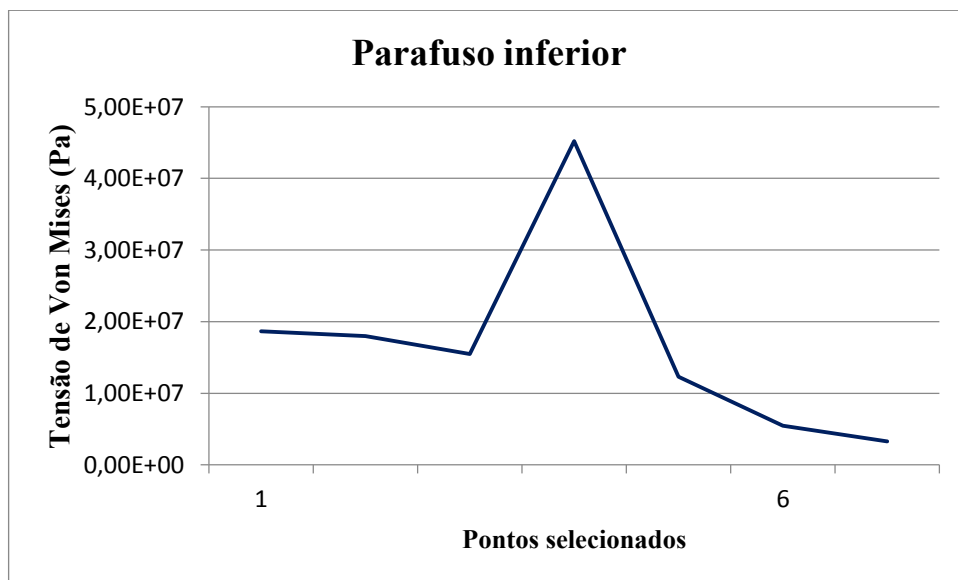


Figura 3.57 - Tensões de Von Mises em nós localizados no parafuso inferior.

A Figura 3.58 mostra a distribuição das tensões equivalentes de Von Mises no apoio de mão. Observa-se que a tensão máxima atingida nesse caso foi de 1230 MPa. Sendo essa tensão superior ao limite de escoamento da liga de alumínio 6061-T6.

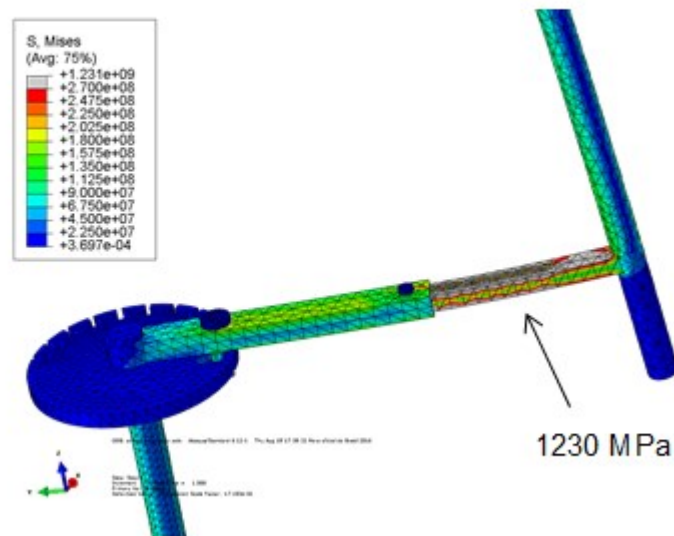


Figura 3.58 – Tensões de Von Mises (Pa) no apoio de mão.

A análise aponta a possibilidade de falha na haste que conecta a barra cilíndrica ao encaixe que está fixo na base inferior, como mostra a Figura 3.59.

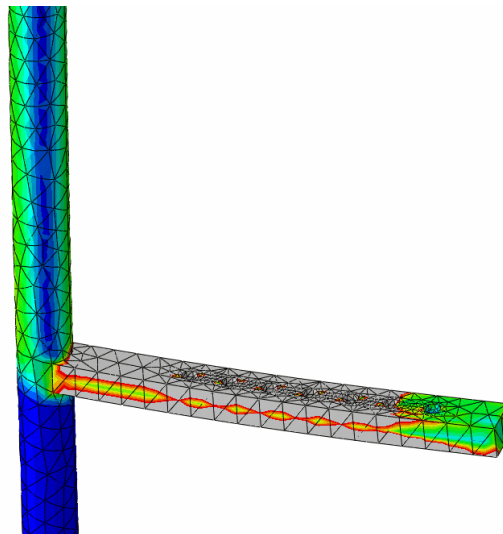


Figura 3.59 – Estrutura sujeita a falha.

Assim, foi proposto um reforço na estrutura e a análise foi refeita. Para esta nova geometria, associada a um valor de força de tração de 100 N, as tensões equivalentes de Von Mises apresentaram uma considerável diminuição, apresentando valor máximo de tensão na ordem de 280 MPa (Fig. 3.60).

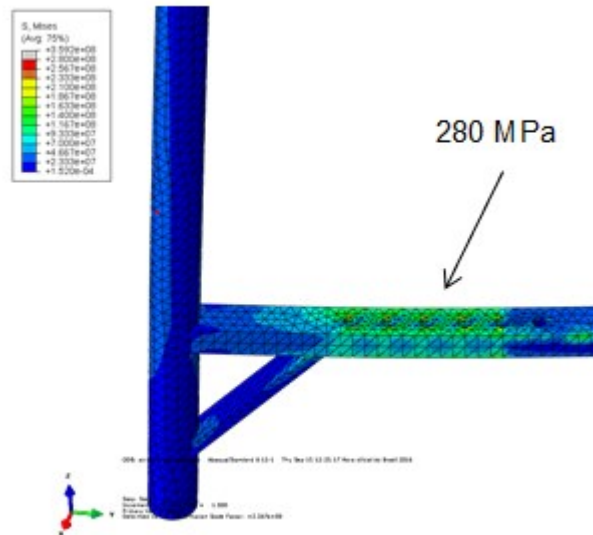


Figura 3.60 - Tensões de Von Mises (Pa) no apoio de mão redimensionado.

O campo de deslocamento dos apoios de pé e apoio de mão são apresentado na Figura 3.61.

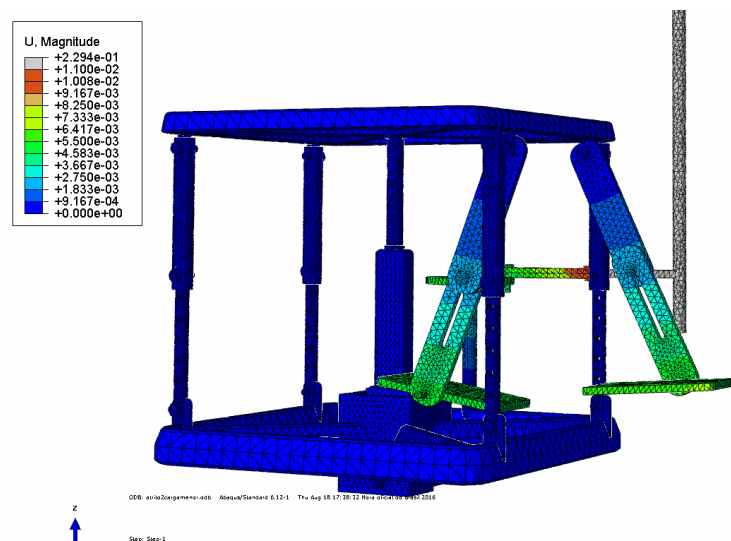


Figura 3.61 – Campo de deslocamento (m) do apoio de mão e apoios de pés.

Os maiores deslocamentos aconteceram na barra cilíndrica do apoio de mão com um valor máximo de 0,229 mm, valor que pode ser considerado insignificante para o projeto.

3.4 Patente de invenção

Sob a orientação da Agência Intelecto, órgão ligado à Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação da UFU, foi feito todo o procedimento para cuidar da proteção legal do THFRAME. O documento de pedido de patente foi protocolado na unidade DIREG-MG do Instituto Nacional de Proteção Intelectual (INPI) em maio de 2016 e recebeu o número de processo BR 10 2016 011019 0.

CAPÍTULO IV

PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO

Neste capítulo é apresentado o protocolo de avaliação desenvolvido e utilizado para a avaliação dos atletas no THFRAME. O protocolo de avaliação envolveu a avaliação antropométrica do atleta, a avaliação subjetiva e a avaliação técnica com diferentes configurações de posicionamento no THAFRAME. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos (Parecer nº 2.240.601).

4.1 Amostra

Participaram da avaliação dois atletas da equipe de atletismo do SESI Gravatás de Uberlândia/MG. Os participantes da pesquisa são elegíveis para as provas de campo do atletismo com uso do banco de arremesso.

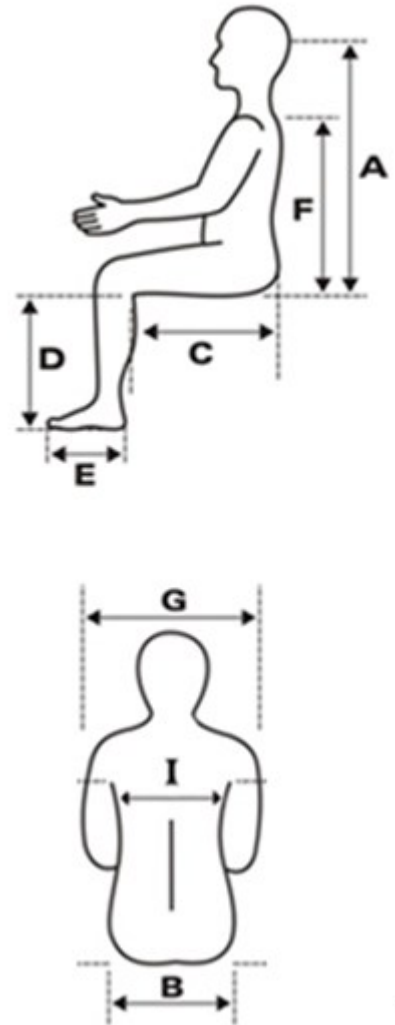
4.2 Avaliação antropométrica

A avaliação antropométrica foi realizada utilizando uma fita métrica. Cada participante foi avaliado na postura sentada por meio da medida de alguns segmentos corporais considerados fundamentais para a avaliação da postura sentada e para a prescrição de sistemas de assento personalizados. A Tabela 4.1

apresenta o formulário de avaliação antropométrica utilizado para a avaliação dos atletas.

Tabela 4.1 - Formulário para a avaliação antropométrica.

Atleta nº	
Idade	
Classificação funcional	
Diagnóstico clínico	
Segmentos corporais	Dimensões (mm)
A - Distância do assento à região occipital	
B - Largura do quadril	
C - Comprimento da coxa D	
C - Comprimento da coxa E	
D - Pé ao joelho D	
D - Pé ao joelho E	
E - Comprimento do pé D	
E - Comprimento do pé E	
F - Distância do assento ao ombro	
G - Largura dos ombros	
I - Largura do tronco	



4.3 Avaliação subjetiva

Para a avaliação subjetiva foi aplicado um questionário de satisfação que aborda o posicionamento do atleta em seu banco de arremesso e no THFRAME após as variações de regulagens e as simulações de lançamento. O questionário tem o objetivo de qualificar o grau de conforto, segurança e estabilidade no posicionamento do atleta (Tabelas 4.2 e 4.3).

Tabela 4.2 – Formulário da avaliação subjetiva.- banco de arremesso.

Questionário de satisfação
1) Avalie seu posicionamento no banco de arremesso utilizado em seu último treino ou última competição (1)
<p>Conforto – pontue sua sensação de conforto em relação a cada item a seguir. Leve em consideração seu conforto físico e bem-estar, sendo (1) nenhum conforto e (5) bastante confortável.</p> <ul style="list-style-type: none"> a. Assento (1) (2) (3) (4) (5) b. Encosto (1) (2) (3) (4) (5) c. Apoio de pés (1) (2) (3) (4) (5) d. Apoio de mão (1) (2) (3) (4) (5)
<p>Estabilidade - pontue sua sensação de estabilidade em relação a cada item a seguir. Leve em consideração a firmeza que cada segmento oferece, sendo (1) nenhuma estabilidade e (5) bastante estável.</p> <ul style="list-style-type: none"> a. Assento (1) (2) (3) (4) (5) b. Encosto (1) (2) (3) (4) (5) c. Apoio de pés (1) (2) (3) (4) (5) d. Apoio de mão (1) (2) (3) (4) (5)
<p>Segurança - pontue sua sensação de segurança em relação a cada item a seguir. Sendo (1) nenhuma segurança e (5) bastante seguro.</p> <ul style="list-style-type: none"> a. Durante a transferência (1) (2) (3) (4) (5) b. Durante o arremesso (1) (2) (3) (4) (5)

Tabela 4.2 – Formulário da avaliação subjetiva.- THFRAME.

2) Avalie seu posicionamento no THFRAME (2).
<p>Conforto – pontue sua sensação de conforto em relação a cada item a seguir. Leve em consideração seu conforto físico e bem-estar, sendo (1) nenhum conforto e (5) bastante confortável.</p> <p>Assento (1) (2) (3) (4) (5)</p> <p>Encosto (1) (2) (3) (4) (5)</p> <p>Apoio de pés (1) (2) (3) (4) (5)</p> <p>Apoio de mão (1) (2) (3) (4) (5)</p>
<p>Estabilidade - pontue sua sensação de estabilidade em relação a cada item a seguir. Leve em consideração a firmeza que cada segmento oferece, sendo (1) nenhuma estabilidade e (5) bastante estável.</p> <p>Assento (1) (2) (3) (4) (5)</p> <p>Encosto (1) (2) (3) (4) (5)</p> <p>Apoio de pés (1) (2) (3) (4) (5)</p> <p>Apoio de mão (1) (2) (3) (4) (5)</p>
<p>Segurança - pontue sua sensação de segurança em relação a cada item a seguir. Sendo (1) nenhuma segurança e (5) bastante seguro.</p> <p>Durante a transferência (1) (2) (3) (4) (5)</p> <p>Durante o arremesso (1) (2) (3) (4) (5)</p>

4.4 Avaliação técnica

Após a avaliação antropométrica e aplicação do questionário de satisfação (1), o atleta foi posicionado no THFRAME e, a seguir, foram feitas modificações das regulagens, conforme as características antropométricas individuais. Então, o participante foi orientado a simular o movimento de arremesso de peso por três vezes, com um intervalo de um minuto entre cada simulação. Esse procedimento foi feito por duas vezes com diferentes configurações do THFRAME e os respectivos resultados foram avaliados, conforme esquema indicado na Figura 4.1.



Figura 4.1. Processo da avaliação técnica.

4.5 Aquisição dos níveis de pressão sob o assento

A aquisição dos dados de pressão sob o assento foi realizada por um aplicativo que possibilita a visualização da imagem da distribuição de pressão bidimensional ou tridimensional. Os valores de pressão são visualizados em uma escala de cores que se inicia no branco, sem pressão, ao vermelho, máxima pressão.

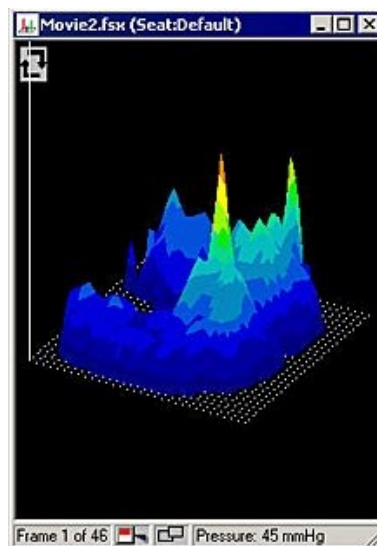


Figura 4.2 – Imagem de distribuição de pressão fornecida pelo *software* utilizado (CONFORMat System, 2005).

Após o registro dos dados de pressão o *software* permite sua análise por meio de diversas ferramentas e propriedades, como área de contato, pressão de contato e pico de pressão.

4.6 Registro das medidas do posicionamento final

O registro das medidas do posicionamento final foi realizado por meio das escalas métricas e angulares inseridas no protótipo. A Tabela 4.1 apresenta os itens avaliados.

Tabela 4.1 – Medidas finais do equipamento

Atleta ____	
Itens	Medida final (mm)
Distância apoio mão em relação ao assento	
Ângulo do apoio de mão em relação ao eixo	
Altura assento ao chão anterior	
Altura assento ao chão posterior	
Altura apoio de pé D	
Altura apoio de pé E	
Ângulo da base do pé D	
Ângulo da base do pé E	
Ângulo do apoio de pé em relação ao assento D	
Ângulo do apoio de pé em relação ao assento E	
Altura encosto - primeira base	
Altura encosto - segunda base	
Altura encosto - terceira base	
Apoio lateral 1° D	
Apoio lateral 1° E	
Apoio lateral 2° D	
Apoio lateral 2° E	

Cada peça ajustável do protótipo tem um posicionamento inicial (I) e um deslocamento (D), o posicionamento final é a soma do I e D. Assim, uma tabela foi criada com esses dados e no final da avaliação a tabela é alimentada com o valor do deslocamento de cada item e o posicionamento final é obtido. Com esses dados é possível prescrever o banco de arremesso personalizado às medidas individuais de cada atleta.

CAPITULO V

PROJETO DE UM BANCO DE ARREMESSO MODULAR

Paralelamente ao THAFRAME foi desenvolvido um novo banco de arremesso. Este novo banco, personalizado para o atleta, deve fornecer conforto, segurança e estabilidade na postura sentada. Além disso, deve ser modular, leve e de fácil montagem. A questão do transporte da cadeira de arremesso e fácil montagem são de grande importância durante as competições da modalidade.

Este capítulo apresenta o projeto deste novo Banco de Arremesso Modular denominado aqui de BAM_3D. A concepção do BAM_3D levou em consideração dois fatores principais, o baixo peso e sua resistência mecânica. Por isso, este primeiro protótipo do BAM_3D foi projetado, parcialmente, para ser fabricado com manufatura aditiva utilizando impressora 3D com material o políácido láctico (PLA).

5.1 Projeto estrutural do BAM_3D

O projeto estrutural do BAM_3D foi desenvolvido no programa Solidworks® a partir do desenho de peças individuais. Foram utilizados perfis tubulares e chapas, além de peças previstas para serem obtidas por manufatura aditiva. A liga de alumínio 6061 foi escolhida como material de referência por ser de baixo custo e possuir boas propriedades mecânicas e alta resistência à corrosão. Enquanto o Políácido láctico (PLA) foi escolhido para a impressão 3D de outras peças de encaixe. Este material de origem vegetal tem baixo índice de deformação após cura aliado a uma boa velocidade de impressão.

O protótipo do BAM_3D consiste em uma estrutura formada por barras cilíndricas que encaixam entre si por meio de cotovelos em PLA. Este equipamento conta ainda com um assento formado por uma chapa de alumínio, apoios de pés individuais e uma barra para apoio de mão. A Figura 5.1 apresenta um desenho do BAM_3D e suas respectivas peças estão listadas na Tab. 5.1.

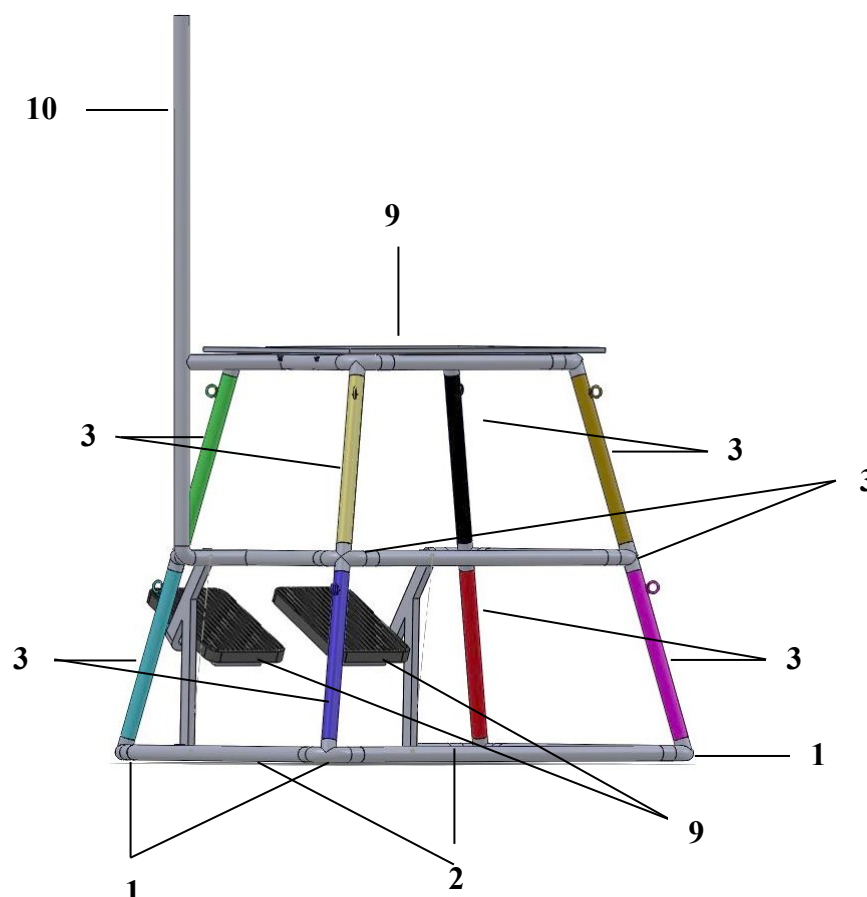


Figura 5.1 – Estrutura geométrica do BAM_3D.

Tabela.5.1 – Peças do BAM_3D

Item	Nome da peça	Quantidade
1	Cotovelo inferior	4
2	Tubo inferior	4
3	Tubo lateral	8
4	Cotovelo médio	4
5	Tubo médio	4
6	Assento	1

Continua

Continuação

Item	Nome da peça	Quantidade
7	Cotovelo superior	4
8	Tubo superior	3
9	Apoio de pés	2
10	Apoio de mão	1

5.2 Modelagem por elementos finitos

A modelagem por elementos finitos foi utilizada para analisar o projeto estrutural do BAM_3D e compreendeu etapas similares às utilizadas na análise do THFRAME. As propriedades dos materiais adotados para a fabricação deste novo banco são apresentadas nas Tabelas 5.2 e 5.3.

Tabela 3.2.1.5.2 - Propriedades da Liga de Alumínio 6061-T6 aplicadas nos testes de elementos finitos (CALLISTER, 2002).

Propriedades	Liga de Alumínio 6061-T6
Módulo de Elasticidade	69000 MPa
Coeficiente de Poisson	0,33
Limite de Escoamento	276 MPa

Tabela 3.2.1.5.3 - Propriedades PLA aplicadas nos testes de elementos finitos (CHILSON, 2013).

Propriedades	PLA
Módulo de Elasticidade	3500 MPa
Coeficiente de Poisson	0,36
Limite de Escoamento	60 MPa

A geometria desenvolvida em ambiente CAD foi salva na extensão *parasolid* (.xt) para ser analisada, em um único módulo (Fig. 5.2), no *software* comercial de elementos finitos *Abaqus/Standard*®. Enquanto a malha foi gerada de forma automática pelo programa Abaqus (Fig. 5.3).

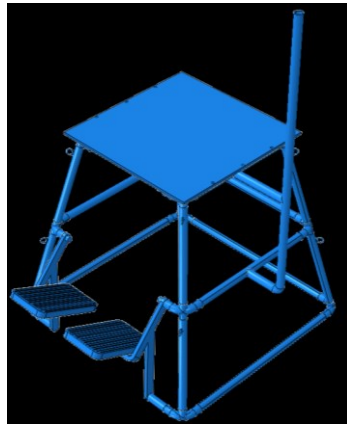


Figura 5.2- Módulo único do BAM_3D.

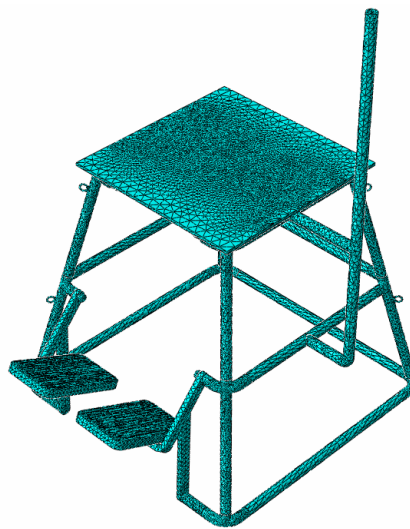


Figura 5.3 – Malha gerada para o modelo do BAM_3D.

A delimitação das condições de contorno englobaram os engastes na base da estrutura e aplicação de carga no assento, no apoio de pés, no apoio de mão e nas alças que deverão fixar o equipamento ao solo. Os carregamentos e seus respectivos valores são identificados na Fig. 5.4.

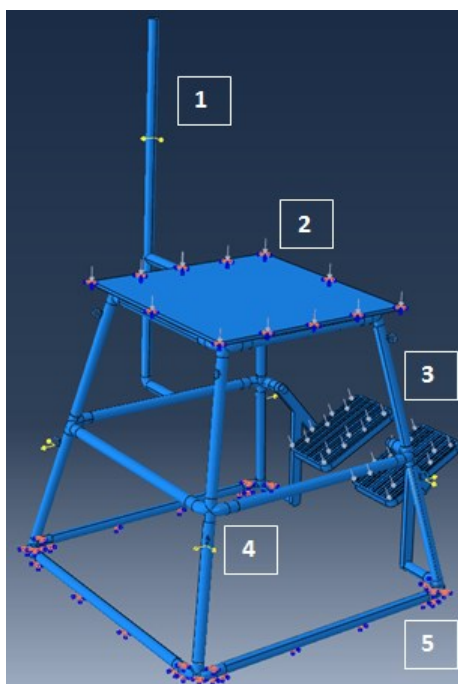


Figura 5.4 – Condições de contorno utilizadas no modelo. (1) Tração de 100 N no apoio de mão, (2) Pressão de 0,008 MPa, (3) Força de compressão de 100 N no apoio de pé, (4) Tração de 100 N na argola de fixação ao solo, (5) Engaste do equipamento em toda a base.

5.3 Resultados da modelagem via elementos finitos

As análises do modelo do BAM_3D foram efetuadas considerando as forças aplicadas no apoio de mão e argolas de fixação da cadeira ao solo, além de uma pressão distribuída no assento e outra no apoio de pés. Dessa forma, as tensões equivalentes de Von Mises e o campo de deslocamento total resultante das direções x, y e z foram obtidos.

A Figura 5.5 mostra a distribuição das tensões equivalentes de Von Mises no modelo. Observa-se que a tensão máxima foi de 262 MPa em pontos específicos do modelo. As maiores tensões concentraram-se no apoio de mão, apoios de pé, na base do assento e nas argolas de fixação. As tensões obtidas são menores que o limite de escoamento da liga de alumínio 6061 –T6 que é da ordem de 276 MPa, indicando que o equipamento está adequadamente dimensionado considerando uma análise estática estrutural.

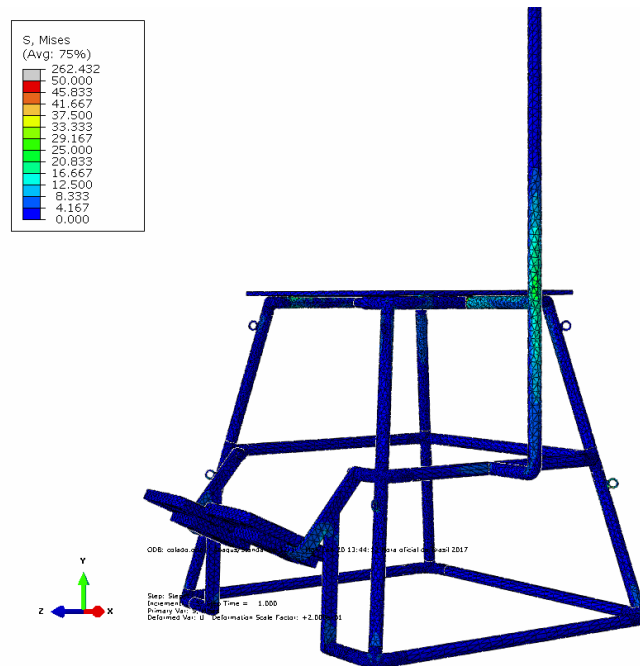


Figura 5.5 - Tensões equivalentes de von Mises (MPa).

O apoio de mão consiste em um tubo de alumínio fixo na lateral do BAM_3D e representa um ponto crítico do sistema por conter pontos de concentração de tensão. Contudo, observou-se que o maior valor de tensão está localizado em apenas um ponto da peça. A Figura 5.6 apresenta a distribuição das tensões de von Mises (MPa) no apoio de mão sendo o maior valor de 65 MPa, bem inferior ao limite de escoamento do alumínio de 276 MPa.

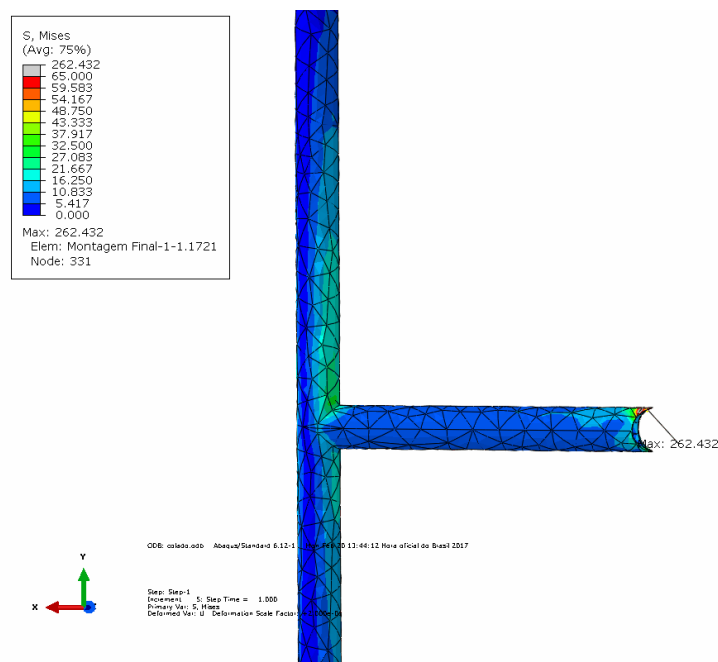


Figura 5.6 - Distribuição das tensões de Von Mises (MPa) no apoio de mão.

O campo de deslocamento é apresentado na Figura 5.7. Observou-se que o maior deslocamento aconteceu na região do apoio de mão com um valor de 4,99 mm. Este deslocamento pode ser interpretado insignificante para o sistema.

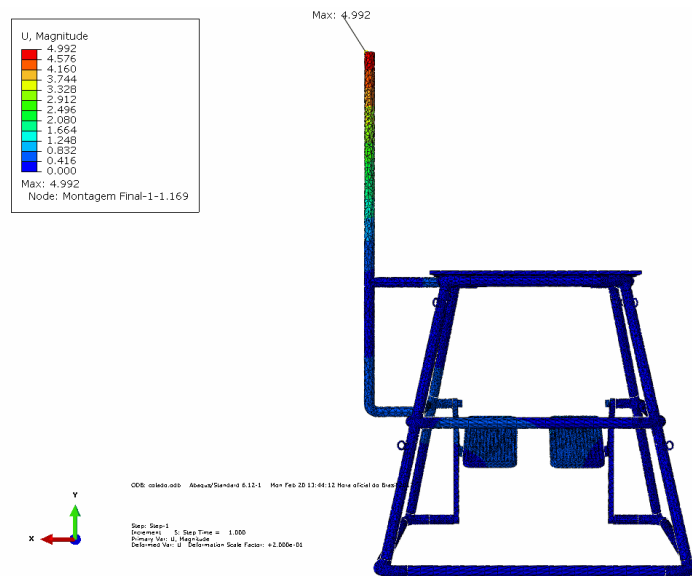


Figura 5.7 - Campo de deslocamento (mm).

Os apoios de pés também são pontos críticos do sistema. A Figura 5.8 apresenta a distribuição das tensões equivalentes de Von Mises na haste de sustentação do apoio de pés onde a tensão máxima atingida foi de 11 MPa, sendo essa tensão inferior ao limite de escoamento da liga de alumínio utilizada.

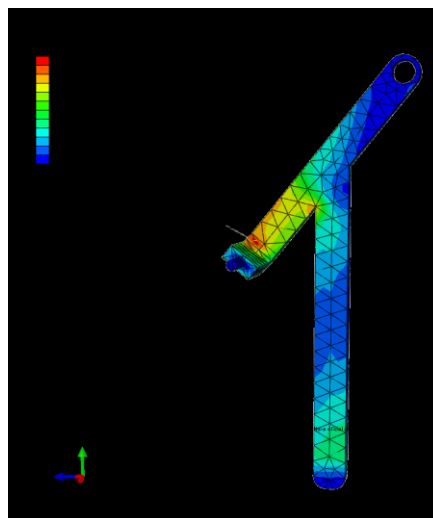


Figura 5.8 - Distribuição das tensões de von Mises (MPa) nas haste de sustentação do apoio de pé.

A Figura 5.9 apresenta a base do apoio de pés, onde é possível observar uma concentração de tensão, com valores também inferiores ao limite de escoamento da liga de alumínio, na região de encaixe com as hastes de sustentação.

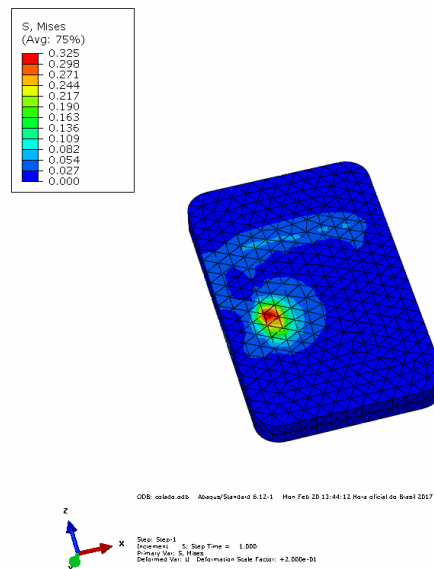


Figura 5.9 - Tensões equivalentes de Von Mises (MPa) na base do apoio de pé.

Os tubos cilíndricos localizados sob o assento do BAP_3D apresentaram valores elevados de tensão em relação ao conjunto. A tensão máxima encontrada foi da ordem de 30 MPa para o tubo cilíndrico posterior e 71 MPa para o tubo cilíndrico lateral, valores significativamente menores que o limite de escoamento do alumínio (Fig. 5.10 e 5.11).

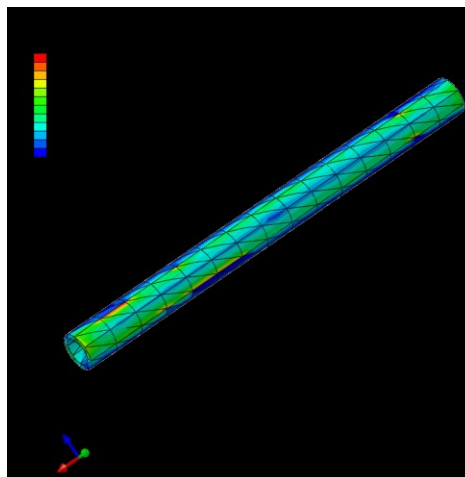


Figura 5.10 - Distribuição das tensões de Von Mises (MPa) no tubo cilíndrico posterior do assento.

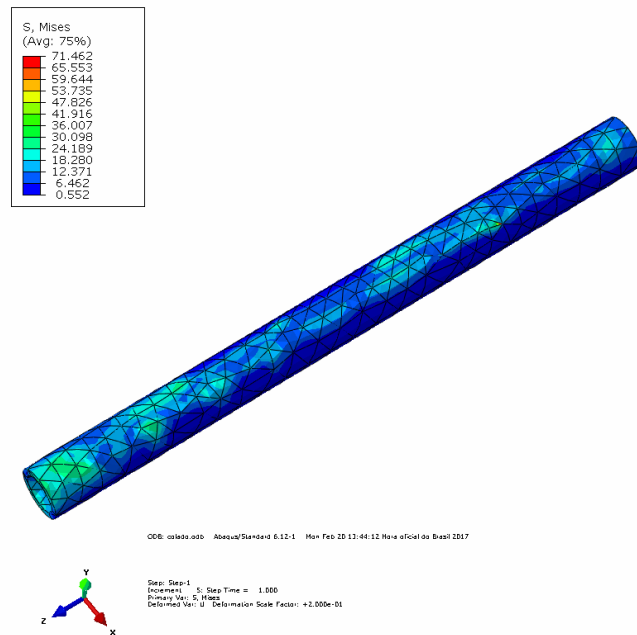


Figura 5.11 - Distribuição das tensões de Von Mises (MPa) tubo cilíndrico lateral do assento.

As argolas de fixação do equipamento ao solo apresentaram concentração de tensão no ponto de aplicação da força de tração, contudo o valor máximo de 164 MPa encontra-se abaixo do limite de escoamento do alumínio de 276 MPa, como mostra a Figura 5.12.

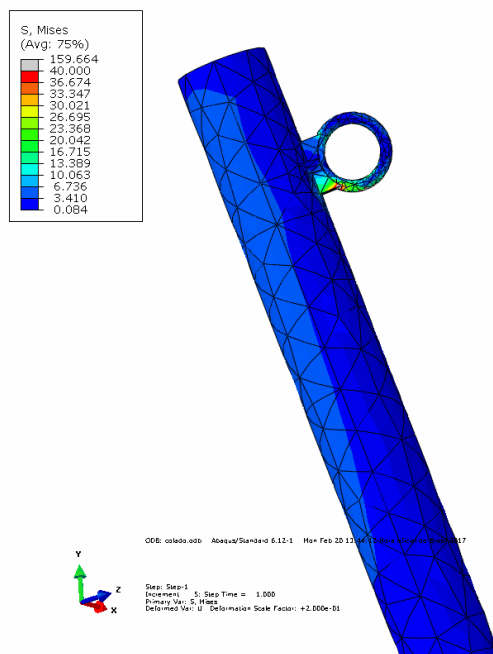


Figura 5.12 - Distribuição das tensões de von Mises (MPa) na argola de fixação.

Os cotovelos foram analisados separadamente para avaliar o comportamento das peças fabricadas por manufatura aditiva em PLA. O limite de escoamento do PLA é da ordem de 60 MPa, enquanto a tensão máxima encontrada no cotovelo com três encaixes foi de 15 MPa, como mostra a Figura 5.13.

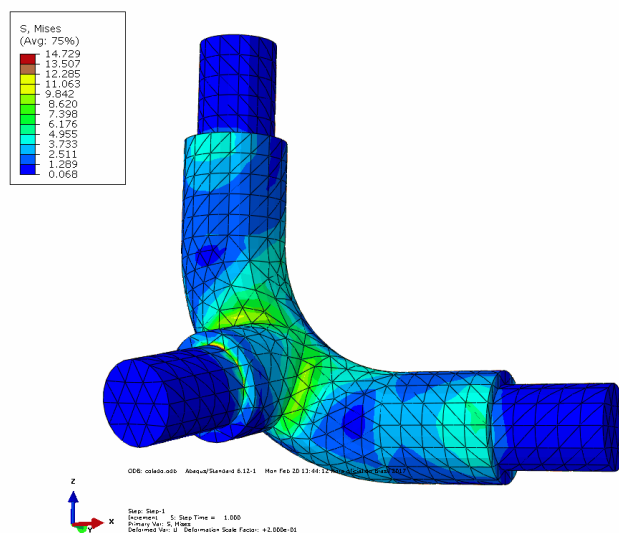


Figura 5.13 – Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no cotovelo de três encaixes.

A análise por elementos finitos deste modelo mostrou que a parte estrutural projetada é rígida indicando estar adequada aos carregamentos impostos de forma estática. Contudo, faz-se necessário uma análise experimental do protótipo para avaliar outras condições de funcionamento, como por exemplo, uma análise dinâmica da estrutura.

A próxima etapa do desenvolvimento do BAM_3D é fabricar as peças em manufatura aditiva e realizar testes de resistência em um primeiro protótipo. Posteriormente, os dados obtidos no THFRAME serão parametrizados com o projeto do banco modular para que, após a avaliação do atleta, suas medidas sejam repassadas automaticamente para este modelo e fique disponível para a impressão das peças em 3D e montagem com os demais materiais. Com isso, a utilização do THFRAME permitirá uma automatização do processo de fabricação do banco de arremesso.

5.4 Patente de invenção

Sob a orientação da Agência Intelecto, órgão ligado à Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação da UFU, realizou-se o procedimento para cuidar da proteção legal do Banco de Arremesso Modular. O documento de pedido de patente foi protocolado na unidade DIREG-MG do Instituto Nacional de Proteção Intelectual (INPI) em março de 2017 e recebeu o número de processo BR 10 2017 005548 5.

CAPÍTULO VI

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo apresenta os resultados e discussão relacionados com a fabricação do THFRAME, calibrações do equipamento e avaliação por meio dos testes iniciais para validação do primeiro protótipo. Inicialmente é apresentado o processo de fabricação, seguido da descrição dos itens ajustáveis e suas dimensões e por fim, a avaliação do equipamento e dos atletas da modalidade de arremessos e lançamentos, segundo padronizações definidas no capítulo IV.

6.1 Fabricação do protótipo do THFRAME

O processo de fabricação teve início com o levantamento de cada peça, suas cotas e o material necessário. Assim, foi possível estabelecer um orçamento inicial para o projeto, com a estimativa de custos dos materiais e dos processos de fabricação.

Apesar de o projeto inicial prever o uso de ligas de alumínio na estrutura visando reduzir o peso, o protótipo do THFRAME foi construído em aço com o objetivo de reduzir os custos do projeto. A construção e montagem do protótipo teve início com a fabricação das bases inferior e superior e a estrutura de fixação do atuador linear.

O atuador linear Santoro com capacidade 300 kgf utiliza um sistema de redução para movimentar uma haste metálica. Suas configurações incluem um comprimento de fuso em aço de 200 mm, motor de 55 watts e alimentação 12 volts corrente contínua, com acionamento por interruptor com fio (Fig. 6.1).



Figura 6.1 – Atuador linear com pistão elétrico. Fonte: http://produto.mercadolivre.com.br/MLB-721624292-atuador-linear-pisto-eletrico-_JM#REG_QUESTION=OK.

Durante a fabricação, o protótipo passou por algumas alterações visando principalmente à redução do peso total e a otimização das regulagens previstas no projeto. Diante das necessidades de fabricação, o projeto em ambiente CAD foi modificado, como mostrado na Fig. 6.2.

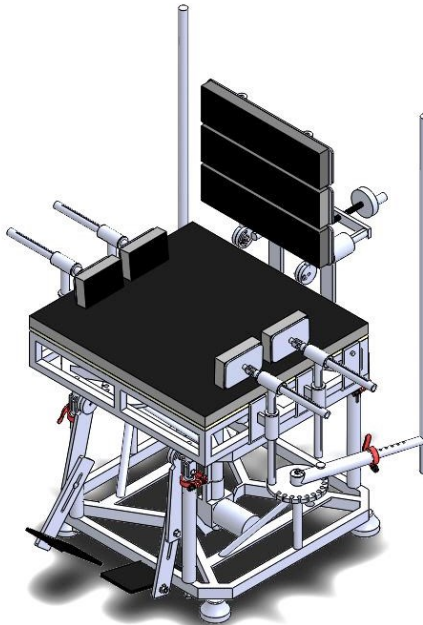


Figura 6.2 – Montagem final do THFRAME.

Entre as alterações do projeto está a substituição dos pinos de travamento por abraçadeiras de canote com blocagem, Fig. 6.3, nos reguladores de altura, apoios laterais e apoio de mão.



Figura 6.3 - Abraçadeiras de canote com blocagem. Disponível em: <http://www.bikepointsc.com.br/produto/Abracadeira-de-Canote-com-Blocagem-349mm-7776>.

O uso das abraçadeiras facilita o travamento de diversas regulagens, além de oferecer maior liberdade de ajustes para os apoios laterais, reguladores de altura e apoio de mão. A Figura 6.4 mostra o regulador de altura e apoio de mão com as abraçadeiras.

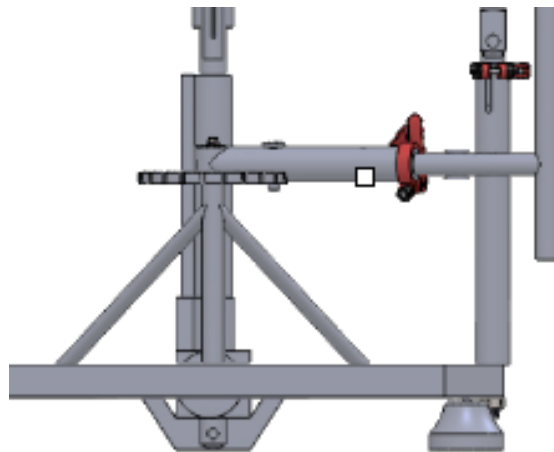


Figura 6.4 – Abraçadeiras para o travamento do regulador de altura e apoio de mão.

Outras modificações incluíram o sistema para deslocamento horizontal do encosto e a geometria dos apoios laterais dos membros inferiores. Para executar o movimento do encosto optou-se por um sistema de barra roscada acionada por uma manivela que desloca dois cilindros paralelos linearmente (Fig. 6.5).

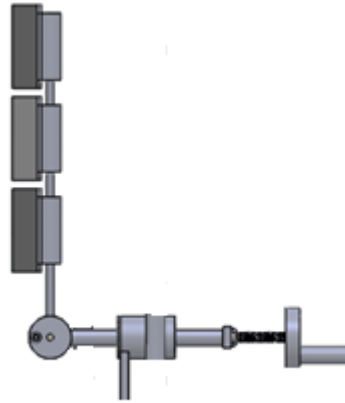


Figura 6.5 – Sistema de barra rosca para deslocamento do encosto.

Quanto aos apoios laterais, toda a geometria foi modificada para viabilizar o processo de fabricação e reduzir a quantidade de material e, conseqüentemente, o peso total do protótipo. Os perfis retangulares foram substituídos por perfis cilíndricos e uma dobradiça foi acoplada ao dispositivo final permitindo sua movimentação no plano transversal (Fig. 6.6).

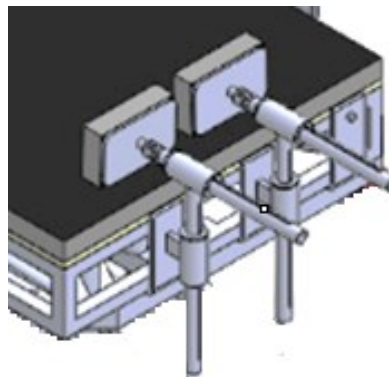


Figura 6.6 – Nova geometria dos apoios laterais.

Para acomodar a nova geometria dos apoios laterais e acomodar o sistema de mapeamento de pressão, a base superior do assento também foi modificada, substituindo as chapas do apoio lateral por pequenas chapas em L com largura reduzida (Fig. 6.7).

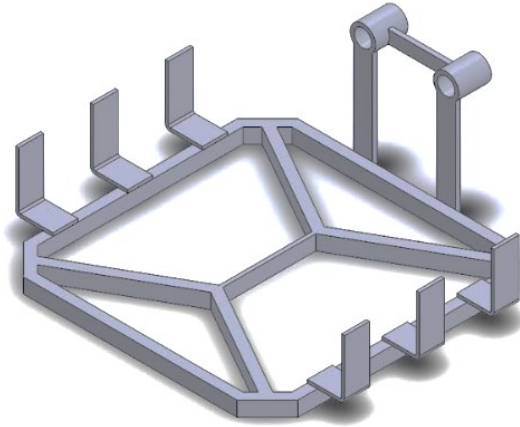


Figura 6.7 – Base superior do assento.

O sistema de mapeamento de pressão utilizado foi o CONFORMat® da Empresa Tekscan®. Este sistema de avaliação de pressão fornece dados de pressão sobre a superfície avaliada em tempo real. O sistema é composto por um *software* clínico, associado ao *hardware* e ao sensor.



Figura 6.8 – Aparato do sistema de mapeamento de pressão. (CONFORMat System, 2005).

O Sensor CONFORMat é um sensor fino, flexível e conformável para o medidas de pressão em superfícies. É formado por 1024 elementos sensores de detecção de pressão dispostos em linhas e colunas, com resolução de 0,5 *sense/s/cm²* e faixa nominal de 34 kPa. A distribuição dos elementos sensores é apresentada na Fig. 6.9.

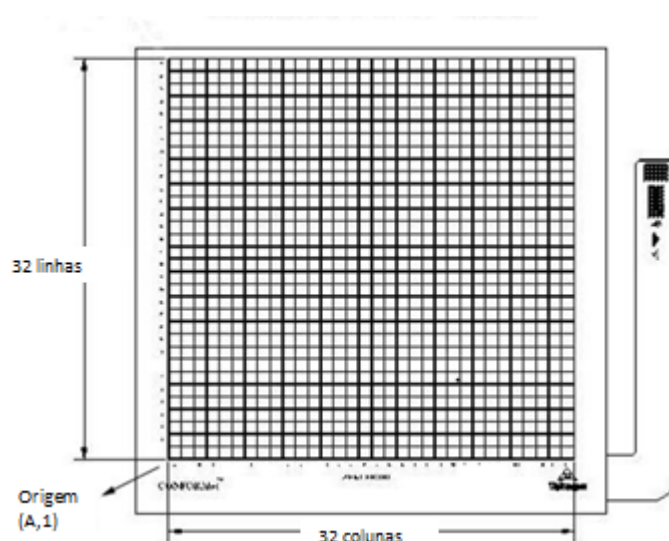


Figura 6.9 – Esquema do sensor CONFORMat (CONFORMat System, 2005).

O Sensor *handle* reúne os dados do sensor e os processa facilitando o envio das informações para o computador. Sendo usado ainda para iniciar ou parar a gravação dos dados. Assim, o *software* usa um mapa para converter a pressão detectada pelo *hardware* nos dados de pressão e exibir na janela em tempo real. Por meio da seleção do modo 2D, Fig. 6.10 (A), é possível visualizar cada elemento sensor em uma área individual na tela do computador. O modo 3D exibe as pressões como uma imagem tridimensional, em que são mostradas pressões mais altas como picos. Os picos relativos fornecem uma visão dos gradientes dentro de cada faixa de cores, como mostra a Fig. 6.10 (B).

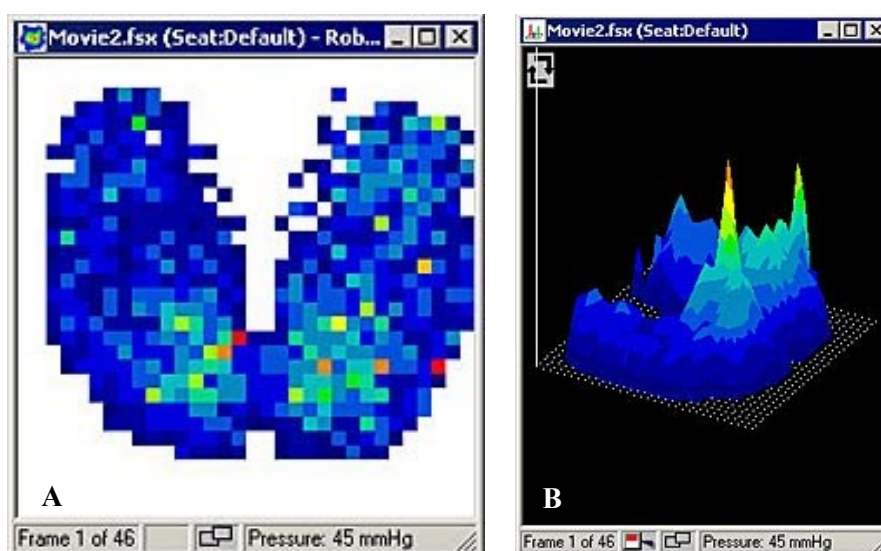


Figura 6.10 – Imagem do modo 2D (A) e 3D (B) exibidas pelo *software* CONFORMat (CONFORMat System, 2005).

Após o registro dos dados de pressão o *software* permite sua análise por meio de diversas ferramentas e propriedades, como área de contato, pressão de contato e pico de pressão. Durante os testes estas propriedades serão melhor exploradas.

6.2 Regulagens finais do THFRAME

A Figura 6.11 mostra o primeiro protótipo do THFRAME. Para o acabamento do assento, encosto e apoios laterais foi utilizado espuma de poliuretano revestida com tecido corvin, fixado no assento com Velcros®.

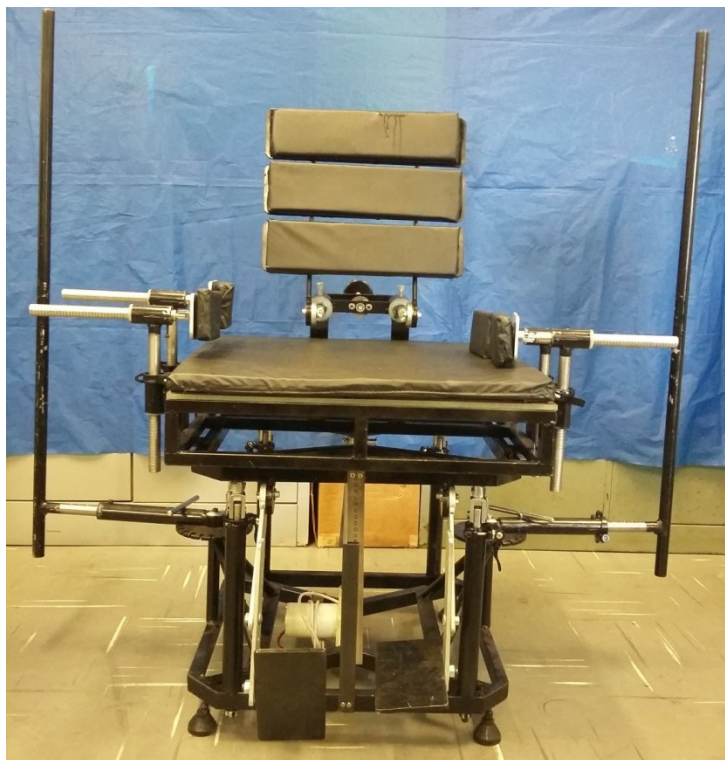


Figura 6.11 – Primeiro protótipo do THFRAME.

Para permitir a avaliação da posição final de cada elemento ajustável do THFRAME foram utilizadas escalas métricas e um goniômetro com nível, sendo que algumas dessas escalas foram adicionadas no próprio equipamento. O registro da taxa de deslocamento vertical do assento foi mensurada por meio de uma escala métrica em aço fixada na parte anterior e posterior do equipamento, como mostra a Fig. 6.12.



Figura 6.12 - Escala métrica em aço inox fixada na base do assento.

Na mensuração do deslocamento horizontal do encosto e dos apoios laterais foram adicionadas marcações a cada 50 mm nos tubos cilíndricos permitindo o registro da taxa de deslocamento desses itens. As Figuras 6.13 (A) e (B) mostram as marcações do encosto e apoio lateral, respectivamente.

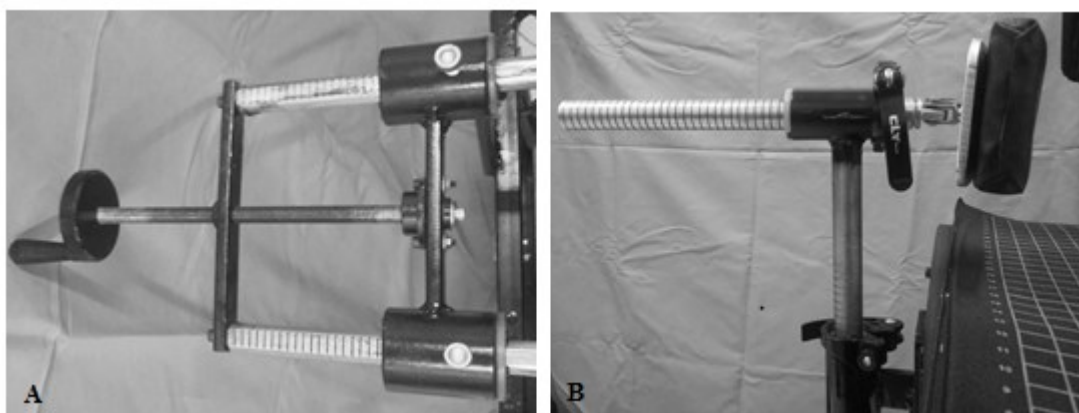


Figura 6.13 – Escala métrica do encosto (A) e escala métrica do apoio lateral (B).

Por fim, para a medida da dimensão final da distância do apoio de mão em relação ao assento os furos da peça foram utilizados para indicar o avanço do comprimento do tubo, cada furo corresponde a um avanço de 13,5 mm. Os furos do disco da base do apoio de mão também foram utilizados para identificar a ângulação do apoio de mão em relação ao assento, sendo que a cada furo corresponde à 15° de deslocamento (Fig. 6.14).



Figura 6.14 – Escala métrica para o deslocamento linear e angular do apoio de mão.

A seguir são apresentadas as regulagens do THFRAME e as variações das dimensões. O deslocamento horizontal do encosto permite a obtenção da profundidade do assento quando o encosto é ajustado ao indivíduo. A dimensão do assento com o recuo máximo do encosto é de 500 mm, diminuindo 50 mm a cada marca da escala métrica avançada sobre o assento, atingindo a profundidade mínima de 300 mm (Fig. 6.15).

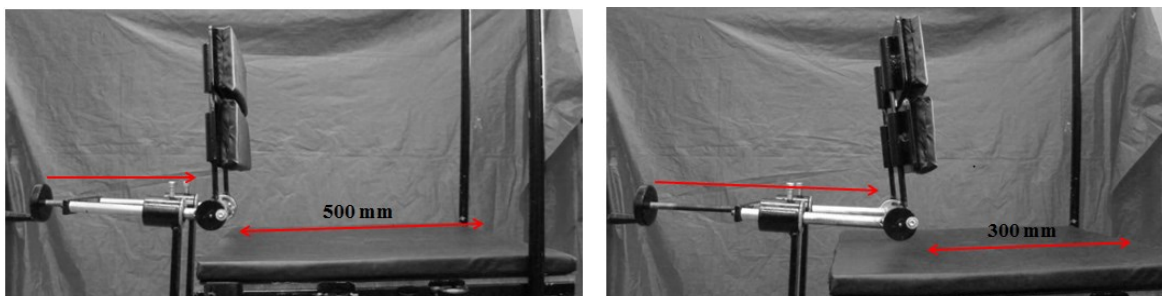


Figura 6.15 – Profundidade máxima e mínima do assento.

Outra possibilidade de ajuste do encosto é sua angulação em relação ao assento, como mostra a Fig. 6.16. Este ajuste é permitido nas regras da modalidade de arremesso e lançamentos.

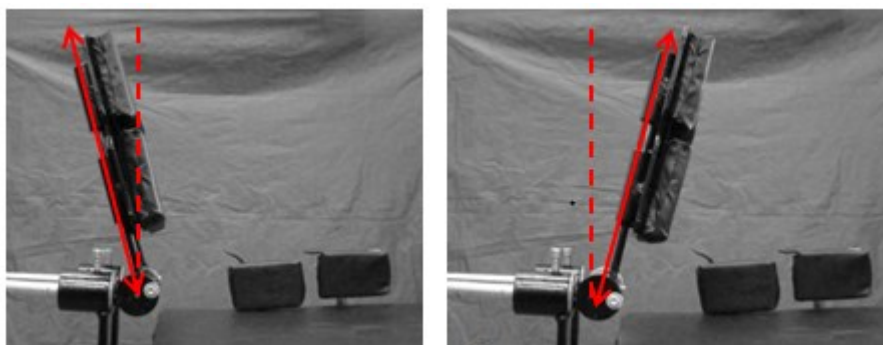


Figura 6.16 – Regulagem do ângulo do encosto em relação ao assento.

A altura do assento em relação ao chão é mensurada utilizando escalas métricas mencionadas anteriormente. O atuador linear permite que o assento seja elevado de 500 mm até 750 mm, altura máxima permitida pelas regras da modalidade. Por meio do travamento dos tubos cilíndricos telescópicos traseiros a frente do assento é elevada criando uma inclinação. Esta adaptação é conhecida na adequação postural como *dump*, e é usada para favorecer a flexão do quadril e sua estabilidade (Fig. 6.17).

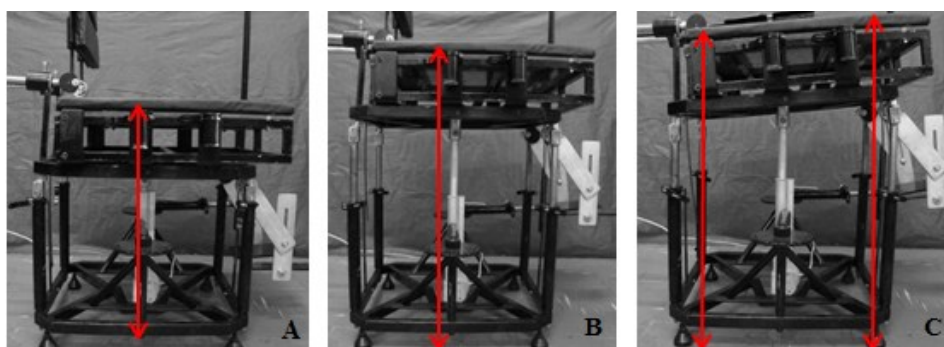


Figura 6.17 – (A) Altura mínima do assento em relação ao chão, (B) altura máxima do assento; (C) inclinação anterior do assento (*dump*).

A Figura 6.18 apresenta as regulagens do apoio de pé que conta com duas hastes e uma base. A primeira haste apresenta uma movimentação angular permitindo que o equipamento acompanhe o grau de amplitude de movimento do joelho do indivíduo, a segunda haste regula a altura da base se adequando ao comprimento da perna, enquanto a base se ajusta à posição final do pé em flexão ou extensão.

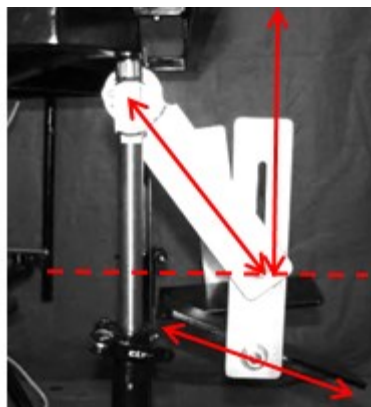


Figura 6.18 - Regulagens das hastes e base do apoio de pé.

Os apoios de pés individuais permitem que o equipamento se adeque ao comprimento de cada membro inferior do indivíduo, respeitando a existência de diferença entre os membros ou a existência de deformidades instaladas.

As regulagens do apoio de mão incluem seu posicionamento angular em relação ao assento, bem como sua distância. O comprimento mínimo do apoio de mão é de 290 mm avançando até 371 mm por meio do tubo cilíndrico telescópico (Fig. 6.19).

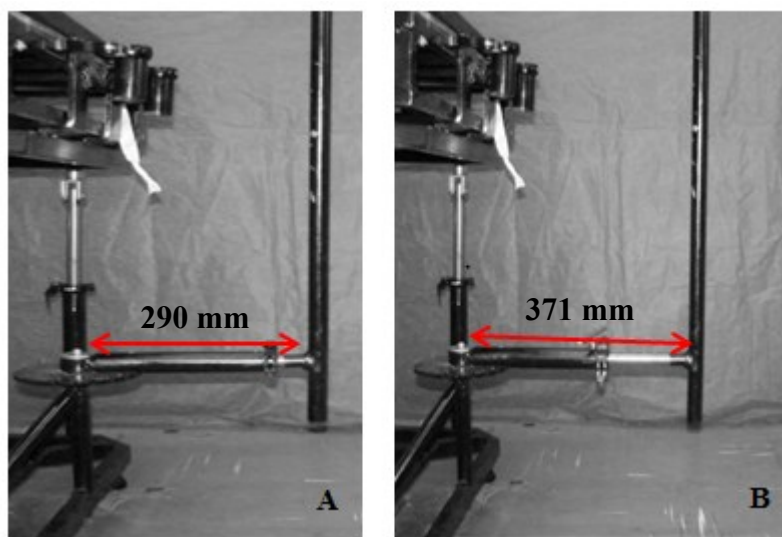


Figura 6.19 – Comprimento mínimo (A) do apoio de mão, comprimento máximo (B) do apoio de mão.

Os furos no disco da base da estrutura do apoio de mão, mostrados na Fig. 6.20, determinam o ângulo desta estrutura em relação ao assento, a cada furo obtém-se uma variação de 15°.

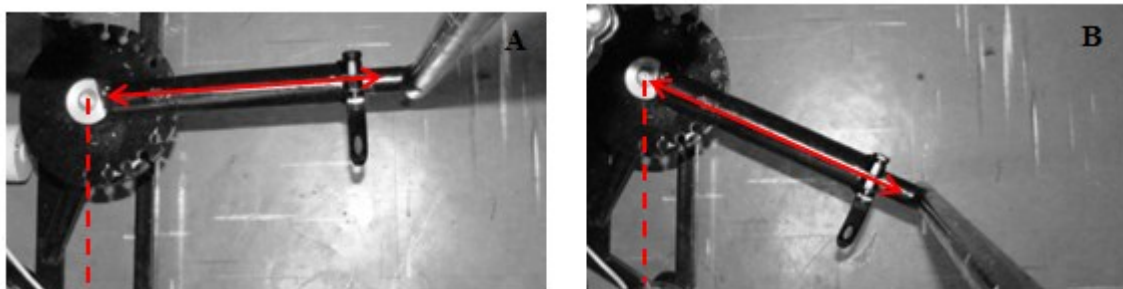


Figura 6.20– Deslocamento angular do apoio de mão.

A Figura 6.21, mostra a regulagem em altura e profundidade dos apoios laterais. A alteração de altura permite que o apoio se alinhe aos membros inferiores do indivíduo e assim avance sobre o assento ajustando-se às coxas do indivíduo. Este deslocamento é mensurado por meio das marcações do tubo cilíndrico, a cada marca avançada subtrai-se 50 mm da largura total do assento. O assento assume largura máxima de 460 mm quando os quatro apoios laterais estão recuados.

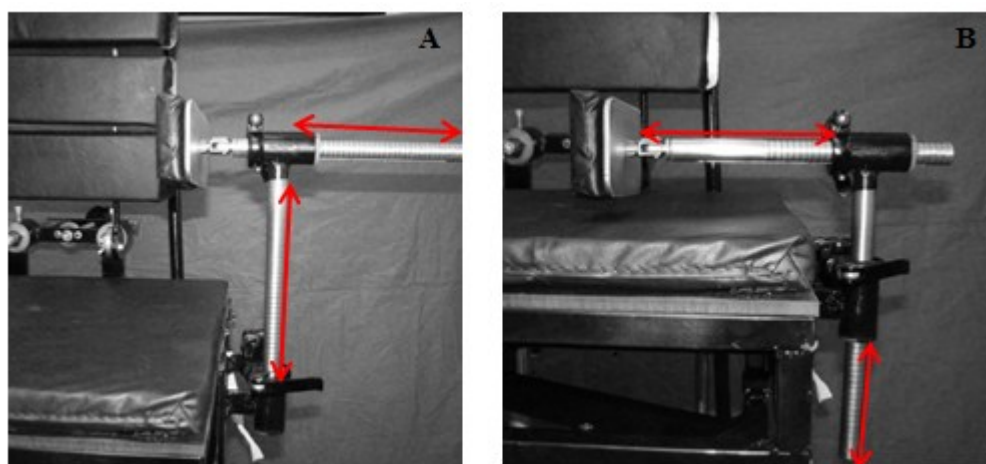


Figura 6.21 - Apoio lateral em altura e recuo máximo, (B) apoio lateral com altura mínima e máximo avanço.

Por fim, a Fig. 6.22 mostra a variação da altura do encosto. Formado por três bases que se conectam sua altura varia de 250 mm com uma base, 350 mm com duas e 450 mm com as três bases.

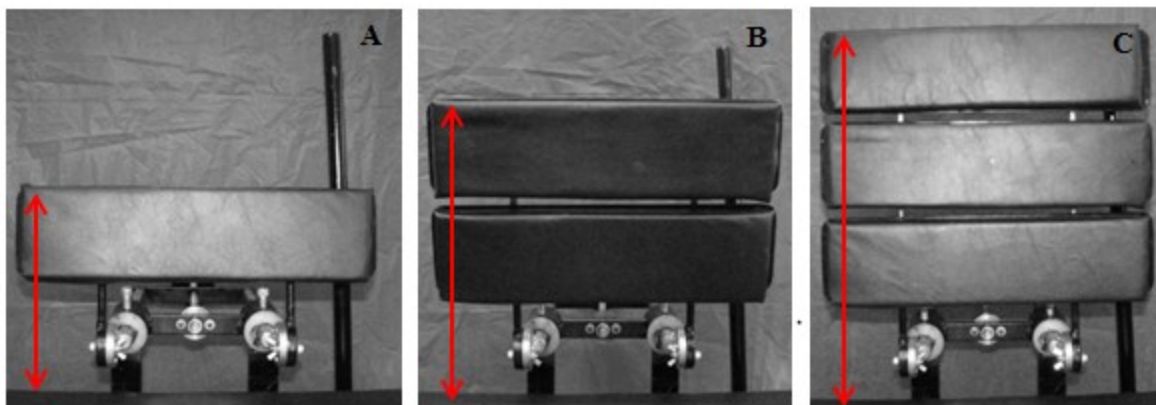


Figura 6.22 – Variação da altura do encosto. 250 mm (A), 350 mm (B) e 450 mm (C).

6.3 Testes e calibrações do THFRAME

Os testes e calibrações do THFRAME foram realizados nas dependências do complexo esportivo no Campus Santa Mônica da Universidade Federal de Uberlândia, em Uberlândia/MG. Participaram dos testes dois atletas da equipe de atletismo do SESI Gravatás de Uberlândia/MG. Inicialmente, os participantes foram orientados sobre os procedimentos dos testes, leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

6.3.1 Aparato experimental

O aparato experimental para a realização dos testes contou com dois tripés com câmeras para o registro fotográfico e de vídeo que foram dispostos ao lado direito (1) e em frente (3) ao THFRAME (1). Foram utilizados dois computadores (4), um deles utilizado para o registro da avaliação antropométrica e das dimensões dos itens ajustáveis do protótipo e outro, equipado com o *software* clínico, para a aquisição dos dados do mapeamento de pressão (Fig. 6.22).

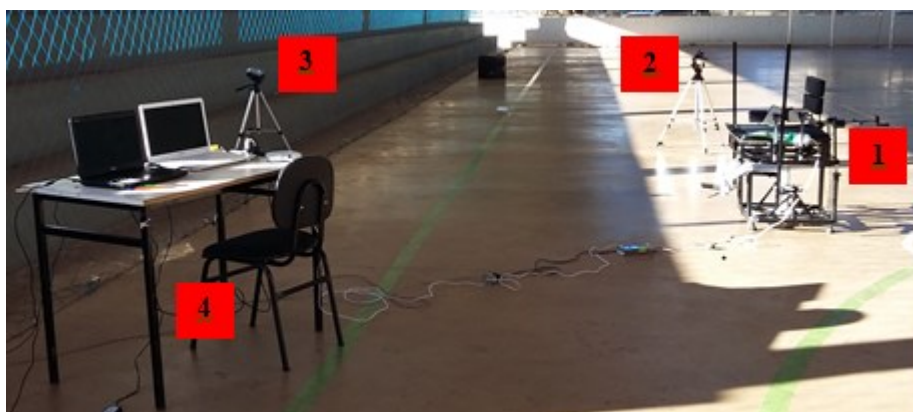


Figura 6.22 – Aparato experimental.

A Figura 6.23 apresenta em detalhe o sensor CONFORMat[®] posicionado sobre o assento do THFRAME conectado ao sensor *handle* que envia os dados ao computador equipado com o *software* clínico CONFORMat[®].

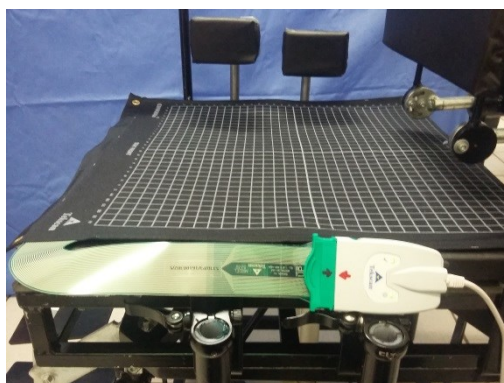


Figura 6.23 – Conexão do sensor CONFORMat com o Sensor *Handle*.

6.3.2 Calibração

Previamente aos testes foi realizada a calibração do sistema de mapeamento de pressão. Após seleção das unidades de medidas de pressão, força e distância utilizou-se uma massa conhecida sobre o sensor e a força aplicada foi colocada no *software* (Fig. 6.24).

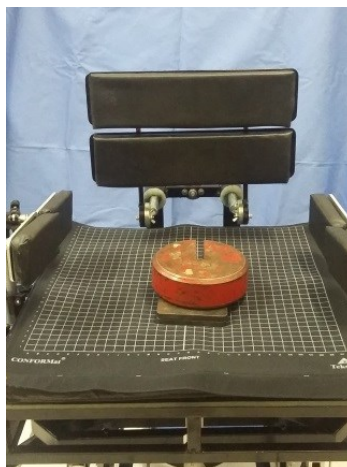


Figura 6.24 – Aparato para calibração do sistema de mapeamento de pressão.

A calibração permite que a saída digital de valores brutos seja convertida em unidades reais de pressão. A tabela 6.1 apresenta os dados de calibração utilizados para esta avaliação.

Tabela 6.1 – Dados de calibração.

Unidade de distância	mm
Unidade de força	N
Unidade de pressão	MPa
Força aplicada	131 N
Área carregada	22.425 mm ²
Pressão	0,0059 MPa

6.3.3 Avaliação dos atletas

Após a avaliação antropométrica dos atletas e os mesmos responderam o questionário de satisfação em relação ao banco de arremesso utilizado em seus treinos. Em seguida, os testes foram realizados seguindo a sequência abaixo:

- **Transferência do avaliado para o equipamento:** o THFRAME foi posicionado com o assento a 500 mm do chão para facilitar a transferência.
- **Postura sentada sem ajustes:** o avaliado foi posicionado sentado sobre o assento sem apoio nos pés e outros suportes como: encosto, apoio de mão ou apoios laterais. Esta situação descreve uma postura sentada bastante instável e muitas vezes observada nas competições e treinos da modalidade.

- **Registro dos dados 1:** o primeiro registro da distribuição de pressão sobre o assento e registro fotográfico foi realizado com o avaliado em repouso na postura descrita anteriormente. O *software* clínico CONFORMat® foi ajustado para realizar o registro de 10 frames durante 25 segundos.
- **Registro dos dados 2:** o avaliado foi orientado a realizar a simulação do arremesso de peso por três vezes consecutivas na postura sentada sem ajustes. Foi realizado o registro de vídeo e o segundo registro da distribuição de pressão sobre o assento. O *software* clínico CONFORMat® foi ajustado para realizar o registro de 10 frames durante 25 segundos. Para simular o arremesso utilizou-se uma bola com massa de 3 kg para que o chão da quadra não fosse danificado.
- **Ajustes do THFRAME:** cada item do equipamento foi ajustado ao corpo do avaliado levando em consideração suas medidas antropométricas e a necessidade de suporte. Os atletas tiveram a oportunidade de experimentar os diferentes ajustes e optar pelo melhor posicionamento. Os itens seguiram uma sequencia para os ajustes que permitiam primeiramente estabilizar o quadril para depois apoiar o tronco, pés e mãos. As medidas finais do equipamento foram registradas em seguida.
- **Registro dos dados 3:** o terceiro registro da distribuição de pressão sobre o assento e registro fotográfico foi realizado com o avaliado sentado em repouso com os ajustes realizados anteriormente. O *software* clínico CONFORMat® foi ajustado para realizar o registro de 10 frames durante 25 segundos.
- **Registro dos dados 4:** o avaliado foi orientado a realizar a simulação do arremesso de peso por três vezes consecutivas na postura sentada com ajustes. Foi realizado o registro de vídeo e o registro da distribuição de pressão sobre o assento. O *software* clínico CONFORMat® foi ajustado para realizar o registro de 10 frames durante 25 segundos.
- **Aplicação do questionário de satisfação:** ao final da avaliação cada atleta respondeu o mesmo questionário de satisfação, porém dessa vez avaliando sua postura final em no THFRAME.

6.3.4 Parâmetros de aquisição de dados

A configuração estabelecida para o registro dos dados inclui a duração da gravação, o número de quadros gravados e a frequência de quadros por segundos. A Figura 6.25 mostra os parâmetros de registro selecionados para os testes.

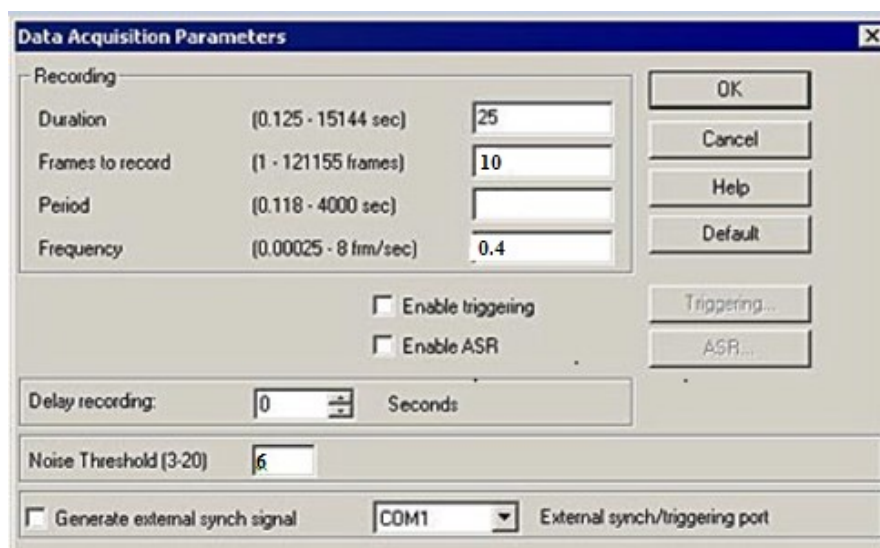


Figura 6.25 – Parâmetros de aquisição de dados.

Em cada registro foram feitos 10 quadros durante 25 segundos. A aquisição de parâmetros utilizou um ajuste com redução de ruídos (*Noise Threshold*), onde os valores de saída digital inferiores são ajustados para zero pelo *software*, filtrando assim as leituras indesejadas de pressão de baixo nível.

6.4 Avaliação do atleta 1

O atleta 1 tem 45 anos de idade, sexo masculino e pertence à classe F55 da modalidade de arremesso e lançamento. Esta classe abrange indivíduos com boa função de membros superiores e função parcial ou normal de tronco. O atleta 1 utiliza, exclusivamente, cadeira de rodas para locomoção, apresenta função parcial de tronco e necessitou de auxílio durante a transferência para o THFRAME. Os dados de sua avaliação antropométrica são apresentados na Tab. 6.2.

Para este atleta foram ajustados os apoios laterais para alinhar seus membros inferiores, a profundidade do assento foi diminuída para oferecer total apoio às coxas e a inclinação anterior do assento foi utilizada para estabilizar o quadril, que

apresentou tendência a entrar em extensão devido ao pobre controle de tronco. A Figura 6.26 (A) mostra o desalinhamento dos membros inferiores e a Figura 6.26 (B) a extensão de quadril que o atleta realiza na simulação do arremesso.

Tabela 6.2 – Dados antropométricos do atleta 1.

Avaliação antropométrica	
Atleta: 1	
Idade 45 anos	
Classificação funcional: F55	
Segmentos corporais	Dimensões (mm)
A - Distância do assento à região occipital	740
B - Largura do quadril	360
C - Comprimento da coxa D	500
C - Comprimento da coxa E	480
D - Pé ao joelho D	420
D - Pé ao joelho E	420
E - Comprimento do pé D	230
E - Comprimento do pé E	240
F - Distância do assento ao ombro	610
G - Largura dos ombros	520
I - Largura do tronco	340

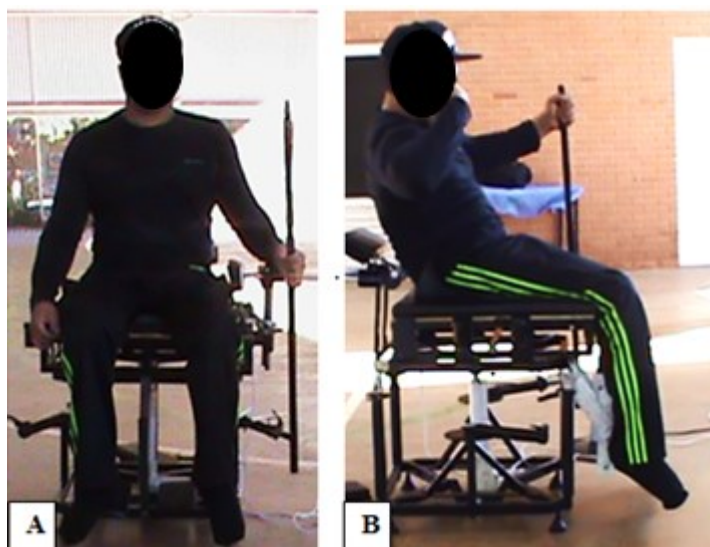


Figura 6.26 - Atleta 1 com membros inferiores em abdução (A) e com extensão de quadril durante a simulação do arremesso (B).

O encosto foi inclinado em 56° , em relação à horizontal, para apoiar o atleta durante a extensão de tronco realizada no arremesso, os pés foram posicionados com os joelhos em flexão, de acordo com o comprimento das pernas do avaliado e o apoio de mão posicionado permitindo o alcance com o membro superior esquerdo, como é visto nas Fig. 6.27 (A) e (B).

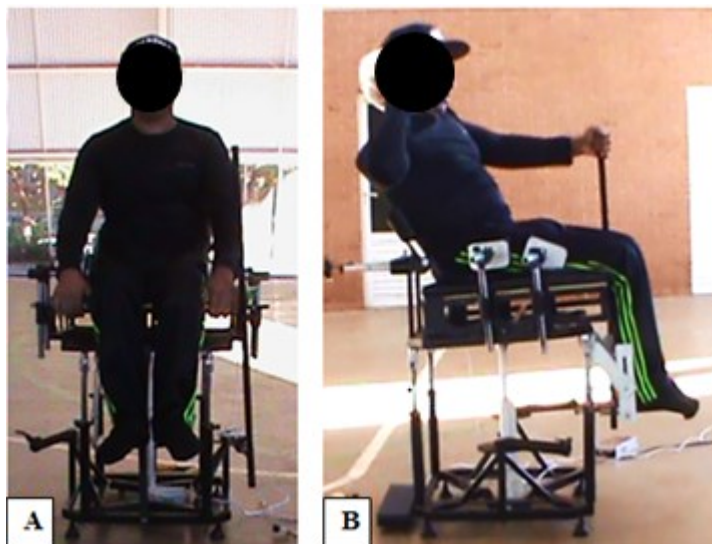


Figura 6.27 - Vista frontal do atleta 1 sentado com ajustes do THFRAME (A) e vista lateral durante a simulação do arremesso (B).

A Tabela 6.3 apresenta os itens ajustáveis do THFRAME e as medidas obtidas no posicionamento final do atleta 1.

Tabela 6.3 – Medidas finais do THFRAME para o atleta 1

Itens	Valor final
Apoio de mão	
Direito ou esquerdo	E
Distância apoio mão em relação ao assento	357,5 mm
Ângulo do apoio de mão em relação ao eixo	15 graus
Altura do Assento	
Altura anterior do assento ao chão	750 mm
Altura posterior do assento ao chão	720 mm
Apoio de pé D	
Ângulo 1ª haste (em relação à horizontal)	51 graus
Continua	

Continuação	
Itens	Valor final
Ângulo 2ª haste (em relação à horizontal)	92 graus
Ângulo da base (em relação à horizontal)	4 graus
Altura da base ao solo	339 mm
Apoio de pé E	
Ângulo 1ª haste (em relação à horizontal)	56 graus
Ângulo 2ª haste (em relação à horizontal)	102 graus
Ângulo da base (em relação à horizontal)	8 graus
Altura da base ao solo	336 mm
Apoio lateral	
Apoio lateral frente D	130 mm
Apoio lateral frente E	120 mm
Apoio lateral trás D	100 mm
Apoio lateral trás E	90 mm
Largura assento	370 mm
Encosto	
Profundidade assento	500 mm
Altura encosto - primeira base	250 mm
Ângulo do encosto	56 graus

6.4.1 Avaliação da distribuição de pressão

As Figuras 6.28 (A) e (B) mostram o atleta 1 na condição de avaliação em repouso sem ajustes e com ajustes. Os dados obtidos pelo sistema de avaliação de pressão são apresentados nessas duas condições de forma comparativa para cada propriedade avaliada.

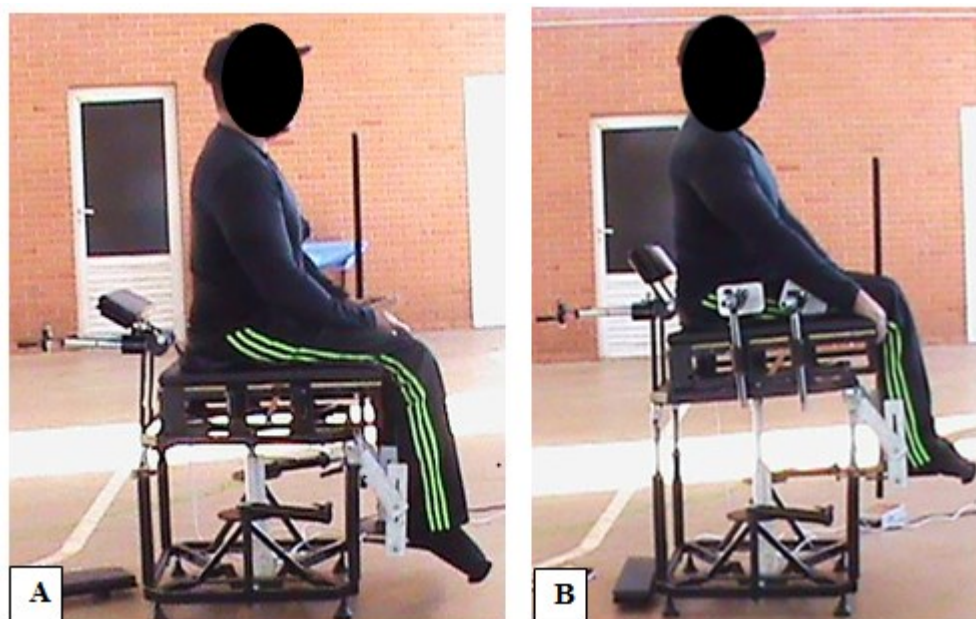


Figura 6.28 - Atleta 1 sentado no THFRAME sem ajustes (A) e com ajustes (B).

A primeira propriedade avaliada é a área de contato, definida pela área correspondente aos elementos sensores carregado. As Figuras 6.29 (A) e (B) mostram uma área de contato na condição de repouso sem ajustes de 73442 mm² e na condição de repouso com ajustes, 91153 mm², respectivamente.

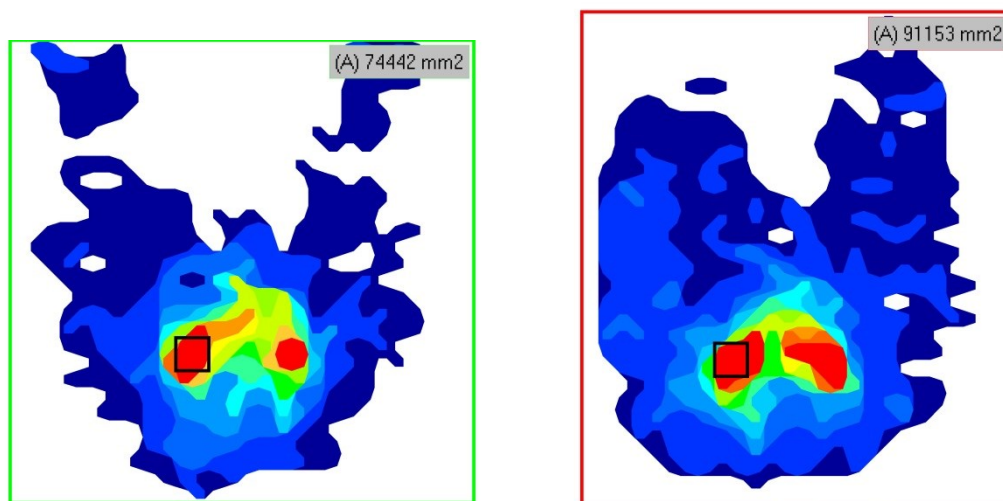


Figura 6.29 - Área de contato na condição sem ajustes (A) e com ajustes (B).

Observa-se um aumento de 18,33 % da área de contato na segunda condição, apontando que os ajustes do equipamento aumentaram a base de suporte sentado do atleta. É possível identificar um aumento da área de contato das coxas com a superfície e também dos glúteos que, de acordo com Engström (1993), é fator

imprescindível para que o indivíduo com déficit motor assuma e mantenha a postura sentada, diminuindo a tendência da coluna desabar exigindo pequenas forças musculares para manter a postura alinhada.

A pressão de contato é definida por cada sensor considerando a força dividida pela área de contato. Na condição sem ajustes obteve-se uma pressão de contato de 0,0069 MPa, enquanto que na condição com ajustes, a pressão de contato foi de 0,0066 MPa. As Figuras 6.30 (A) e (B) apresentam os valores e as imagens 2D desta propriedade.

De acordo com a literatura, um ponto de pressão sobre a pele, gerado pelo contato de uma proeminência óssea com outra superfície não deformável, quando mantido acima da pressão capilar normal de 0,0042 MPa, impede o fluxo sanguíneo e cria uma área de lesão tecidual (GREEVE, CASALIS e BARROS, 2001). Os valores de pressão encontrados nessa avaliação são superiores a este valor e considerados críticos para a formação de lesões por pressão, ainda que tenha ocorrido uma discreta diminuição na pressão média por área carregada, de 0,0069 MPa para 0,0066 MPa.

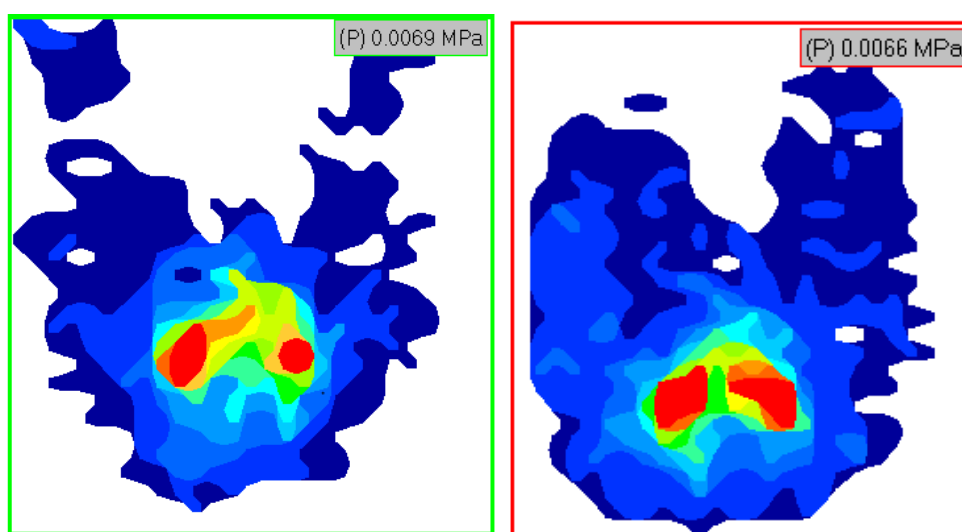


Figura 6.30 - Pressão de contato na condição sem ajustes (A) e com ajustes (B).

Os dados de pressão durante a simulação do arremesso mostram uma diferença importante nos valores da pressão de contato na condição sem ajustes do equipamento e com ajustes. A Figura 6.31 apresenta o comportamento dessa propriedade ao longo do tempo.

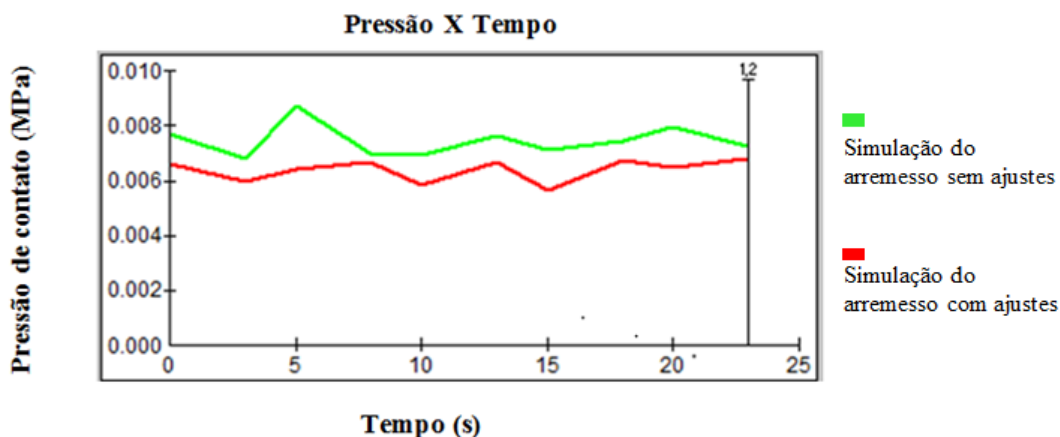


Figura 6.31 – Pressão de contato ao longo da simulação de arremesso.

Durante a simulação de arremesso, sem nenhum ajuste do equipamento no corpo do avaliado, observam-se valores de pressão de contato da ordem de 0,0070 MPa com picos superiores à 0,0080 MPa, enquanto que na condição com ajustes os valores de pressão de contato mantêm-se próximos à 0,0060 MPa.

A análise de diferentes níveis de pressão sob o assento do THFRAME, durante a avaliação do atleta 1, indica que os ajustes posturais proporcionados pelo equipamento auxiliaram no posicionamento da base de suporte da postura sentada, imprescindível para o desempenho da função dos membros superiores. A seguir é apresentada a avaliação do atleta sobre seu posicionamento no THFRAME comparativamente à sua percepção em relação ao seu banco de arremesso utilizado nos treinamentos, obtidos por meio da aplicação do questionário de satisfação. A Figura 6.32 mostra a avaliação de conforto.

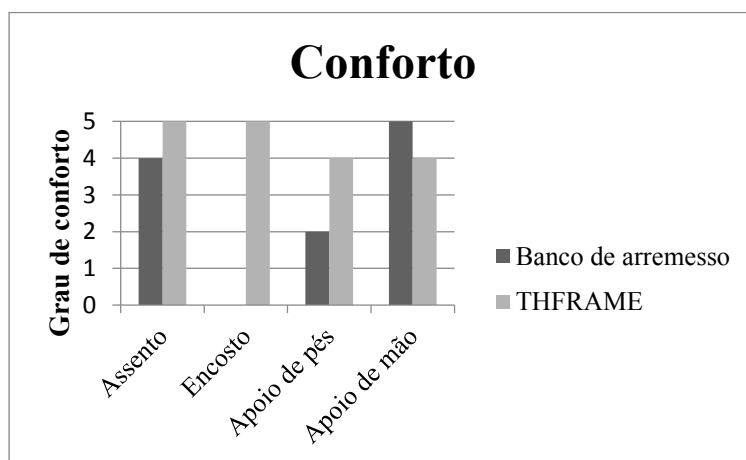


Figura 6.32 – Percepção de conforto do atleta 1.

Em relação à percepção de conforto, o atleta 1 apresentou maior sensação de conforto no assento, encosto e apoio de pés do THFRAME. Quanto ao apoio de mão, o avaliado indicou que a distância e o ângulo em relação ao assento estava adequada, porém a altura da barra vertical foi insuficiente para que ele pudesse realizar um alcance adequado. A avaliação de segurança é apresentada na Fig. 6.33.

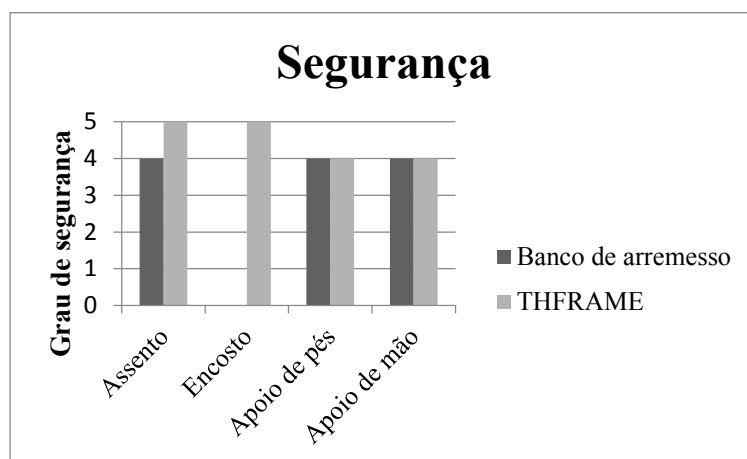


Figura 6.33 – Percepção de segurança do atleta 1.

A sensação de segurança deste avaliado foi positiva para o assento e encosto do THFRAME. O atleta refere que seu banco de arremesso atual não contém encosto e que este item proporcionou grande conforto e segurança durante a simulação do arremesso. Em relação aos apoios de pés e de mão, a avaliação aponta para um grau de segurança similar entre o banco de arremesso e o THFRAME.

Por fim, a avaliação de estabilidade durante a transferência e durante o arremesso mostra um grau de estabilidade superior no THFRAME (Fig. 6.34).

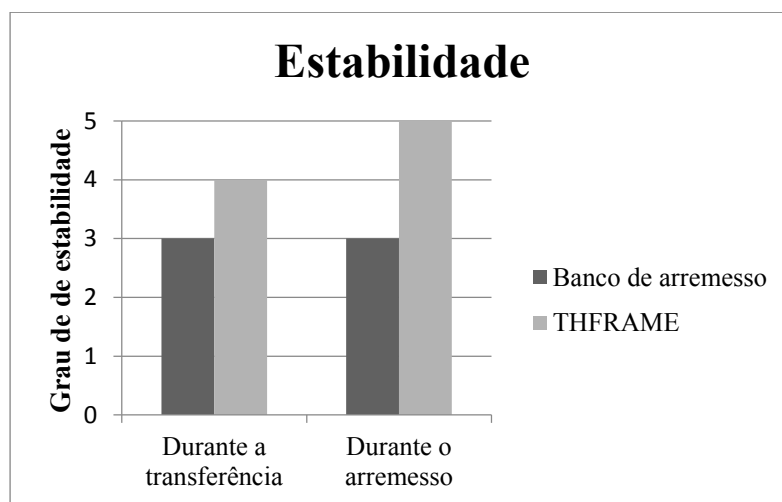


Figura 6.34 – Percepção de estabilidade do atleta 1.

A percepção do atleta sobre o conforto, segurança e estabilidade no THFRAME auxiliou na identificação de demandas no protótipo que serão discutidas posteriormente.

6.4.2 Prescrição do banco de arremesso personalizado

Diante da avaliação descrita acima chegou-se às medidas ideais do banco de arremesso para este indivíduo. A Fig. 6.35 apresenta as dimensões do banco de arremesso personalizado para o atleta 1.

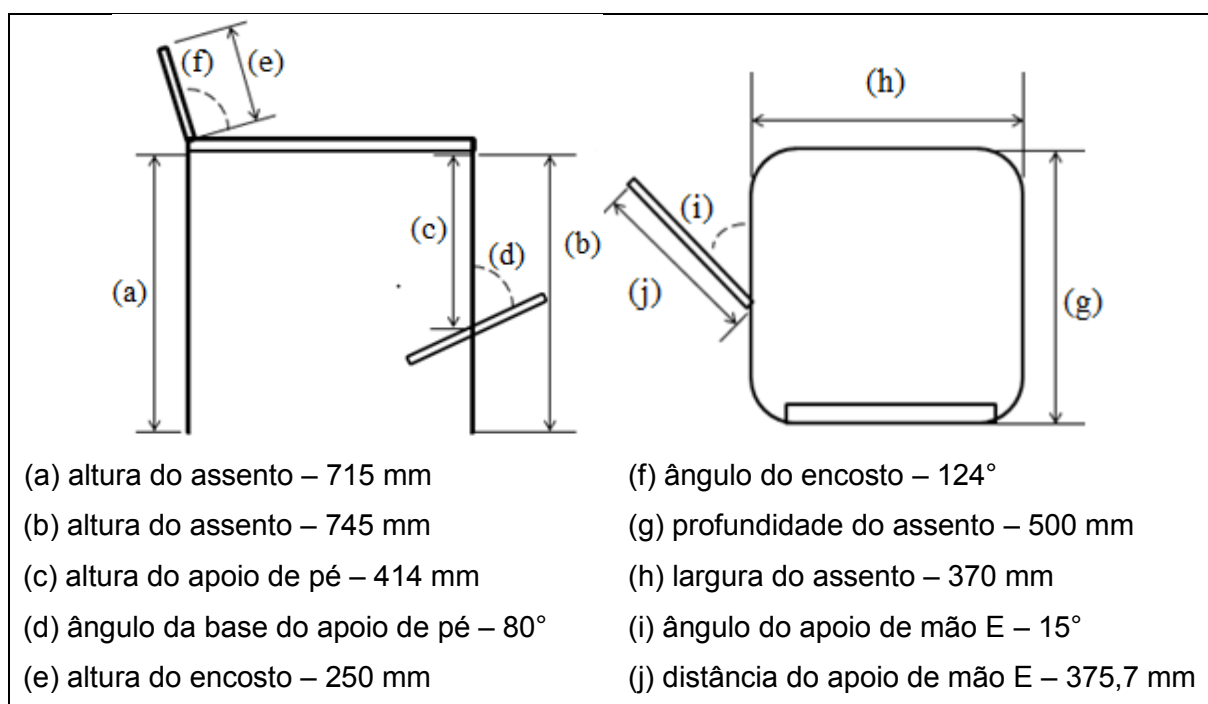


Figura 6.35 – Dimensões do banco personalizado para o atleta 1.

6.5 Avaliação do atleta 2

O atleta 2 tem 41 anos de idade, sexo feminino e pertence a classe F56 da modalidade de arremesso e lançamento. Esta classe abrange indivíduos com bom equilíbrio de tronco e função de membros inferiores preservado na altura das coxas. O atleta 2 realiza marcha com aditamento por longas distâncias. Os dados de sua avaliação antropométrica são apresentados na Tab. 6.4.

Tabela 6.4 – Dados antropométricos do atleta 1.

Avaliação antropométrica	
Atleta: 2	
Idade 41 anos	
Classificação funcional: F56	
Segmentos corporais	Dimensões (mm)
A - Distância do assento à região occipital	760
B - Largura do quadril	470
C - Comprimento da coxa D	560
C - Comprimento da coxa E	560
D - Pé ao joelho D	420
D - Pé ao joelho E	420
E - Comprimento do pé D	240
E - Comprimento do pé E	250
F - Distância do assento ao ombro	630
G - Largura dos ombros	460
I - Largura do tronco	300

O atleta 2 necessitou de um menor suporte para manter sua postura alinhada, devido a seu bom controle de tronco. A largura e profundidade do assento foram mantidas em sua máxima dimensão e apenas os apoios laterais anteriores foram utilizados para manter as coxas aduzidas. A Figura 6.36 mostra a atleta sentada em repouso com os ajustes de apoio de pés e inclinação do assento.



Figura 6.36 – Atleta 2 sentada em repouso com ajustes do equipamento.

O controle de tronco da atleta 2 permite que o arremesso do implemento seja feito com uma rotação de tronco e, dessa forma, o encosto é dispensável. Os pés da atleta, mesmo com as regulagens feitas, não se mantiveram apoiado durante o arremesso. Foram testadas duas configurações de ajustes para os pés, como mostram as Fig. 6.37 (A) e (B).

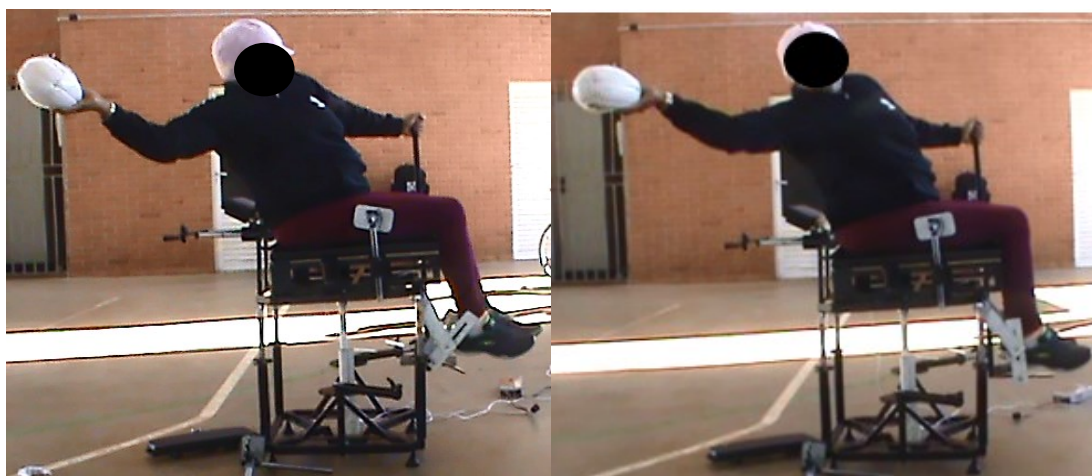


Figura 6.37 – Atleta 2 durante a simulação de arremesso com diferentes configurações de ajustes para os apoios de pés. (A) pés posicionados com flexão de joelhos e flexão plantar. (B) pés posicionados com joelhos e tornozelos em aproximadamente 90°.

Nas duas configurações ajustadas para os apoios de pés, a atleta apresentou extensão dos joelhos no momento do arremesso, indicando a necessidade de outros dispositivos que auxiliassem no posicionamento das pernas da atleta. Para Jan, Jones, *et al.* (2010), a posição do pé contribui para a estabilidade da pélvis e,

consequentemente, na estabilidade do tronco do usuário, devendo receber atenção especial na adequação postural. O posicionamento (B) foi selecionado como medida final para a atleta 2 por apresentar menor movimentação de pernas durante o arremesso. A Tabela 6.5 apresenta os itens ajustáveis do THFRAME e as medidas obtidas no posicionamento final do atleta 2.

Tabela 6.5 – Medidas finais do THFRAME para o atleta 2.

Itens	Valor final
Apoio de mão	
Direito ou esquerdo	E
Distância apoio mão em relação ao assento	344 mm
Ângulo do apoio de mão em relação ao eixo	30 graus
Altura do Assento	
Altura anterior do assento ao chão	750 mm
Altura posterior do assento ao chão	740 mm
Apoio de pé D	
Ângulo 1ª haste (em relação à horizontal)	54 graus
Ângulo 2ª haste (em relação à horizontal)	86 graus
Ângulo da base (em relação à horizontal)	3 graus
Altura da base ao solo	286 mm
Apoio de pé E	
Ângulo 1ª haste (em relação à horizontal)	57 graus
Ângulo 2ª haste (em relação à horizontal)	79 graus
Ângulo da base (em relação à horizontal)	8 graus
Altura da base ao solo	306 mm
Apoio lateral	
Apoio lateral frente D	70 mm
Apoio lateral frente E	70 mm
Apoio lateral trás D	---
Apoio lateral trás E	---
Largura assento	460 mm
Encosto	
Profundidade assento	500 mm
Altura encosto - primeira base	---
Ângulo do encosto	---

6.5.1 Avaliação da distribuição de pressão

As Figuras 6.38 (A), (B) e (C) mostram a atleta 2 na condição de avaliação em repouso sem ajustes, com ajustes e pés em flexão plantar e com ajustes e pés em 90°. Os dados obtidos pelo sistema de avaliação de pressão são apresentados nessas três condições de forma comparativa para cada propriedade avaliada.



Figura 6.38 – Atleta 2 sentado no THFRAME sem ajustes (A), com ajustes e pés em flexão plantar (B), com ajustes e pés em 90° (C).

A primeira propriedade avaliada é a área de contato. As Figuras 6.39 (A), (B) e (C) mostram uma área de contato na condição de repouso sem ajustes de 98.532 mm², enquanto que com a primeira configuração do apoio de pés a área foi de 115.461 mm² e com a segunda configuração de apoio de pés de 116.980 mm², respectivamente.

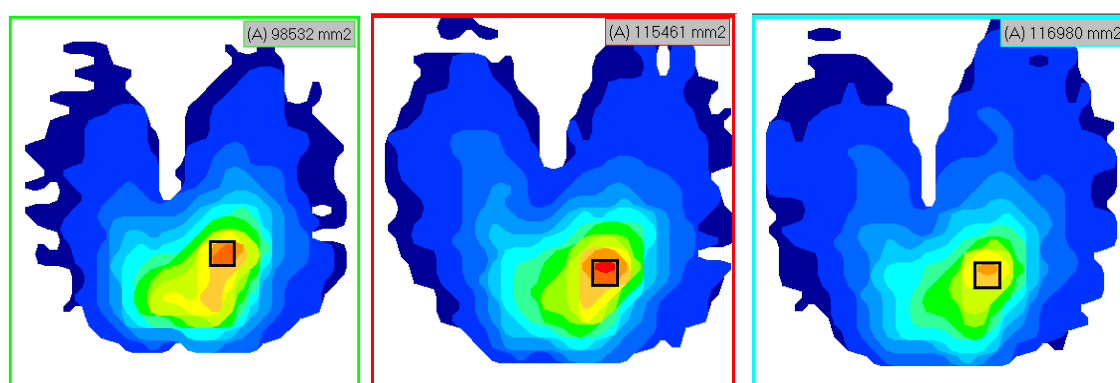


Figura 6.39 - Área de contato na condição sem ajustes (A) e com ajustes (B) e (C).

Novamente os ajustes do equipamento aumentaram a base de suporte do atleta, sendo que a configuração com os pés em 90° (C) apresentou a maior superfície de contato.

Quanto à pressão de contato, na condição sem ajustes (A) obteve-se um valor de 0,0074 MPa, na primeira configuração de ajustes (B) um valor de 0,0070 MPa e na segunda configuração de ajustes (C), o valor de pressão de contato foi de 0,0067 MPa. As Figuras 6.40 (A), (B) e (C) apresentam os valores desta propriedade.

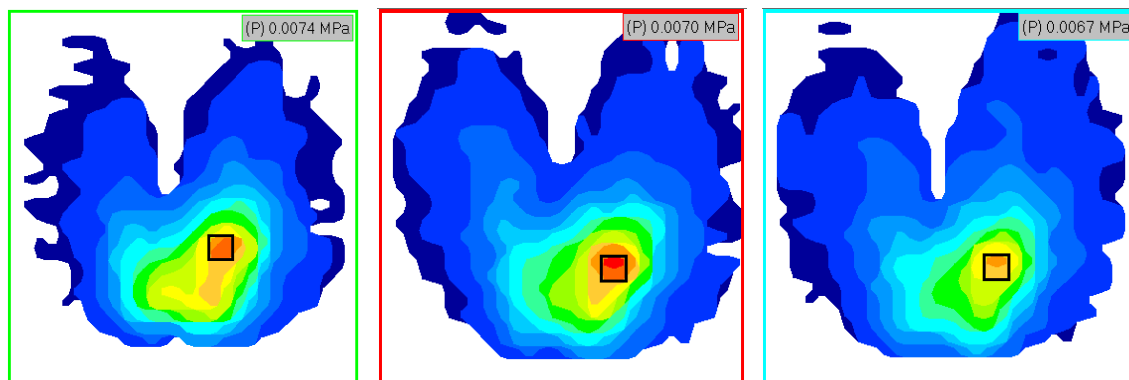
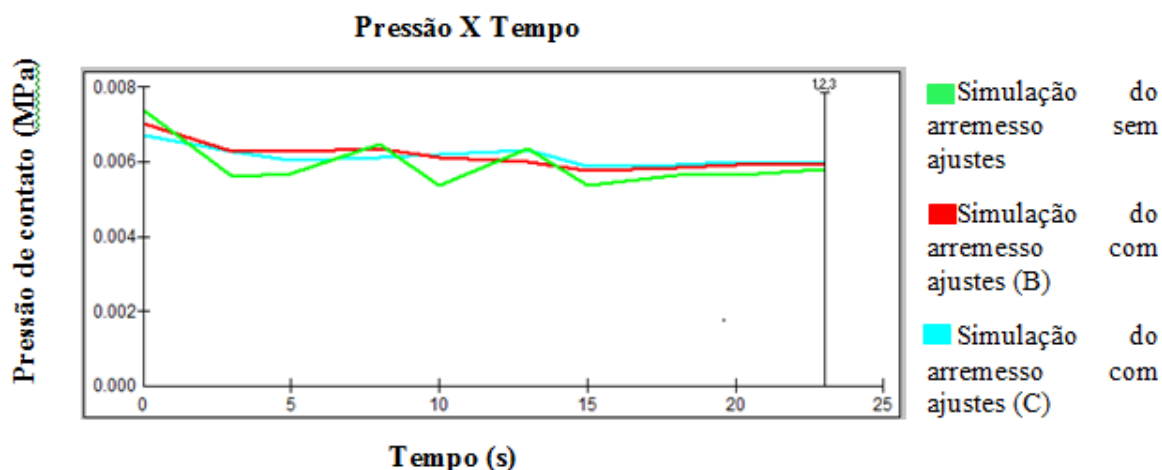


Figura 6.40 - Pressão de contato na condição sem ajustes (A) e com ajustes (B) e (C).

Os valores de pressão encontrados são superiores ao valor crítico para a formação de lesões por pressão, ainda que tenha ocorrido uma discreta diminuição na pressão média com os ajustes. Mais uma vez, a segunda configuração de ajustes (C), onde os pés estão posicionados em 90°, apresenta melhores valores de pressão de contato.

Os dados de pressão durante a simulação do arremesso mostram a variação nos valores da pressão de contato na condição sem ajustes do equipamento (A) e com ajustes (B) e (C). A Figura 6.41 apresenta o comportamento dessa propriedade ao longo do tempo.



6.41 – Pressão de contato ao longo da simulação de arremesso.

Durante a simulação do arremesso, sem nenhum ajuste, observa-se uma maior variação nos valores de pressão de contato ao longo do tempo com picos superiores às outras condições, na ordem de 0,0074 MPa, enquanto que nas condições com ajustes, os valores de pressão de contato se mantiveram menores e com menor variação.

A análise da distribuição de pressão sobre o assento durante a avaliação do atleta 2 aponta que os ajustes posturais utilizando o equipamento auxiliaram no posicionamento da base de suporte e em uma distribuição mais eficiente da pressão.

A seguir é apresentada a avaliação do atleta sobre seu posicionamento no THFRAME comparativamente à sua percepção em relação ao seu banco de arremesso utilizado nos treinamentos, obtidos por meio da aplicação do questionário de satisfação. A Figura 6.42 mostra a avaliação de conforto.

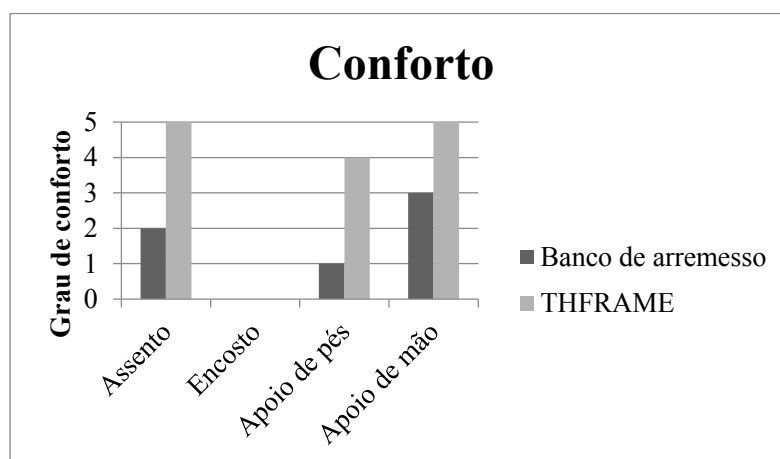


Figura 6.42 - Percepção de conforto do atleta 2.

Em relação à percepção de conforto, o atleta 2 apresentou maior sensação de conforto no assento, apoio de pés e apoio de mãos do THFRAME. O encosto não é usado por este atleta. A avaliação de segurança é apresentada na Fig. 6.43.

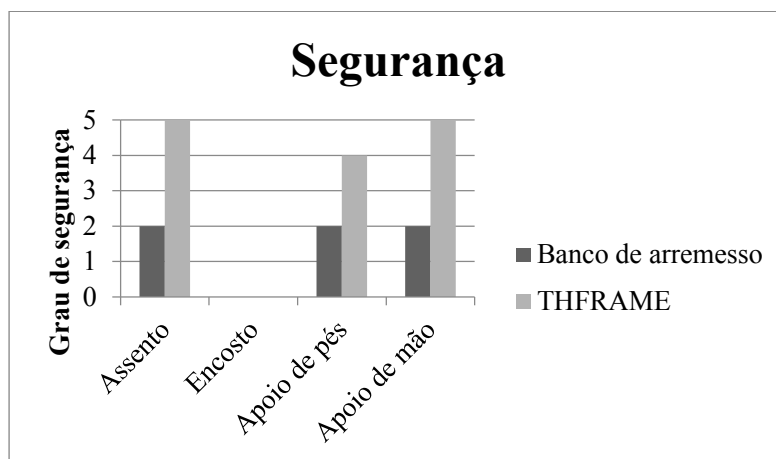


Figura 6.43 – Percepção de segurança do atleta 2.

A sensação de segurança deste avaliado foi positiva para o assento, encosto e apoio de mãos do THFRAME. Por fim, a avaliação de estabilidade durante a transferência e durante o arremesso mostra um grau de estabilidade superior no THFRAME (Fig. 6.44).

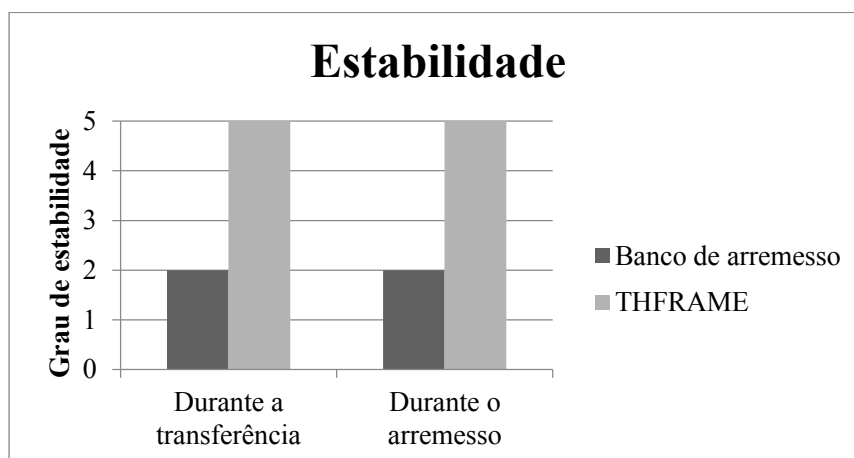


Figura 6.44 – Percepção de estabilidade do atleta 2.

Novamente, a percepção do atleta sobre o conforto, segurança e estabilidade no THFRAME auxiliou na identificação de demandas no protótipo que serão discutidas posteriormente.

6.5.2 Prescrição do banco de arremesso personalizado

Diante da avaliação descrita acima chegou-se às medidas ideais do banco de arremesso para o atleta 2. A Fig. 6.45 apresenta as dimensões do banco de arremesso personalizado.

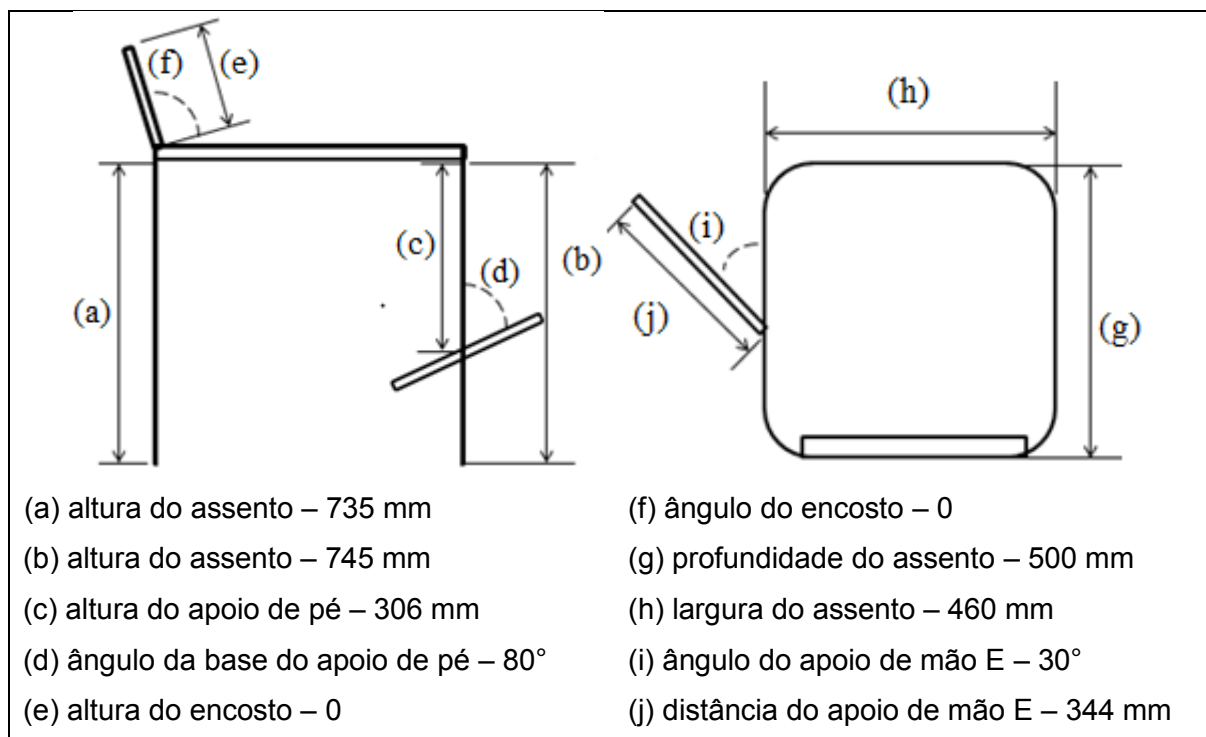


Figura 6.45 – Dimensões do banco personalizado para o atleta 2.

6.6 Avaliação do protótipo

Durante a avaliação foi possível identificar algumas demandas de modificação do projeto. Observou-se durante a simulação do arremesso que o equipamento permitia um pequeno deslocando frontal indicando uma certa flexibilidade do sistema. Para corrigir esta falha o movimento frontal deve ser estabilizado e os pés substituídos por elementos rígidos. O peso do equipamento teve impacto no funcionamento do atuador linear, que não foi suficiente para elevar o assento de forma linear. Para que o objetivo fosse atendido, a elevação do assento foi feita por etapas, primeiro travando os reguladores posteriores de altura e elevando os anteriores, então, os reguladores de altura anteriores foram travados para elevar a parte posterior do assento, até atingir a altura desejada. Este comportamento poderá

ser corrigido nas futuras versões por meio da utilização de uma única guia traseira em substituição às duas guias utilizadas nesta versão.

Outra dificuldade encontrada esteve na estrutura dos apoios de pés. A estrutura do protótipo e os movimentos permitidos não atendeu aos objetivos propostos pois limitou a liberdade de movimento de flexão de joelhos. A altura da estrutura que acomodou o assento de espuma e o dispositivo de pressão impedia que as pernas dos avaliados fossem projetados para baixo do assento (Fig. 6.46).

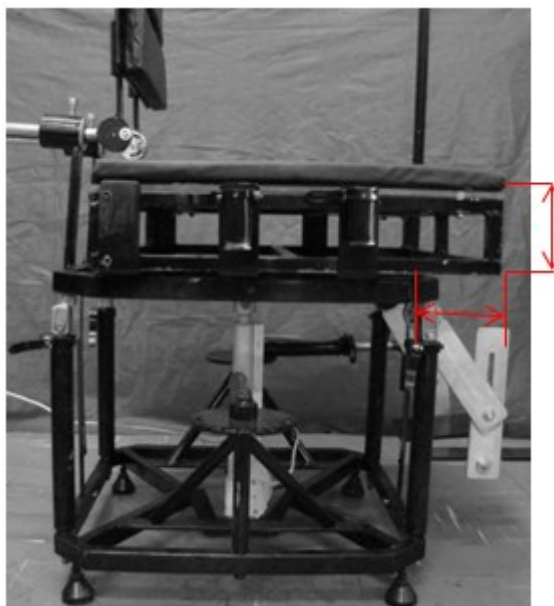


Figura 6.46 – Altura da estrutura do assento e posição da primeira haste do apoio de pé.

A Figura 6.46 mostra que a estrutura do assento foi posicionada anteriormente à base para que toda a profundidade do assento pudesse ser utilizada, uma vez que, a estrutura do encosto havia invadido a superfície do assento, o que levou a primeira haste do apoio de pés a ficar distante das pernas do avaliado.

Essas características da estrutura limitaram o posicionamento das pernas com joelhos em 90°, assim apenas os recursos de ajuste de altura e ângulo da base foram utilizados para a sustentação dos pés. Diante disso, o comprimento da base de apoio dos pés foi insuficiente para acomodar todo o comprimento dos pés dos atletas.

Estes achados sugerem que a estrutura do apoio de pés deve ser reprojeta para atender as necessidades do projeto e o posicionamento do assento e do sistema de encosto precisam ser redimensionados.

CAPITULO VII

CONCLUSÃO

O trabalho apresentou o desenvolvimento de um novo equipamento de personalização de bancos utilizados na modalidade paralímpica de arremessos de peso e lançamentos de dardo. Este equipamento denominado de THFRAME foi projetado, calibrado e testado por dois atletas paralímpicos desta modalidade. Para automatizar o processo de fabricação foi desenvolvido um projeto de um novo banco de arremesso com dimensões de referência parametrizáveis projetado com algumas peças com manufatura aditiva.

Considerando as hipóteses levantadas no trabalho é possível concluir que:

- Em geral, os bancos atuais são de difícil transporte, pesados e não levam em consideração as características antropométricas do atleta. Neste caso, o THFRAME é um equipamento inovador que pode prescrever bancos de arremesso;
- O monitoramento da pressão sob o assento do THFRAME mostrou diferenças durante o processo de prescrição do banco;
- A adequação postural do atleta indicou que existem posições que podem dar uma maior estabilidade, segurança e conforto. Aliado a um treinamento físico adequado, um banco personalizado poderá influenciar de forma positiva na performance do atleta;
- Uma prescrição completa foi realizada considerando os dados antropométricos de dois atletas. Utilizando estas medidas diretamente no arquivo geométrico do novo banco de arremesso, desenvolvido em ambiente CAD, é possível obter um banco completamente personalizado para estes

atletas. Esta parte final do ajuste do banco e posterior fabricação não foram realizadas neste trabalho e serão desenvolvidas em futuras etapas.

SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS:

Para a continuidade deste trabalho sugerem-se as seguintes pesquisas:

- Finalizar o processo de automatização completa para o novo banco de arremesso;
- Desenvolver os bancos de arremesso para os 02 atletas e avaliar sua resistência mecânica e performance durante os arremessos. Fazer otimização e testes de novos materiais para o novo banco de arremesso;
- Desenvolver um banco de arremesso completo por manufatura aditiva;
- Otimizar a estrutura do THFRAME aumentando sua rigidez, reduzindo o peso, otimizar o sistema de guias de movimentação vertical, a estrutura dos pés de sustentação;
- Fabricar uma nova versão do equipamento em liga de alumínio e com “design” otimizado;
- Validar o equipamento por meio de um grupo maior de atletas paralímpicos através de análises estatísticas;
- Desenvolver um protocolo automatizado com aplicativo dedicado para o THFRAME visando um processo de prescrição em tempo real.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANTONELI, M. R. M. C. Prescrição de Cadeira de Rodas. In: TEIXEIRA, E., et al. **Terapia Ocupacional na Reabilitação Física**. 1ª. ed. São Paulo: Rocca, 2003.
- BAILEY, S. **Athlete first**: a history of the paralympic movement. West Sussex: John Wiley, 2008.
- BARTLETT, R. Princípios do Lançamento. In: VLADMIR, M. Z. **Biomecânica no Esporte - performance do desempenho e prevenção de lesão**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004. p. 340 - 357.
- BERNARDI, M.; GUERRA, E.; DI GIACINTO, B.; DI CESARE, ; CASTELLANO, ; BHAMBHANI,. Field Evaluation of Paralympic Athletes in Selected Sports: Implications for Training. **MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE**, 2010.
- BLAUWET, C.; WILLICK, S. E. The Paralympic Movement: Using Sports to Promote Health, Disability Rights and Socila Integrations for Athletes whit Disabilities, v. 4, p. 851 - 856, Nov 2012.
- BOLIN, I.; BODIN, P.; KREUTER, M. Sitting position - Posture and Performance in C5-C6 tetraplegia. **Spinal Cord**, v. 38, p. 425-434, 2000.
<https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101031>
- BURKETT, B. Technology in Paralympic Sport: performance enhancement or essential for performance? **Br J Sports Med**, 2010. 215-220.
<https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.067249>
- CALLISTER, W. **Ciência de Engenharia de Materiais**: uma introdução. Rio de Janeiro: LTC, 2002.
- CARDOSO, L. S. **Estrutura Modular Ajustável para Ergômetros de Cadeirantes Desportivos**. Universidade Federal de Uberlândia: [s.n.], 2015.

CARDOSO, V. D.; GAYA, A. C. A classificação funcional no esporte paralímpico. **Revista da Faculdade de Educação Física da UNICAMP**, Campinas, 2014. 132-146.

CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C.; CAMPOS, M. A. A. D. Cadeira de Rodas e Sistemas de Adequação Postural. In: _____ **Terapia Ocupacional: Fundamentação e Prática**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007.

CHOW, J. W.; CHAE, W. S.; CRAWFORD, M. J. Kinematic analysis of shot-putting performed by wheelchair athletes of different medical classes. **Journal of Sports Sciences**, v. 18, p. 321-330, 2000. <https://doi.org/10.1080/026404100402386>

CHOW, J. W.; KUENSTER, A.; LIM, Y. Kinematic Analysis of Javelin Throw Performance by Wheelchair Athletes of Different Functional Classes. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 2, p. 36-46, 2003. CHOW, J.; MINDOCK, L. Discus throwing performance and medical classification of wheelchair athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 33, p. 1272-1279, 1999. <https://doi.org/10.1097/00005768-199909000-00007>

CHUNG, C.-S.; LIN, J. T.; TORO, M. L.; GARCIA, Y.; BEYENE, N. M. Uniform Throwing Chair for Seated Throwing Sporting Events. **RESNA Annual Conference**, 2010.

CONFORMat. CONFORMat™ System (With Clinical Software). User Manual - Version 5.7x. 2005.

COOPER, R. A.; FITZGERALD, S. G.; BONINGER, M. L.; PRINS, K. R. Evaluation of a pushrim-activated, power-assisted wheelchair. **Arch Phys Med Rehabil.**, May 2001. 702-708.

COOPER, R. A. High-tech wheelchairs gain the competitive edge. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 10, n. 4, p. 49-55, 1991. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.20836>

COOPER, R. A.; DE LUIGI, A. J. Adaptive Sports Technology and Biomechanics: Wheelchairs. **Paralympic Sports Medicine and Science**, v. 6, p. S31-S39, Agosto 2014. <https://doi.org/10.1109/51.107169>

CORAZZA, S.; MÜNDERMANN, L.; CHAUDHARI, A. M.; DEMATTIO, T.; COBELLI, C.; ANDRIACCHI, T. P. A Markerless Motion Capture System to Study

Musculoskeletal Biomechanics: Visual Hull and Simulated Annealing Approach. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 34, n. 6, p. 1019-1029, Junho 2006. <https://doi.org/10.1007/s10439-006-9122-8>

COTA, ; BALDO, D.; PEREIRA, ; NETO, R. C. V.; SILVA, ; PANZERA,. ANÁLISE ESTRUTURAL DE UMA CADEIRA DE RODAS POR MEIO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS. **Nono Simpósio de Mecânica Computacional** , Universidade Federal de São João Del-Rei, p. 1-16, 2006.

CURRAN, S. A.; FROSSARD, L. Biomechanical analyses of the performance of Paralympians: from foudation to elite level. **Prosthetics and Orthotics International**, 36, 22 Agosto 2012. 17. <https://doi.org/10.1177/0309364612453257>

DONEGÁ, T. J. **CRwheel - Equipamento para Personalização de Cadeiras de Rodas de Corrida**. Universidade Federal de Uberlândia: [s.n.], 2015.

DUDGEON, B. J.; DEITZ, J. C. Seleção de Cadeira de Rodas. In: TROMBLY, C. A.; TODOMSKI, M. V. **Terapia Ocupacional para Disfunções Físicas**. 5ª. ed. São Paulo: Editora Santos, 2008.

ENGSTRÖM, B. **Ergonomic Seating - A True Challenge when using wheelchairs**. Suécia: Posturalis Books, 1993.

FLESING, G. S.; BARRENTINE, S. W.; ESCAMILLA, R. F.; ANDREWS, J. R. Biomechanics of overhand throwing with implications for injuries. **Sports Medicine**, 21, 1996. 421-437. <https://doi.org/10.2165/00007256-199621060-00004>

FREITAS, P. S.; SANTOS, S. S. Fundamentos Básicos da Classificação Esportiva para Atletas Paralímpicos. In: MELLO, M. T.; WINCKLER, C. **Esporte Paralímpico**. São Paulo: Atheneu, 2012.

FROSSARD, L. A.; O'RIORDAN, A.; SMEATHERS, J. Performance of elite seated discus throwers in F30s classes: Part I - Does whole body position matter? **Prosthetics and Orthotics International**, v. 37, n. 3, p. 183-191, 2012. <https://doi.org/10.1177/0309364612458685>

FROSSARD, L.; O'RIORDAN, A.; GOODMAN, S. Applied biomechanics for evidence-based traning of Australian elite seated throwers. **International Council of Sport Science and Physical Education Perspectives series**, 2005. 1 - 12.

FROSSARD, L.; O'RIORDAN, A.; GOODMAN, S. Throwing frame and performance of elite male seated shot-putters. **Sports Technology**, 3, n. 2, May 2010. 88 - 101. <https://doi.org/10.1080/19346182.2010.542005>

FROSSARD, L.; STOLP, S.; ANDREWS, M. Systematic video recording of seated athletes during the shot-put event at the sydney 2000 paralympic games. **International Journal of Performance Analysis in Sport**, 2004. 40-53. <https://doi.org/10.1080/24748668.2004.11868290>

GOLD, J. R.; GOLD, M. M. Access for all: the rise of the Paralympic Games, v. 127, n. 3, p. 133-141, 2007.

GONZALEZ, J. S. **Os Jogos Paraolímpicos: O Contexto Histórico e Atual**. Grupo de Pesquisa em Estudos Olímpicos da PUC. Porto Alegre. 2007.

GOOSEY-TOLFREY,. Supporting the paralympic athlete: focus on wheeled sports. **Disability and Rehabilitation**, 32, n. (26), 2010. 2237–2243.

GREEVE, J. M. D.; CASALIS, M. E. P.; BARROS, T. E. P. Diagnóstico e Tratamento da Lesão Medular Espinhal. São Paulo: Roca, 2001.

GRINDLE, G. G.; DELUIGI, A. J.; LAFERRIER, F.; COOPER, R. A. Evaluation of Highly Adjustable Throwing Chair for People with Disabilities. **Assistive Technology**, 2012. <https://doi.org/10.1080/10400435.2012.659835>

HAMIL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 2°. ed. [S.I.]: Manole Biomedicina, 2008.

HANSON, D.; THOMPSON, P.; LANGEMO, D.; HUNTER, S.; ANDERSON, J. Pressure mapping: A new path to pressure ulcer prevention. **Wound Care Advisor**, 1, 2012. 15-19.

HIGGINS, A.; OWECHKO, S.; TERRASAS, G.; CRISFIELD, K. **Zeus - Throwing Frame for Athletes with Disabilities**. California Polytechnic State University. San Luis Obispo, p. 94. 2012.

IIDA, I. **Ergonomia projeto e produção**. São Paulo: Edgar Bluncher, 2005.

IPC. Athletics Rules and Regulations 2014-2015. **IPC Athletics**, 2014.

IPC. Athletics Rules and Regulations 2016-2017. **IPC Athletics**, 2016.

JAN, Y. K.; JONES, M. A.; RABADI, M. H.; FOREMAN, R. D.; THIESSEN, A. Effect of wheelchari tilt-in-space and and recline angles on skin perfusion over the ischial tuberosity in people with spinal cord injury. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 100, 2010. 130-134.

KIM, J.; MULHOLLAND, S. J. Seating wheelchair technology in the developing world: need for a closer look. **Technology and Disability**, 1999. 21-27.

KOONTZ , A. M.; ROCHE, B. M.; COLLINGER , J. L.; COOPER, R. A.; BONINGER, M. L. Manual wheelchair propulsion patterns on natural surfaces during start-up propulsion. **Arch Phys Med Rehabil.** , Nov 2009. 1916-23.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.05.022>

LAFERRIER, J. Z.; RICE, I.; PEARLMAN, J.; SPORNER, M. L.; COOPER, ; LIU, T.; COOPER, R. A. Technology to improve sports performance in wheelchair sports. **Sports Technology**, 2012. 4-19.

MAK, A. F. T.; ZHANG, M.; TAM, E. W. C. Biomechanics of pressure ulcer in body tissues interacting with external forces during locomotion. **Annual Review of Biomedical Engineering**, 12, 2010. 29-53. <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-070909-105223>

MARQUES, R. F. R.; DUARTE, E.; GUTIERREZ, G. L.; ALMEIDA, J. J. G.; MIRANDA, T. J. Esporte olímpico e paralímpico: coincidências, divergências e especificidades numa perspectiva contemporânea. **Revista brasileira de educação física e esporte**, são paulo, v. 23, n. 4, p. 365- 377, out/dez 2009.

MASON, B. S.; VAN DER WOUDE, L. H. V.; GOOSEY-TOLFREY, V. L. The ergonomics wheelchair configuration for optimal performance in the wheelchair court sports. **Sports Medicine**, 43, n. 1, 2013. 23-28.
<https://doi.org/10.1007/s40279-012-0005-x>

NORTON, R. L. **Projeto de Máquinas - uma abordagem integrada**. 2a. ed. Porto Alegre: Bookman, 2004.

O'RIORDAN, A.; FROSSARD, L. A. Seated shot-put - what's it all about? **Mod Athl Coach**, v. 44, n. 2, p. 2-8, 2006.

PARSONS, A.; WINCKLER, C. Esporte e a pessoa com deficiência - contexto histórico. In: MELLO, M. T.; WINCKLER, C. **Esporte Paralímpico**. São Paulo: Atheneu, 2012.

PEDRINELLI, V. J.; NABEIRO, M. A PRÁTICA DO ESPORTE PELA PESSOA COM DEFICIÊNCIA NA PERSPECTIVA DA INCLUSÃO. In: MELLO, M. T.; WINCKLER, C. **ESPORTE PARALÍMPICO**. 1ª. ed. SÃO PAULO: EDITORA ATHENEU, 2012.

PEDRINELLI, V. J.; VERENGUER, R. C. G. Educação Física Adaptada: introdução ao universo das possibilidades. In: GORGATTI, M. G.; COSTA, R. F. **Educação Física Adaptada**: qualidade de vida para as pessoas com necessidades especiais. 2ª. ed. São Paulo: Editora Manole, 2008. Cap. 1, p. 1 -27.

PIRES, A. M.; SILVA, H. M.; BRASIL, L. Atletismo Regras Oficiais de Competição 2012 - 2013. **Confederação Brasileira de Atletismo**, Brasil, 2012.

INOVATIVA. Recordista paralímpica conta com tecnologia na busca por medalha. Rio de Janeiro, v. n° 13, p. 10 - 11, mar/abr 2016.

RECORDISTA paralímpica conta com tecnologia na busca por medalha. **Inovativa**, Rio de Janeiro, v. n° 15, p. 8 - 10, jul/ago 2016.

RIZO, L. R. Sistema de Mapeamento de Pressão. In: TEIXEIRA, E., et al. **Terapia Ocupacional na reabilitação física**. São Paulo: Editora Roca, 2003.

TANIMOTO, ; TOKUHIRO, A.; TAK, H.; TAKECHI, H.; YAMAMOTO, H. Measurement of SCI Patient's Buttock Pressure on Wheelchair and Bed. **International Workshop on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems Technology and Applications** , p. 1-4, Julho 2001.

TWEEDY, S. M.; CONNICK, M. J.; BURKETT, B.; SAYERS, M.; MEYER, C.; VANLANDEWIJCK, Y. C. What throwing frame configuration should be used to investigate the impact of different impairment types on Paralympic seated throwing? **Sports Technology**, Maio 2012. 56-64.

TWEEDY, S. M.; VANLANDEWIJCK, Y. C. International Paralympic Committee position stand - background and scientific principles of classification in paralympic sports. **Br J Sports Med**, v. 45, n. 4, p. 259-269, 2011. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2009.065060>

VAN DER WOUDE , L. H. V.; GROOT, ; JANSSEN, T. W. J. Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. **Medical Engineering & Physics**, 2006. 905–915. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2005.12.001>

VAN DER WOUDE, L. H. V.; DE GROOT, ; JANSSEN, T. W. J. Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. **Medical Engineering & Physics**, 2006. 905–915.
<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2005.12.001>

VERÍSSIMO, A.; RAVACHE, R. **Atletismo paraolímpico: manual de orientação para professores de educação física**. Comitê Paralímpico Brasileiro. [S.I.]. 2006.

VOS, G. A.; CONGLETON, J. J.; MOORE, J. S.; AMENDOLA, A. A.; RINGER, L. Postural versus chair design impacts upon interface pressure. **Applied Ergonomics**, 35, n. 5, 2006. 619-628. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2005.09.002>

WALLIS, S. M. The Seating Clinic. **Current Paediatrics**, v. 5, p. 165-179, 1995.
[https://doi.org/10.1016/S0957-5839\(95\)80218-5](https://doi.org/10.1016/S0957-5839(95)80218-5)

WINCKLER, C. Atletismo. In: MELLO, M. D. T. **Esporte Paralímpico**. 1°. ed. São Paulo: Atheneu, 2012. Cap. 8, p. 245.

ZOLLARS, J. A. **A Special Seating: An Illustrated Guide**. Minneapolis: Otto Bock Orthopedic Industry, 1996.

ANEXOS

1 - Aprovação comitê de ética para pesquisa



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO DE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE AJUSTES POSTURAS NO ALINHAMENTO DA POSTURA SENTADA DE ATLETAS DA MODALIDADE DE ARREMESSO E LANÇAMENTO

Pesquisador: Cleudmar Amaral Araujo

Área Temática:

Versão: 5

CAAE: 63819316.9.0000.5152

Instituição Proponente: Faculdade de Engenharia Mecânica

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.240.601

Apresentação do Projeto:

Segundo apresenta o projeto:

Na modalidade de arremesso e lançamentos paralímpicos os atletas com limitações na locomoção utilizam o banco de arremesso para executar o lançamento a partir da postura sentada. Acredita-se que interação do atleta com o banco de arremesso é fundamental para melhorar seu desempenho, conforto e segurança.

METODOLOGIA: Participarão dessa pesquisa 10 paratletas da equipe de atletismo, provas de arremessos e lançamentos, do SESI Gravatás de Uberlândia/MG. Cada participante será avaliado em um equipamento denominado THFRAME que permite a regulação de alguns componentes com o objetivo de ajustar o equipamento aos diferentes atletas e suas individualidades antropométricas. O protocolo de avaliação dos participantes no equipamento seguirá quatro etapas: avaliação antropométrica, regulagens e ajustes do equipamento, avaliação de percepção subjetiva e prescrição do banco de arremesso personalizado.

Critério de Inclusão:

Integrar a equipe das provas de campo do atletismo do SESI Gravatás Uberlândia, ser elegível para

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica **CEP:** 38.408-144
UF: MG **Município:** UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br



Continuação do Parecer: 2.240.601

as provas de campo do atletismo com uso do banco de arremesso, concordar e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Critério de Exclusão:

Apresentar, no momento da avaliação, alguma lesão músculo esquelética que impeça a execução da modalidade esportiva de lançamentos e arremessos.

Objetivo da Pesquisa:

Segundo o projeto:

Objetivo Primário: Avaliar a influencia de diferentes regulagens em um banco de arremesso no alinhamento da postura sentada de atletas da modalidade de arremesso e lançamento.

Objetivo Secundário:

Avaliar a influência da adequação postural na distribuição de pressão sob o assento do banco de arremesso. Avaliar a percepção subjetiva de conforto, estabilidade e segurança do atleta nas diferentes configurações de ajustes. Prescrever um banco de arremesso personalizado para o atleta.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Segundo os pesquisadores:

Riscos:

Há um risco mínimo de identificação do participante, que será minimizado com a colocação de tarjas pretas sobre seus olhos, quando nas imagens. As gravações e filmagens dos seus arremessos, após a transcrição das gravações para a pesquisa, serão desgravadas. Em nenhum momento você será identificado. Os resultados da pesquisa serão publicados e ainda assim a sua identidade será preservada. Há risco de lesões musculares relacionadas à execução dos movimentos necessários para o arremesso e lançamento de implementos na postura sentada, para minimizar este risco o participante será acompanhado pelo seu treinador durante toda a avaliação.

Benefícios:

A possibilidade de realizar ajustes da postura sentada em tempo real poderá beneficiar os atletas e treinadores a conhecer melhor suas necessidades posturais, oferecendo ainda conforto e segurança durante os treinamentos e competições da modalidade. Indiretamente, a performance do atleta pode ser otimizada a partir do uso um equipamento personalizado adequado às suas

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica **CEP:** 38.408-144
UF: MG **Município:** UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br



Continuação do Parecer: 2.240.601

dimensões e necessidades.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa apresenta relevância social e clínica.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresenta os termos obrigatórios.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/12, o CEP manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa proposto.

O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

Considerações Finais a critério do CEP:

Data para entrega de Relatório Final ao CEP/UFU: setembro de 2017.

OBS.: O CEP/UFU LEMBRA QUE QUALQUER MUDANÇA NO PROTOCOLO DEVE SER INFORMADA IMEDIATAMENTE AO CEP PARA FINS DE ANÁLISE E APROVAÇÃO DA MESMA.

O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 466/12, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo Participante da pesquisa.
- b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.
- c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução CNS 466/12, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Orientações ao pesquisador :

- O Participante da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 466/12) e deve receber uma via original do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado.

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica **CEP:** 38.408-144
UF: MG **Município:** UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br



Continuação do Parecer: 2.240.601

- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS 466/12), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao participante da pesquisa ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS 466/12). É papel de o pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res.251/97, item III.2.e).

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_471985.pdf	24/08/2017 17:18:35		Aceito
Outros	declaracao.pdf	21/08/2017 18:18:54	CAROLINE LOPES GOMES DE ABREU	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto_de_trabalho_corrigido.docx	21/08/2017 18:16:34	CAROLINE LOPES GOMES DE ABREU	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_corrigido.doc	19/06/2017 15:44:20	CAROLINE LOPES GOMES DE ABREU	Aceito
Declaração de Pesquisadores	termo_compromisso.jpg	29/09/2016 11:38:09	CAROLINE LOPES GOMES DE ABREU	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	declaracao_instituicao.jpg	29/09/2016 10:57:30	CAROLINE LOPES GOMES DE ABREU	Aceito
Recurso Anexado pelo Pesquisador	curriculo_lattes.docx	05/07/2016 11:09:20	CAROLINE LOPES GOMES DE ABREU	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	03/05/2016 17:16:54	CAROLINE LOPES GOMES DE ABREU	Aceito

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica **CEP:** 38.408-144
UF: MG **Município:** UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br



Continuação do Parecer: 2.240.601

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

UBERLÂNDIA, 25 de Agosto de 2017

Assinado por:

Sandra Terezinha de Farias Furtado
(Coordenador)

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica **CEP:** 38.408-144
UF: MG **Município:** UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br

2 - Termo de consentimento livre e esclarecido utilizado na pesquisa

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado (a) para participar da pesquisa AVALIAÇÃO DE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE AJUSTES POSTURAIIS NO ALINHAMENTO DA POSTURA SENTADA DE PARATLETAS DA MODALIDADE DE ARREMESSO E LANÇAMENTO, sob a responsabilidade dos pesquisadores Cleudmar Amaral de Araújo e Caroline Lopes Gomes de Abreu.

Nesta pesquisa nós estamos buscando entender como as diferentes configurações de ajustes posturais podem influenciar o alinhamento da postura sentada no banco de arremesso.

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será obtido pelo pesquisador Caroline Lopes Gomes de Abreu, no momento da avaliação que ocorrerá no SESI Uberlândia – Clube Virgílio Galassi, na rua Nova Ponte, 500, Bairro Jardim dos Gravatás, Uberlândia/MG.

Na sua participação iremos coletar algumas medidas do seu corpo, como a largura do quadril e comprimento das pernas, em seguida você será posicionado em um equipamento similar a um banco de arremesso e deverá realizar três arremessos de peso com o qual você está habituado. Esse equipamento será ajustado ao seu corpo e as medidas serão anotadas.

Há um risco mínimo de identificação do participante, que será minimizado com a colocação de tarjas pretas sobre seus olhos, quando nas imagens. As gravações e filmagens dos seus arremessos, após a transcrição das gravações para a pesquisa, serão desgravadas. Em nenhum momento você será identificado. Os resultados da pesquisa serão publicados e ainda assim a sua identidade será preservada. **Há risco de lesões musculares relacionadas à execução dos movimentos necessários para o arremesso e lançamento de implementos na postura sentada, para minimizar este risco o participante será acompanhado pelo seu treinador durante toda a avaliação.** Em contrapartida, a possibilidade de realizar ajustes da postura sentada poderá beneficiar os atletas e treinadores a conhecer melhor suas necessidades posturais, oferecendo ainda conforto e segurança durante os treinamentos e competições da modalidade. Você não terá nenhum gasto e ganho financeiro por participar na pesquisa.

É de responsabilidade dos pesquisadores e das instituições participantes, a prestação de assistência integral e acompanhamento do participante da pesquisa que vier a sofrer danos decorrentes direta ou indiretamente da participação no estudo. O participante conta com garantia de indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa, sob nenhum argumento haverá renúncia ao direito a indenização por dano.

Você é livre para deixar de participar da pesquisa a qualquer momento sem nenhum prejuízo ou coação. Uma via original deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com você. Qualquer dúvida a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com: Cleudmar Amaral Araújo ou Caroline Lopes Gomes de Abreu, telefone: (34) 3239-8044. Endereço: Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 1M, Universidade Federal de Uberlândia - Campus Santa Mônica. Uberlândia-MG. CEP: 38.400-902. Poderá também entrar em contato com o Comitê de Ética na Pesquisa com Seres-Humanos – Universidade Federal de Uberlândia: Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco A, sala 224, Campus Santa Mônica – Uberlândia –MG, CEP: 38408-100; fone: 34-32394131. O CEP é um colegiado independente criado para defender os interesses dos participantes das pesquisas em sua integridade e dignidade e para

Rubrica pesquisador: _____

Rubrica pesquisador: _____

Rubrica participante: _____

contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos conforme resoluções do Conselho Nacional de Saúde.

Uberlândia,dede 2017

Cleudmar Amaral Araújo


Caroline Lopes Gomes de Abreu

Assinatura dos pesquisadores

Eu aceito participar do projeto citado acima, voluntariamente, após ter sido devidamente esclarecido.



Participante da pesquisa

3 - Registro de depósito de patente do equipamento de avaliação e prescrição de cadeiras de arremesso.

 16/05/2016 014160000393 VP13/05/2016  BR 10 2016 011019 0	Espaço reservado para o protocolo Espaço reservado para a etiqueta Espaço reservado para o código QR		
  INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL Sistema de Gestão da Qualidade Diretoria de Patentes			
DIRPA	Tipo de Documento: Formulário Título do Documento: Depósito de Pedido de Patente	DIRPA Código: FQ001 Procedimento: DIRPA-PQ006	Página: 1/3 Versão: 2
Ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial: O requerente solicita a concessão de um privilégio na natureza e nas condições abaixo indicadas:			
1. Depositante (71): 1.1 Nome: UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA 1.2 Qualificação: Instituição Pública de Ensino, Pesquisa e Extensão 1.3 CNPJ/CPF: 25.648.387/0001-18 1.4 Endereço Completo: Av. João Naves de Ávila 2121, Reitoria, Uberlândia-MG 1.5 CEP: 38408-100 1.6 Telefone: (34) 3239-4978 1.7 Fax: 1.8 E-mail: diretoria@intelecto.ufu.br			
<input type="checkbox"/> continua em folha anexa			
2. Natureza: <input checked="" type="checkbox"/> Invenção <input type="checkbox"/> Modelo de Utilidade <input type="checkbox"/> Certificado de Adição			
3. Título da Invenção ou Modelo de Utilidade (54): "EQUIPAMENTO DE AVALIAÇÃO E PRESCRIÇÃO DE CADEIRAS DE ARREMESSO"			
<input type="checkbox"/> continua em folha anexa			
4. Pedido de Divisão: do pedido N°		Data de Depósito:	
5. Prioridade: <input type="checkbox"/> Interna (96) <input type="checkbox"/> Unionista (30)			
O depositante reivindica a(s) seguinte(s):			
País ou Organização do depósito	Número do depósito (se disponível)	Data de depósito	


 16/05/2016 014160000393
 VP13/05/2016


☐ continua em folha anexa

 DIRPA <small>Título do Documento:</small>	 INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL Sistema de Gestão da Qualidade Diretoria de Patentes	Tipo de Documento: Formulário	Página: 2/3
Depósito de Pedido de Patente		Código: FQ001	Versão: 2
		Procedimento: DIRPA-PQ006	

6. Inventor (72):

☐ Assinale aqui se o(s) mesmo(s) requer(en) a não divulgação de seus nome(s), neste caso não preencher os campos abaixo.

6.1 Nome: CLEUDMAR AMARAL ARAÚJO

6.2 Qualificação: professor UFMG

6.3 CPF: 460.859.716-72

6.4 Endereço Completo: Av. Alexandrino Ribeiro Guimarães 689, apto402, Uberlândia-MG

6.5 CEP: 38408-050

6.6 Telefone: 6.7 FAX:

6.8 E-mail: cleudmar@mecanica.ufu.br

☒ continua em folha anexa

7. Declaração de divulgação anterior não prejudicial. ☐

Artigo 12 da LPI – período de graça.
Informe no item 11.13 os documentos anexados, se houver.

8. Declaração na forma do item 3.2 da Instrução Normativa PR nº 17/2013:

☐ Declaro que os dados fornecidos no presente formulário são idênticos ao da certidão de depósito ou documento equivalente do pedido cuja prioridade está sendo reivindicada.

9. Procurador (74):

9.1 Nome:

9.2 CNP/CPF: 9.3 API/OAB:

9.4 Endereço Completo:

9.5 CEP:

9.6 Telefone: 9.7 FAX:

9.8 E-mail:

☐ continua em folha anexa

10. Listagem de sequências biológicas.

Informe nos itens 11.9 ao 11.12 os documentos anexados, se houver. ☐



INPI
INSTITUTO NACIONAL
DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL

INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUSTRIAL
Sistema de Gestão da Qualidade
Diretoria de Patentes

DIRPA Título do Documento	Tipo de Documento:	Formulário	DIRPA	Página	3/3	
	Depósito de Pedido de Patente		Código:	FQ001	Versão:	2
			Processamento:		DIRPA-PQ006	

11. Documentos Anexados:

(Assinale e indique também o número de folhas)

(Deverá ser indicado o número total de somente uma das vias de cada documento).

	Documentos Anexados	folhas
<input checked="" type="checkbox"/>	11.1 Guia de Recolhimento da União (GRU).	1
<input type="checkbox"/>	11.2 Procuração.	
<input type="checkbox"/>	11.3 Documentos de Prioridade.	
<input type="checkbox"/>	11.4 Documento de contrato de trabalho.	
<input checked="" type="checkbox"/>	11.5 Relatório descritivo.	8
<input checked="" type="checkbox"/>	11.6 Reivindicações.	3
<input checked="" type="checkbox"/>	11.7 Desenho(s) (se houver). Sugestão de figura a ser publicada com o resumo: nº, _____ por melhor representar a invenção (sujeito à avaliação do INPI).	2
<input checked="" type="checkbox"/>	11.8 Resumo.	1
<input type="checkbox"/>	11.9 Listagem de seqüências em arquivo eletrônico: nº de CDs ou DVDs (original e cópia).	
<input type="checkbox"/>	11.10 Código de controle alfanumérico no formato de código de barras referente às listagem de seqüências.	
<input type="checkbox"/>	11.11 Listagem de seqüências em formato impresso.	
<input type="checkbox"/>	11.12 Declaração relativa à Listagem de seqüências.	
<input checked="" type="checkbox"/>	11.13 Outros (especificar) Anexo 1, declaração de inventores, portaria UPD	5

12. Total de folhas anexadas: 20 fls.

13. Declaro, sob as penas da Lei que todas as informações acima prestadas são completas e verdadeiras.

UBERLÂNDIA, 11 DE MAIO DE 2016

Local e Data



Assinatura e Carimbo

Universidade Federal de Uberlândia
Prof. Elvino Santos Rosende
Reitor

1/1

Anexo I**(Referente aos itens marcados do Formulário FQ001)****3. Título da Invenção ou Modelo de Utilidade(54):****"EQUIPAMENTO DE AVALIAÇÃO E PRESCRIÇÃO DE CADEIRAS DE ARREMESSO"****6. Inventor (72)**6.1 Nome: **CAROLINE LOPES GOMES DE ABREU**6.2 Qualificação: **aluna de pós-graduação UFU**6.3 CPF : **306.084.528-07**6.4 Endereço completo: **Rua Licydio Paes 1509, apto 304, Santa Mônica, Uberlândia-MG**6.5 CEP: **38408-254**

6.6 Telefone:

6.7 Fax:

6.8 E-mail: **carolinelgabreu@gmail.com**6.1 Nome: **RAFAEL BATISTA CARDOSO**6.2 Qualificação: **aluno de graduação UFU**6.3 CPF : **460.859.716-72**6.4 Endereço completo: **Rua Bom Sucesso 48, Araguari-MG**6.5 CEP: **38443-052**

6.6 Telefone:

6.7 Fax:

6.8 e-mail:

4 - Registro de depósito de patente do banco de arremesso modular personalizado



Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT

Número do Processo: BR 10 2017 005548 5

Dados do Depositante (71)

Depositante 1 de 1

Nome ou Razão Social: UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Tipo de Pessoa: Pessoa Jurídica

CPF/CNPJ: 25648387000118

Nacionalidade: Brasileira

Endereço: Av. João Naves de Ávila, 2121 - Campus Santa Mônica - Retortia

Cidade: Uberlândia

Estado: MG

CEP: 38400-902

País: Brasil

Telefone: (34)3239 4877

Fax:

Email: propriedade@intelecto.ufu.br

Dados do Pedido

Natureza Patente: 10 - Patente de Invenção (PI)

Título da Invenção ou Modelo de Utilidade (54): BANCO DE ARREMESSO MODULAR PERSONALIZADO

Resumo:

Banco de arremesso modular personalizado foi desenvolvido para ser utilizado em provas de campo do atletismo paralímpico, proporcionando uma melhor performance do atleta através de um equipamento feito sobre medida e que pode ser totalmente desmontado facilitando o transporte

Figura a publicar: 2

PETICIONAMENTO ELETRÔNICO

Esta solicitação foi enviada pelo sistema Petição Eletrônica em 18/03/2017 às 16:15, Petição 870170018066

Dados do Inventor (72)

Inventor 1 de 3

Nome: CLEUDMAR AMARAL DE ARAÚJO

CPF: 46085871672

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Física: Professor do ensino superior

Endereço: Av. Alexandre Ribeiro Guimarães 689 apto 402, Bairro Santa Maria

Cidade: UBERLÂNDIA

Estado: MG

CEP: 38408-050

País: BRASIL

Telefone:

Fax:

Email: cleudmar@mecanica.ufu.br

Inventor 2 de 3

Nome: CAROLINE LOPES GOMES DE ABREU

CPF: 30608452807

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Física: Doutorando

Endereço: Rua Licydio Poes 1509 apto 304, Bairro Santa Mônica

Cidade: UBERLÂNDIA

Estado: MG

CEP: 38408-254

País: BRASIL

Telefone:

Fax:

Email: carolinegabreu@gmail.com

Inventor 3 de 3

**PETICIONAMENTO
ELETRÔNICO**

Esta solicitação foi enviada pelo sistema Petição Eletrônica em 18/05/2017 às 18:15, Petição 870170018068

Nome: VITOR LICHFETT MACHADO
 CPF: 11970565640
 Nacionalidade: Brasileira
 Qualificação Física: Outras ocupações não especificadas anteriormente
 Endereço: Rua Hildebrando Oliva 1033, Bairro Santa Mônica
 Cidade: UBERLÂNDIA
 Estado: MG
 CEP: 38408-212
 País: BRASIL
 Telefone:
 Fax:
 Email:

Documentos anexados

Tipo Anexo	Nome
Comprovante de pagamento de GRU 200	GRU.pdf
Relatório Descritivo	RELATORIO DESCRITIVO.pdf
Reivindicação	REIVINDICAÇÕES.pdf
Desenho	FIGURAS.pdf
Resumo	RESUMO.pdf
Portaria	Nomeação Valder DOL.pdf
declaração de Inventor1	declaração 1.pdf
declaração Inventor 2	declaração 2.pdf
declaração Inventor 3	declaração 3.pdf

Acesso ao Patrimônio Genético

☒ Declaração Negativa de Acesso - Declaro que o objeto do presente pedido de patente de invenção não foi obtido em decorrência de acesso à amostra de componente do Patrimônio Genético Brasileiro, o acesso foi realizado antes de 30 de junho de 2000, ou não se aplica.

Declaração de veracidade

☒ Declaro, sob as penas da lei, que todas as informações acima prestadas são completas e verdadeiras.

**PETICIONAMENTO
ELETRÔNICO**

Esta solicitação foi enviada pelo sistema Peticionamento Eletrônico em 18/03/2017 às 18:15, Petição 870170018068